



HAL
open science

Capacités d'adaptations locomotrices de patients amputés transfémoraux dans différentes situations quotidiennes de marche

Sophie Persine

► **To cite this version:**

Sophie Persine. Capacités d'adaptations locomotrices de patients amputés transfémoraux dans différentes situations quotidiennes de marche. Ingénierie biomédicale. Université Polytechnique Hauts-de-France, 2024. Français. NNT : 2024UPHF0008 . tel-04701602

HAL Id: tel-04701602

<https://theses.hal.science/tel-04701602v1>

Submitted on 18 Sep 2024

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

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

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de

l'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS-DE-FRANCE

et de l'INSA HAUTS-DE-FRANCE

Discipline, spécialité selon la liste des spécialités pour lesquelles l'École Doctorale est accréditée :

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Biomécanique

Présentée et soutenue par Sophie PERSINE.

Le 18/03/2024, à Valenciennes

École doctorale :

École Doctorale Polytechnique Hauts-de-France (ED PHF n°635)

Unité de recherche :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH – UMR CNRS 8201)

Capacités d'adaptations locomotrices de patients amputés transfémoraux dans différentes situations quotidiennes de marche

JURY

Président du jury

- M. William BERTUCCI, PU, Université de Reims, France

Rapporteurs

- M. Teddy CADERBY, MCF HDR, Université de la Réunion, France

- M. Thomas ROBERT, CR HDR, LBMC, Université de Lyon, France

Examineurs

- M. William BERTUCCI, PU, Université de Reims, France

- Mme. Véronique FEIPEL, PU, Université Libre de Bruxelles, Belgique

Co-directeurs de thèse

- Mme Emilie SIMONEAU-BUESSINGER, PU, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes, France

- M. Sébastien LETENEUR, MCF HDR, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes, France

Co-encadrants

- M. Christophe GILLET, Docteur, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes, France

- Mme. Jennifer BASSEMENT, Docteur, Centre Hospitalier de Valenciennes, Valenciennes, France

Membres invités

- M. Frédéric CHARLATE, MPR, Fondation Hopale, Centre Jacques Calvé, Berck, France

- Mme. Isabelle LOIRET, MPR, Institut Régional de Réadaptation de Nancy, France

L'être humain accompli est celui qui a la force et le courage de changer ce qu'il peut changer, la sérénité d'accepter ce qu'il ne peut changer, et la sagesse d'en faire la différence.

Marc-Aurèle

Résumé

Capacités d'adaptations locomotrices d'amputés transfémoraux dans différentes situations quotidiennes de marche

La marche avec prothèse transfémorale engendre des asymétries et des stratégies compensatoires mises en évidence par les outils d'analyse tridimensionnelle de la locomotion. Malgré la rééducation apportée et l'ingénierie autour de l'appareillage pour limiter ces compensations, une dégénération précoce du système musculo-squelettique est observée au cours du temps. La surutilisation du membre intact et les asymétries locomotrices peuvent engendrer le développement d'arthrose et de lombalgie chronique.

L'objectif de ce travail de thèse était d'analyser les adaptations locomotrices de l'amputé transfémoral (ATF) dans la réalisation de situations de marche quotidiennes, afin de prévenir des conséquences à long terme de la marche avec prothèse. Trois études expérimentales ont ainsi été réalisées.

L'étude 1 a mis en évidence que pour atteindre les objectifs de rééducation fixés par un programme de rééducation fonctionnelle, les ATF vont mettre en place des adaptations locomotrices, en l'occurrence de la cinématique du tronc et du bassin, lors de la marche sur sol plat. Ces adaptations se manifestaient par une diminution de l'asymétrie du balancement latéral du tronc et une augmentation de la mobilité du bassin. La rééducation fonctionnelle induit donc l'acquisition de nouvelles habiletés motrices.

Dans l'étude 2, la coordination entre membre supérieur et membre inférieur controlatéral lors de la marche sur devers a été étudiée afin de comprendre l'adaptation locomotrice par rapport au changement de sol et d'objectiver certaines observations cliniques. L'analyse des phases relatives continues a mis en évidence des asymétries de coordination entre les côtés pouvant varier en fonction du pied d'appui.

Dans la 3^e étude, la majoration des contraintes articulaires faisant partie des facteurs de risque d'arthrose précoce, l'adaptation de la dynamique du membre intact lors de l'augmentation de la vitesse de marche a été étudiée chez des utilisateurs de genoux à microprocesseur. Il a été observé dans cette population une réduction du moment articulaire du genou intact en comparaison aux sujets témoins lors de l'augmentation de la vitesse de marche.

De manière globale, les adaptations développées par les ATF répondaient à des problématiques fonctionnelles pour réaliser la tâche locomotrice visée.

L'intérêt de l'analyse quantifiée de la marche est de fournir un suivi objectif de l'évolution de paramètres biomécaniques au cours du temps. La détection de facteurs prédisposant à la dégradation de la mobilité permet d'orienter efficacement la prise en charge pour répondre aux objectifs de vie de l'ATF. La formalisation de cette approche centrée sur la fonction par la rédaction d'un compte rendu spécifique permet de faciliter le lien vers la pratique clinique.

Mots clefs : biomécanique, amputation, prothèse fémorale, rééducation, locomotion

Locomotor adaptation capacities of transfemoral amputees in different daily walking conditions

Walking with a transfemoral prosthesis gives rise to asymmetries and compensatory strategies, as highlighted by three-dimensional locomotion analysis tools. Despite the rehabilitation provided and the engineering carried out around the prosthesis to limit these compensations, early degeneration of the musculoskeletal system is observed over time. Overuse of the intact limb and locomotor asymmetries can lead to the development of osteoarthritis and chronic low back pain.

The aim of this thesis was to analyse the locomotor adaptations of transfemoral amputees (TFA) in everyday walking situations, in order to prevent the long-term consequences of walking with a prosthesis. Three experimental studies were carried out.

Study 1 showed that in order to achieve the rehabilitation objectives set by a functional rehabilitation programme, TFA will implement locomotor adaptations, in this case of trunk and pelvis kinematics, when walking on flat ground. These adaptations were manifested by a reduction in the asymmetry of the lateral sway of the trunk and an increase in the mobility of the pelvis. Functional rehabilitation therefore leads to the acquisition of new motor skills.

In Study 2, the coordination between the upper limb and the contralateral lower limb when walking on an incline was studied in order to understand the locomotor adaptation to the change of ground and to objectify certain clinical observations. Analysis of the continuous relative phases revealed asymmetries in coordination between the sides, which could vary according to the support foot.

In the 3rd study, since increased joint stress is one of the risk factors for early osteoarthritis, the adaptation of the dynamics of the intact limb when walking speed is increased was studied in users of microprocessor knees. In this population, a reduction in the joint moment of the intact knee was observed compared with control subjects when walking speed was increased.

Overall, the adaptations developed by the TFA responded to functional problems in performing the locomotor task in question.

The advantage of quantified gait analysis is that it provides objective monitoring of changes in biomechanical parameters over time. Detection of factors predisposing to mobility degradation enables effective management to meet the TFA's life goals. Formalising this function-centred approach by writing a specific report will facilitate the link with clinical practice.

Key Words: biomechanics, transfemoral amputation, prosthesis, rehabilitation, locomotion

Remerciements

Je remercie sincèrement les membres du jury, Messieurs Teddy Caderby, Thomas Robert, William Bertucci, et Madame Véronique Feipel, ainsi que Madame Isabelle Loiret, d'avoir accepté d'expertiser ce manuscrit, ainsi que pour le temps consacré à la lecture et à la soutenance.

Merci à mes encadrants de thèse, Emilie, Sébastien, Christophe, et Jennifer pour le chemin parcouru au cours de ces années. Ce parcours, en commençant par le master 3MH, représente une partie importante de ma vie sur laquelle j'ai énormément évolué.

Il me tient à cœur de remercier Olivier Agnani, la première personne qui a cru en moi et grâce à qui je me suis lancée dans cette voie.

Merci à mes amis qui ont été présents dans les bons moments, mais surtout qui m'ont soutenue et aidée dans les moments difficiles, Nicolas, Mathias, Ciska, Eugénie, Emilie, et une mention particulière à L&Y pour les échanges très enrichissants.

Je remercie mes parents, qui ont toujours fait ce qu'ils pouvaient pour me donner la chance de faire ce qui me passionne. Je remercie en particulier ma mère, et Hugo pour l'aide et le soutien du quotidien. Je remercie Pierre, qui a subi une grande partie de cette thèse.

Enfin, un énorme merci à mes collègues de la Fondation Hopale. Je me suis sentie accueillie dans une nouvelle famille au cours de cette CIFRE et c'est un réel plaisir de continuer à avancer avec vous dans les nombreux projets en perspective. Merci en particulier à Emmanuel d'avoir soutenu le projet de thèse, merci à David de m'avoir tout appris sur l'amputation et l'appareillage, merci à Frédéric pour le soutien sans faille sur le projet, merci à Paul, aux kinés, orthoprothésistes, et à l'ensemble du service vasculaire/appareillage pour le dynamisme et la convivialité. Un grand merci à l'ensemble des patients amputés que j'ai pu voir en tant que kiné ou au labo du mvt dont les nombreux échanges m'ont permis d'évoluer tant que le plan professionnel qu'humain, ainsi que sur des réflexions quant aux problématiques les concernant. Merci à Marine d'être arrivée et d'avoir débloqué certaines situations, nous avons de belles choses à faire. Puis Céline, à qui je vais simplement adresser un grand merci.

Liste des productions scientifiques

Publications scientifiques parues dans des revues internationales indexées :

Persine, S., S. Leteneur, C. Gillet, J. Bassement, F. Charlate and E. Simoneau-Buessinger (2022). "Walking abilities improvements are associated with pelvis and trunk kinematic adaptations in transfemoral amputees after rehabilitation." *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 94: 105619.

Persine, S., Simoneau-Buessinger, E., Charlaté, F., Bassement, J., Gillet, C., Découfour, N., & Leteneur, S. (2023). Transfemoral amputees adapt their gait during cross-slope walking with specific upper-lower limb coordination. *Gait & Posture*, 105, 171-176.

Persine, S., Leteneur, S., Gillet, C., Bassement, J., Charlaté, F., & Simoneau-Buessinger, E. (2023). Kinetic adaptations of the intact limb in transfemoral amputees using a microprocessor prosthetic knee. *Gait & Posture*.

Communications en congrès dans le cadre de la thèse :

Persine s., Gillet c., Anceaux f., Leteneur s., Bassement j., Knapen e., Brassart d., Charlate f., Simoneau E. (2020). Evaluation de l'utilisation de rapports d'Analyse Quantifiée de la Marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur. 19ème édition du Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Nice, France, janvier. Prix jeune chercheur

Persine s., Molenaar c., Gillet c., Leteneur s., Charlate f., Simoneau-buessinger e. (2020). Influence of a rehabilitation program on functional walking abilities and frontal plane compensations in transfemoral amputees. 11th world congress for neurorehabilitation (WFNR) and 35th congress of the french society of physical and rehabilitation medicine (SOFMER), october.

Persine s., Decoufour n., Gillet c., Leteneur s., Bassement j., Simoneau-buessinger e. (2021). Upper-lower coordination in transfemoral amputee during walking. 46ème édition du congrès de la société de biomécanique, Saint-Etienne, France, octobre.

Persine s., Charlate f., Leteneur s., Gillet c., Simoneau-buessinger e. (2021). Conséquences biomécaniques de l'augmentation de la vitesse de marche des personnes amputées en transfémoral. 27ème congrès de la Société Française Posture Equilibre et Locomotion (SOFPEL), Lille, France, décembre.

Communications en congrès pour la Fondation Hopale en dehors du sujet de thèse :

Legrand v., **Persine s.**, Charlate f. (2020). Etude de cas : orthèse e-mag versus orthèse articulée mécanique chez une patiente avec séquelles de Guillain Barré, évaluation avec analyse quantifiée de la marche. 24ème édition du congrès scientifique International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO)-France, Marseille, France, novembre.

Molenaar c., **Persine s.**, Knapen e., Charlate f. (2021). Evaluation du risque de chute chez les personnes âgées avec une amputation de membre inférieur. Colloque chute de la personne âgé (PRIMOH), Valenciennes, France, mai.

Stock k., **Persine s.**, Brassart d., Charlate f. (2021). Analyse biomécanique de la boiterie de Duchenne de patients amputés transfémoraux. 36ème congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), Lille, France, octobre.

Charlate f., Galland m., **Persine s.** (2021). Stratégies d'appareillage pour un patient amputé d'une hémipelvectomie avec double stomie, vers une marche fonctionnelle et efficace. 25ème congrès International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO)-France, Lyon, France, novembre.

Persine S., Découfour N. (2022). Récupération des capacités pliométriques après ligamentoplastie du LCA, analyse biomécanique d'un single leg drop jump. 20ème édition du Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Marseille, France, juin.

Persine S., Leconte A., Charlaté F. (2022). Analyse biomécanique de la course après amputation de membre inférieur, une étude de cas. Congrès de l'AFA-AMPAN, Angers, France, juin.

TABLE DES MATIERES

RESUME	3
REMERCIEMENTS	5
LISTE DES PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES	6
TABLE DES ILLUSTRATIONS	10
INTRODUCTION GENERALE	16
CADRE THEORIQUE - CARACTERISTIQUES CLINIQUES ET BIOMECANIQUES DE LA MARCHÉ DES AMPUTES TRANSFEMORAUX APPAREILLES	20
1. L'AMPUTATION DE MEMBRE INFERIEUR : PHYSIOPATHOLOGIE, APPAREILLAGE ET REEDUCATION	20
1.1. L'amputation	20
1.2. L'amputation transfémorale	21
1.3. Différentes étiologies et spécificités de prise en charge rééducative	23
1.3.1. Pathologies vasculaires	24
1.3.2. Amputations d'origine traumatique	26
1.3.3. Infections	27
1.3.4. Atteinte néoplasique	27
1.3.5. Pathologie congénitale invalidante	28
1.4. Appareillage après une amputation transfémorale	28
1.4.1. Emboiture	29
1.4.2. Moyen de suspension	32
1.4.3. Genou prothétique	33
1.4.4. Pieds prothétiques	37
1.4.5. Critères d'attribution	38
1.4.6. Réglages et alignements	40
1.4.7. Limites de l'appareillage et impact de l'ATF dans les activités de la vie quotidienne	42
1.5. Stratégies d'orientation thérapeutique et de prise en charge rééducative du centre Jacques Calvé	44
2. REORGANISATION DE LA LOCOMOTION AVEC UN APPAREILLAGE FEMORAL	48
2.1. Principes de l'organisation d'un mouvement	48
2.2. Réorganisation corticale après une amputation transfémorale	49
2.3. Intégration de la prothèse et adaptation de la locomotion	50
3. LA MARCHÉ DE L'AMPUTE TRANSFEMORAL SUR SOL PLAT ET EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES DE VIE COURANTE : SYNTHESE DES ETUDES BIOMECANIQUES	50
3.1. Analyse de la marche normale sur sol plat	50
3.1.1. Paramètres spatio-temporels	51
3.1.2. Paramètres cinématiques	52
3.1.3. Paramètres dynamiques	55
3.2. Caractéristiques de la marche des ATF	58
3.3. Locomotion des ATF lors d'activités supérieures de marche	61
4. ANALYSE DE LA MARCHÉ POUR LA PRISE EN CHARGE DES PATIENTS ATF	62
4.1. Bilan clinique	62
4.2. Analyse quantifiée de la marche (AQM)	67
4.3. Le laboratoire d'analyse du mouvement du centre Jacques Calvé	69
4.4. Evaluation de l'utilisation de rapports d'analyse quantifiée de la marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur	70
CONTRIBUTION EXPERIMENTALE	74
ETUDE 1 : ADAPTATIONS CINEMATIQUES DE LA MARCHÉ SPONTANE D'AMPUTES TRANSFEMORAUX APRES UN PROGRAMME DE REEDUCATION FONCTIONNELLE	74
ETUDE 2 : ADAPTATIONS DE LA COORDINATION ENTRE MEMBRE SUPERIEUR ET MEMBRE INFERIEUR DES ATF LORS DE LA MARCHÉ EN DEVERS	88
ETUDE 3 : ADAPTATIONS DE LA DYNAMIQUE DE LA JAMBE INTACTE DES ATF EQUIPES D'UN GENOU A MICROPROCESSEUR LORS DE LA MARCHÉ RAPIDE	108
DISCUSSION GENERALE	123
CONCLUSION	135

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	136
ANNEXES	149

Table des illustrations

Figure 1 : Niveaux d'amputations majeures (A) et mineures (B) du membre inférieur (Camilleri, Anract et al. 2000).....	20
Figure 2 : Zones d'insertion du court adducteur (A), du long adducteur (B), et du grand adducteur (C). Plus le fémur est amputé en proximal, plus la fonction d'adduction et de stabilisation du membre perd en efficacité (Chui, Jorge et al. 2019).....	21
Figure 3 : Radiographie en charge avec prothèse d'un patient avec ATF et moignon court (Chui, Jorge et al. 2019).....	22
Figure 4 : Les phases de l'ostéomyoplastie (Camilleri, Anract et al. 2000).....	23
Figure 5 : Habillage et personnalisation de prothèses fémorales.....	29
Figure 6 : Vue postérieure d'une emboiture quadrangulaire (A), d'une emboiture à ischion intégré (B), d'une emboiture anatomique Marlo (MAS) (C), et d'une emboiture n'ayant aucun point d'appui sur le bassin (D) (Chui, Jorge et al. 2019).....	31
Figure 7 : Vue transversale, antérieure et postérieure d'une emboiture quadrangulaire (A) et d'une emboiture à ischion intégré pour une amputation transfémorale droite (B) (Physiopedia).....	31
Figure 8 : Suspension avec contact direct entre le moignon et l'emboiture (A). Système de dépressurisation avec manchon et collerette (B).....	33
Figure 9 : Exemple de genou monocentrique sur l'image de gauche (3S80 de Ottobock), et de genou polycentrique sur l'image de droite (Total knee de Ossur).....	34
Figure 10 : Exemple d'un genou verrou (Prosedo de Ottobock à gauche) et d'un genou à gestion dynamique de la phase d'appui grâce à un système hydraulique (3R80 de Ottobock à droite).....	35
Figure 11 : Exemples de genoux MPK, à gauche le Rheo Knee de Ossur, au centre le Genium de Ottobock, et à droite le Power Knee de Ossur.....	37
Tableau I : Les différentes catégories de genoux prothétiques, adapté de (Thomas-Pohla, Rogeza et al. 2015).....	37
Figure 12 : Les différentes catégories de pieds prothétiques.....	38
Tableau II : Définitions de la classification MFCL (Gailey, Roach et al. 2002).....	39
Figure 13 : Position de stabilité maximale du genou en phase d'appui, quand la verticale gravitaire W passe en avant du centre articulaire K du genou prothétique (A) ; position de stabilité minimale avec la verticale gravitaire passant par l'axe de rotation du genou (B) ; et un alignement en instabilité de par la postériorisation de la verticale gravitaire par rapport au centre de rotation du genou (C) (Chui, Jorge et al. 2019).....	41
Figure 14 : Représentation schématique de l'orientation du bassin dans le plan frontal lors d'une phase de simple appui droit vue de dos chez un sujet non amputé (A) ; chez un sujet amputé transfémoral avec inclinaison du bassin côté opposé à la prothèse (B) ; et en visualisation 3D vue de dos d'un amputé transfémoral droit avec inclinaison du bassin vers le côté de la prothèse (C).....	42
Figure 15 : Niveaux de mobilité du patient permettant d'orienter le programme de prise en charge au centre Calvé.....	45

Tableau III : Objectifs de prise en charge généraux par corps de métier en fonction du niveau de mobilité du patient au centre J. Calvé.....	47
Figure 16 : Principales phases du cycle de marche (Veil 2000, Whittle 2002).....	51
Tableau IV : Moyennes de paramètres spatio-temporels sur 8 cycles de marche de 22 adultes non pathologiques en condition de marche spontanée. Les données ont été recueillies au moyen d'un système de capture 3D du mouvement (Vicon) au centre J. Calvé.....	52
Figure 17 : Représentation 3D des 15 segments modélisés du corps chez un sujet non pathologique. Les flèches indiquent l'orientation des axes du segment jambier gauche : en vert l'axe antéro-postérieur (X), en rouge l'axe médio-latéral (Y), en bleu l'axe vertical (Z).....	53
Figure 18 : Courbes représentant la moyenne et écart type des angles articulaires au cours du cycle de marche, selon les 3 plans, chez une population adulte en bonne santé. La cinématique du tronc et du bassin a été représentée sur un cycle droit. Au niveau des articulations des membres inférieurs, la couleur verte représente le côté droit et est affichée selon un cycle droit ; la couleur rouge représente le côté gauche et est affichée selon un cycle gauche. La colonne de gauche présente les angles dans le plan sagittal ; la colonne du milieu dans le plan frontal ; et la colonne de droite dans le plan transverse. Les valeurs des angles sont exprimées en degré.....	54
Figure 19: Visualisation 3D des forces de réaction au sol captés par la plateforme de force sous le pied gauche du sujet lors de la marche.....	55
Figure 20 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des forces de réaction au sol sous chaque pied (droit en vert et gauche en rouge) au cours de la phase d'appui. La valeur des forces antéro-postérieures (à gauche), médio-latérales (au centre) et verticales (à droite) est normalisée par rapport à la masse des sujets.....	56
Figure 21 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des moments articulaires (Nm/kg) des hanches, genoux et chevilles (droits en vert et gauches en rouge) au cours de la phase d'appui. Les moments externes calculés dans le plan sagittal sont représentés sur la colonne de gauche, ceux du plan frontal dans la colonne du milieu, et les moments du plan transverse dans la colonne de droite. Ext/Flex correspond au moment en extension et au moment en flexion ; Add /Abd correspond au moment en adduction et au moment en abduction ; RI /RE correspond au moment en rotation interne et externe.....	57
Figure 22 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des puissances articulaires (W/kg) des hanches, genoux et chevilles (droits en vert et gauches en rouge) au cours de la phase d'appui. Les puissances calculées dans le plan sagittal sont représentées sur la colonne de gauche, celles du plan frontal dans la colonne du milieu, et celles du plan transverse dans la colonne de droite. Abs / Gen correspond à la puissance Absorbée et à la puissance Générée.....	58
Figure 23 : Illustration d'un cycle de marche prothétique : 0% correspond à la pose du pied prothétique au sol et 100% à la pose suivante du pied prothétique au sol (Sauret 2014).....	59
Tableau V : Description des troubles de la marche observés chez les ATF en fonction du cycle de marche et causes potentielles (Chui, Jorge et al. 2019).....	66
Figure 24 : Bilan de qualité de marche concernant la prise en charge des ATF en kinésithérapie au centre Calvé.....	67
Figure 25 : Laboratoire d'analyse du mouvement du centre J. Calvé : 8 caméras Vicon dont 2 sont mises en évidence par des cercles jaunes ; 2 plateformes de forces intégrées dans le sol, représentées par des rectangles bleus.....	69

Figure 26 : Histogramme des moyennes du score SUS (compris entre 0, très peu utilisé, et 100, utilisation importante) des répondants : Masseurs-Kinésithérapeutes (MK), Orthoprothésistes (OP), Médecins rééducateurs (MPR) et Ergothérapeutes (Ergo).....	71
Figure 27 : Caractéristiques des 11 participants.....	77
Figure 28 : Placement des marqueurs permettant de modéliser le segment tronc et le segment bassin (marqueurs rouges).....	78
Figure 29 : Résultats sur les tests fonctionnels (a, Timed Up and Go test ; c, test de 6 minutes) and les paramètres spatio-temporels de la marche (b,d,e,f) avant (t0) et après (t1) rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation pour $p < 0.05$	80
Tableau VI : Valeurs de p et intervalles de confiance 95% des T-tests appariés concernant les variables relatives à la symétrie entre l'appui côté intact et prothétique avant et après rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation pour $p < 0.05$	80
Figure 30 : Amplitude (RoM) du tronc et du bassin durant les phases de simple appui, dans les 3 plans (a, b, c), avant (t0) et après (t1) rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation pour $p < 0.05$	81
Tableau VII : Données anthropométriques des groupes amputés (TFA) et contrôle (Ctrl). Le niveau de mobilité et les étiologies d'amputation sont spécifiées chez les TFA.....	90
Figure 31 : Position des 49 marqueurs permettant la modélisation 3D corps entier. Les points bleus représentent les marqueurs visibles de face et de dos, les points rouges représentent les marqueurs visibles sur une seule face.....	91
Figure 32 : Illustration de la méthode de calcul des CRP à partir des angles et vitesses angulaires...94	94
Figure 33 : Plan de phase construit pour une articulation « j » et équations permettant le calcul de l'angle de phase Φ_j ($^\circ$), avec ω_{jnorm} la vitesse angulaire normalisée de l'articulation j, et θ_{jnorm} l'angle articulaire de j (Découfour 2010).....	95
Figure 34 : Exemple de courbe utilisant la méthode SPM dans la comparaison d'une variable entre deux conditions par rapport au cycle de marche. Il y est observé une différence significative entre les conditions entre 0 et 40% du cycle.....	96
Tableau VIII : Caractéristiques des 2 groupes de l'étude.....	97
Figure 35 : Moyenne des CRP et écarts-types par groupe (TFA et Ctrl) et par condition (sol plat et dévers) au cours du cycle de marche. La figure 35.a. représente la CRP DownShoulder_UpHip chez les ATF, b. montre la CRP UpShoulder_DownHip chez les ATF, c. la CRP DownShoulder_UpHip chez le groupe Ctrl, et d. la CRP UpShoulder_DownHip chez les Ctrl.....	98
Figure 36 : Moyenne des CRP et écarts-types par groupe (TFA et Ctrl) et par condition (sol plat et dévers) au cours du cycle de marche. La figure 35.a. représente la CRP DownShoulder_UpHip des 2 groupes sur sol plat, b. montre la CRP UpShoulder_DownHip des 2 groupes sur sol plat, c. la CRP DownShoulder_UpHip des 2 groupes en dévers, et d. la CRP UpShoulder_DownHip des 2 groupes en dévers.....	99
Figure 37 : Différences significatives observées avec la méthode SPM au cours du cycle de marche. Les zones grisées représentent les différences entre les groupes et les zones noires les différences intragroupes entre les conditions de marche.....	100

Tableau IX : Moyennes et écart-types des 2 CRP pour chaque groupe et condition de marche, et leurs p-values.....	100
Figure 38 : Représentation de la position des plateformes AMTI dans le repère laboratoire par rapport au sens de déplacement du sujet (Visual 3D).....	110
Tableau X : Caractéristiques des participants.....	112
Tableau XI : Moyennes et écarts types des paramètres spatio-temporels à la marche pour chaque groupe et chaque condition. La p-value indique les différences inter et intra groupes. Le côté prothétique des ATF correspond au côté droit des Control pour la longueur de pas.....	113
Tableau XII : Moyennes et écarts types des moments (Nm/kg) et puissances (W/kg) articulaires dans les phases de réception et de propulsion (de la phase d'appui), pour chaque groupe et chaque condition de marche. Les p-values indiquent les différences inter et intragroupes. Les moments articulaires en flexion, abduction, et éversion sont exprimés en positif. TFA : Transfemoral amputees ; SW : spontaneous walking ; RW : rapid walking.....	114
Tableau XIII : Valeurs de p des analyses post-hoc.....	115
Figure 39 : Moments articulaires de la hanche (a), du genou (b), et de la cheville (c), dans le plan frontal au cours de la phase d'appui. La jambe intacte des ATF est représentée en noir et les Control en violet. Les lignes en trait plein correspondent à la condition de marche spontanée SW, et les pointillés à la condition de marche rapide RW. Abd/Add : moments en abduction et adduction ; Ev/Inv : moments en éversion et inversion.....	116
Figure 40 : Moments et puissances articulaires à la hanche (a,b), au genou (c,d), et à la cheville (e,f) dans le plan sagittal au cours de la phase d'appui. La jambe intacte des ATF est représentée en trait noir et les Control en violet. Les traits pleins représentent la condition de marche spontanée SW et les pointillés la marche rapide RW. Flx : moment en flexion ; Ext : moment en extension ; DF : moment en dorsiflexion ; PF : moment en flexion plantaire ; Gen : puissance générée ; Abs : puissance absorbée.....	117

Préambule

Ce travail de thèse a été rendu possible grâce à la collaboration de recherche entre le Centre de Rééducation et de Réadaptation Fonctionnelle (CRRF) Jacques Calvé de la Fondation Hopale, et le LAMIH (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines), qui est une unité mixte de recherche (UMR 8201) entre l'Université Polytechnique Hauts-de-France (UPHF) et le Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS). Une Convention Industrielle de Formation par la Recherche (CIFRE) a permis le financement du projet pour une durée de 3 ans.

La Fondation Hopale est une organisation à but non lucratif créée en 1997 mais dont l'historique remonte à plus de 100 ans. La Fondation Hopale est un opérateur de santé de référence en France, hautement spécialisé dans la prise en charge des pathologies ostéo-articulaires et neurologiques, du handicap, des affections chroniques et des troubles de l'apprentissage. Elle propose des solutions complètes et intégrées de services allant du diagnostic à l'éducation thérapeutique au traitement médico-chirurgical, à la rééducation réadaptation, à l'insertion socioprofessionnelle. Le groupe est implanté sur 13 sites dans les Hauts de France avec 7 établissements médico-sociaux et 6 établissements sanitaires, dont le centre Jacques Calvé.

Situé à Berck, le centre Jacques Calvé a une capacité de 360 lits dans la prise en charge de patients porteurs d'affections neurologiques ou de l'appareil locomoteur. Le service de rééducation vasculaire et appareillage, avec 30 lits de rééducation et 2500 consultations par an, comprend une équipe pluridisciplinaire spécialisée (médecins spécialisés, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, professeurs en activités physiques adaptées et santé, psychologues, diététiciennes, service de réinsertion professionnelle). Un atelier d'orthoprothèse intégré réalise et adapte l'appareillage en collaboration étroite avec les rééducateurs. De nombreux liens existent avec divers orthoprothésistes extérieurs pour assurer le suivi de l'appareillage. Divers types de prise en charge peuvent être effectués dans le service, le plus courant étant la phase de cicatrisation et prothésisation.

Le centre Calvé dispose d'un laboratoire d'analyse du mouvement comprenant un système d'acquisition Nexus avec 8 caméras Vicon® et 2 plateformes de force AMTI®. Principalement utilisé pour des bilans cliniques avec Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), il est sollicité également en recherche et développement pour divers projets. L'ensemble des acquisitions dans le cadre de cette thèse ont été effectués et traités sur

place. Un compte rendu des expérimentations a été effectué pour chaque patient dans le but de quantifier précisément les déficits locomoteurs, et cibler les objectifs de rééducations. Etant kinésithérapeute de formation, de nombreux échanges ont été effectués avec l'équipe pluridisciplinaire afin de sélectionner les paramètres biomécaniques pertinents pour leur pratique clinique.

Le LAMIH UMR CNRS 8201 est un laboratoire pluridisciplinaire qui a une place prépondérante dans les recherches qui concernent l'Humain ainsi que dans l'ingénierie et les systèmes avec une identité reconnue sur les thématiques : Transport et Sécurité, Mobilité et Handicap. Avec 260 membres (dont 160 permanents enseignants-chercheurs et administratifs), il est organisé en 4 départements disciplinaires : Automatique, Mécanique, Informatique, Sciences de l'Homme et du Vivant (SHV).

Le département SHV, dans lequel a été réalisé cette thèse, est issu de la fusion de deux thématiques : Psychologie et Ergonomie de la COgnition dans les environnements TEChnologiques (PERCOTEC) et l'Etude des Mouvements en Sport, Santé et Ergonomie (EM2SE). SHV adopte un modèle systémique de type Bio-Psycho-Social comme cadre fédérateur pour faire converger, sur un même thème d'étude, des chercheurs issus des différentes disciplines du département (Analyse tridimensionnelle des mouvements, Biomécanique, Contrôle Moteur, Psychophysiologie, Psychologie et Ergonomie). Les recherches du département SHV convergent vers le maintien et l'amélioration de la mobilité de la personne.

Enfin, cette thèse de doctorat en biomécanique s'inscrit dans la continuité du projet « chercheur citoyen » GRAAL (Gait Rehabilitation Analysis for Amputee Locomotion), financé par la Région Hauts de France de 2016 à 2018, associant le LAMIH, l'association de défense et d'étude des personnes amputées (ADEPA) ainsi que plusieurs centres de rééducation et cabinets d'orthoprothésistes privés de la région afin d'améliorer la mobilité chez les personnes amputées du membre inférieur.

Introduction générale

L'amputation est un acte chirurgical qui consiste en l'ablation d'un membre ou d'une structure du corps. Les amputations majeures du membre inférieur (au-dessus du pied) ont un impact définitif sur les capacités locomotrices du patient et peuvent grandement altérer les activités de la vie quotidienne (Samuelsson, Toytari et al. 2012). Il existe cinq étiologies principales pour les amputations de membre inférieur : 65,4% sont liées au diabète, 25,6% aux maladies vasculaires, 6% aux accidents traumatiques, 1,8% au cancer, et 0,6% aux maladies congénitales (Imam, Miller et al. 2017). Le vieillissement de la population et les facteurs de risque liés à l'obésité, au diabète, et aux maladies vasculaires pourraient avoir une incidence sur l'augmentation de la prévalence des amputations d'origine vasculaire dans les années à venir (HAS 2007).

En 1990, l'incidence de la population amputée est estimée à 8 300 nouveaux cas par an et avec une prévalence de 90 000. Selon des données du Programme de Médicalisation des Systèmes d'Information (PMSI), 8 203 nouveaux cas ont été comptabilisés en 2001 et 7 825 en 2005 (HAS 2007). Des données britanniques recensent sur l'année 2011-2012, 5 062 cas d'amputation dont 10 % d'origine traumatique et 71 % d'origine pathologique (vasculaire, neurologique, néoplasique, ...) (UNIPOD 2015).

L'étiologie de l'amputation a un impact sur le potentiel d'appareillage du patient et sa réadaptation aux activités de la vie quotidienne. Le type de prothèse et les propriétés de ses composants sont choisis en fonction de plusieurs critères de jugement propres aux capacités intrinsèques du patient et à son environnement. Des échelles existent selon les constructeurs, comme l'AMP, the Amputee Mobility Predictor (Gailey, Roach et al. 2002) et proposent une classification du niveau de mobilité aboutissant au choix du genou et/ou de la cheville prothétique le plus adapté au patient. Une période de rééducation est nécessaire pour acquérir une autonomie à la marche et aux différentes activités de la vie quotidienne, incluant un suivi par l'orthoprothésiste pour le réglage de la prothèse et son utilisation. La durée de la rééducation dépend de plusieurs critères incluant l'évolution de la cicatrisation du moignon, le contexte médical, les capacités locomotrices avec prothèse, les objectifs (Chui, Jorge et al. 2019). Après le retour à domicile, une consultation de suivi médical annuelle peut être proposée, en

fonction des centres, afin d'évaluer les difficultés locomotrices du quotidien et résoudre les éventuelles problématiques liées à l'appareillage.

L'amputation de membre inférieur a des conséquences importantes sur la qualité de la marche. En effet, l'analyse de la marche a permis de mettre en évidence des asymétries et des stratégies compensatoires, de même lors d'activités supérieures de marche telles que la marche en dévers, demi-tour, montée et descente de marche (Villa 2014). Plus l'amputation est proximale, plus les compensations sont susceptibles d'être majorées. Il est en effet plus difficile de s'adapter dans un contexte d'amputation transfémorale (ATF) par rapport à la marche appareillée que dans un contexte d'amputation tibiale (Waters, Perry et al. 1976).

Malgré l'implication de la rééducation et de l'appareillage pour limiter ces compensations, une dégénération précoce du système musculo-squelettique est observée au cours du temps (Lloyd, Stanhope et al. 2010). La surutilisation du membre non prothétique, ou d'autres formes de compensations pour les amputés bilatéraux (eg. augmentation d'amplitudes au bassin (Su, Gard et al. 2008)), ont des conséquences sur le long terme, notamment dans le développement d'arthrose (Struyf, van Heugten et al. 2009, Lloyd, Stanhope et al. 2010) et de lombalgie chronique (Ephraim, Wegener et al. 2005, Kulkarni, Gaine et al. 2005). Une rééducation personnalisée comprenant des tâches motrices spécifiques pour limiter les stratégies compensatoires et réadapter le système postural est primordiale ; elle permet de diminuer le risque de chute (Schafer, Perry et al. 2018) et d'augmenter l'autonomie dans les activités journalières (Chui, Jorge et al. 2019).

Le bilan de la qualité de marche d'un patient amputé du membre inférieur peut être réalisé par un ou plusieurs membres de l'équipe pluridisciplinaire, selon les pratiques et l'expertise propre à chaque centre, et selon le rôle de l'intervenant. Ainsi l'orthoprothésiste détermine l'alignement adéquat des composants prothétiques en fonction des caractéristiques intrinsèques du patient et des normes préconisées au montage par le constructeur. Le kinésithérapeute identifie le niveau d'intégration de la prothèse par le patient dans le schéma de marche (à moduler selon le niveau de mobilité et les objectifs locomoteurs) ainsi que les compensations pouvant donner lieu à un apprentissage spécifique ou du renforcement musculaire analytique. Analyser par appréciation visuelle l'ensemble des facteurs caractérisant la marche de la personne amputée peut s'avérer complexe compte tenu de la multitude des paramètres à prendre en compte.

L'analyse quantifiée de la marche permet de compléter et d'objectiver le bilan de la qualité de la marche face à une problématique de marche pathologique, et d'orienter la prise en charge thérapeutique (Pradon and Roche 2009). Les limites de cette intervention peuvent être liées aux difficultés d'interprétation, principalement issues de la communication entre cliniciens et ingénieurs biomécaniques (Armand 2005). En fait, afin de tenter de caractériser les stratégies compensatoires des personnes amputées de membre inférieur, plus de 400 paramètres biomécaniques ont été recensés au cours de différentes études (Sagawa, Turcot et al. 2011). Déterminer des paramètres biomécaniques d'intérêt représentant les problématiques cliniques du patient est un enjeu majeur pour optimiser la qualité du bilan et la pertinence des objectifs thérapeutiques qui en découlent.

L'objectif de mon travail de thèse est d'analyser les adaptations locomotrices de l'amputé transfémoral dans la réalisation de situations de marche quotidiennes afin de prévenir des conséquences à long terme de la marche avec prothèse.

La 1^{ère} partie présente, au sein du Cadre théorique, les caractéristiques cliniques et biomécaniques de la locomotion des ATF. Marcher après une amputation transfémorale est une problématique multifactorielle dépendant notamment de l'appareillage, des capacités intrinsèques de l'individu et où des enjeux médico-socio-économiques sont à prendre en considération.

La 2^{ème} partie de cette thèse correspond aux 3 études expérimentales de ce travail, répondant à des manques mis en évidence dans la littérature sur les études biomécaniques analysant les situations locomotrices du quotidien. Ainsi, pour analyser l'évolution de la qualité de marche dans un contexte d'augmentation des performances de marche, une 1^{ère} étude comparera la cinématique du tronc et du bassin avant et après un séjour de rééducation fonctionnelle. Puis, afin de mettre en évidence les problématiques fonctionnelles de la marche en dévers, une 2^{ème} étude analysera la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs lors de la marche en dévers. Marcher avec la prothèse en amont est en effet une situation complexe pour les ATF et elle est souvent décrite par les cliniciens comme susceptible de provoquer des adaptations du balancement des bras. Enfin, une 3^{ème} étude s'intéressera aux contraintes articulaires exercées sur le membre intact au cours de la marche rapide, les ATF inclus dans cette dernière étude étant porteurs d'un genou prothétique à microprocesseur.

La dernière partie de ce travail propose une discussion des résultats et des perspectives autour d'une réflexion générale sur la marche quotidienne avec prothèse fémorale et ses répercussions sur le système musculo-squelettique.

Cadre théorique - Caractéristiques cliniques et biomécaniques de la marche des amputés transfémoraux appareillés

1. L'amputation de membre inférieur : physiopathologie, appareillage et rééducation

1.1. L'amputation

L'amputation a pour étymologie le mot latin *amputatio* qui signifie « action de couper ». L'amputation désigne donc l'ablation d'un membre ou d'un segment de membre. Ce geste chirurgical est pratiqué de façon programmé ou en urgence selon la pathologie et le contexte.

L'amputation peut donc concerner tout ou une partie d'un membre supérieur ou inférieur. Elle est considérée majeure si réalisée au-dessus de la main pour un membre supérieur, ou au-dessus du pied pour un membre inférieur.

Les données du PMSI ont recensé en France en 2020 16 737 actes d'amputation dont 21% concernent un membre supérieur et 79% un membre inférieur. Sur le nombre total d'amputation, 42% sont des amputations majeures de membre inférieur. Concernant les niveaux d'amputation de membre inférieur (Figure 1), il était recensé en 2020 26% d'amputation de fémur (ou transfémorale), 27% d'amputation tibiale (ou transtibiale), puis 1% de désarticulation de genou et moins de 1% (49 patients) de désarticulation de hanche. Les amputations mineures concernent majoritairement le médio-pied (28%) et les orteils (17%).

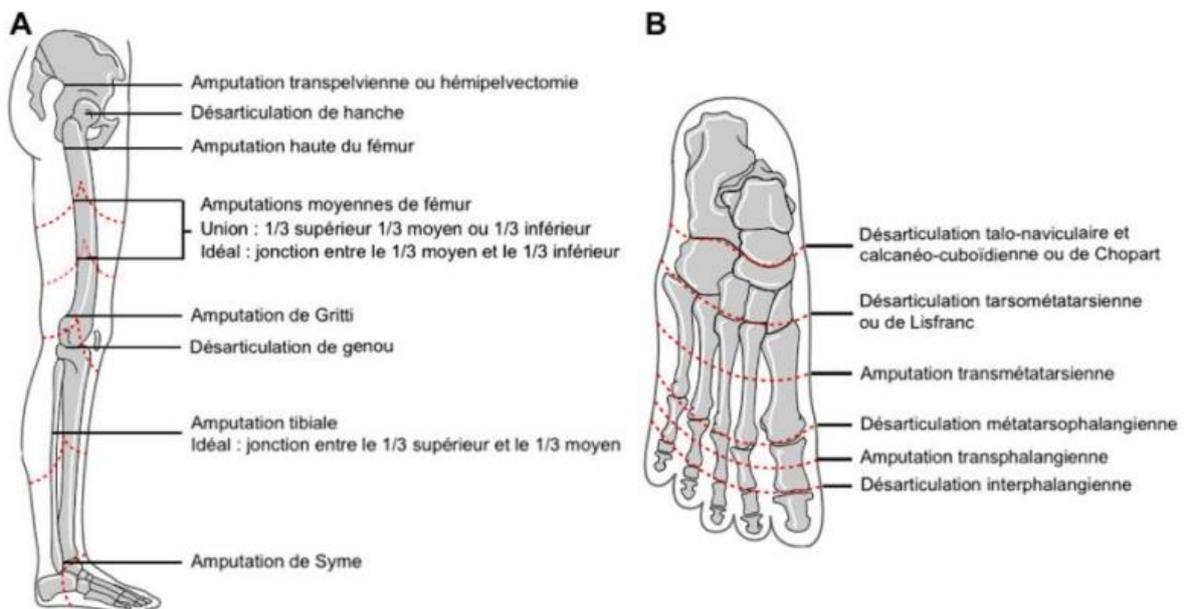


Figure 1 : Niveaux d'amputations majeures (A) et mineures (B) du membre inférieur (Camilleri, Anract et al. 2000)

La technique chirurgicale est un déterminant clef de la réussite de l'amputation (Chen, Lee et al. 2008). Le niveau d'amputation est déterminé selon 2 principes : le potentiel vasculaire des tissus mous environnants (Morris, Potter et al. 2015) et la longueur du membre inférieur résiduel. Celle-ci fait partie des facteurs déterminants le projet d'appareillage du patient. En effet, plus le niveau d'amputation est proximal, plus le coût énergétique lors de la déambulation avec prothèse sera important (Waters, Perry et al. 1976).

1.2. L'amputation transfémorale

Dans le cas d'une amputation transfémorale (ATF), le contrôle de la prothèse est facilité par la longueur du membre résiduel. En effet, la préservation de l'insertion du court, du long et particulièrement du grand adducteur détermine la capacité de stabilisation du membre résiduel en adduction (Figure 2) et facilite la fonction de stabilisateur du bassin des muscles abducteurs de hanche lors de l'appui prothétique durant la marche (Gottschalk and Stills 1994, Jaegers, Arendzen et al. 1995). La Figure 3 illustre la déformation en abduction du membre résiduel en charge, en absence d'insertion efficace des adducteurs.

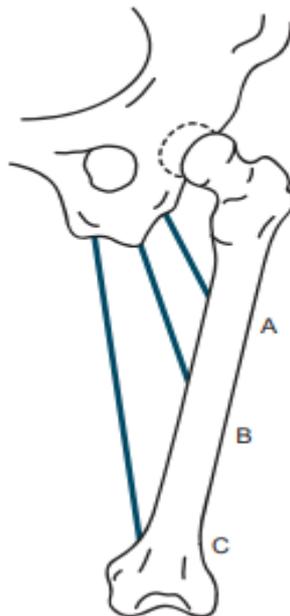


Figure 2 : Zones d'insertion du court adducteur (A), du long adducteur (B), et du grand adducteur (C). Plus le fémur est amputé en proximal, plus la fonction d'adduction et de stabilisation du membre perd en efficacité (Chui, Jorge et al. 2019).



Figure 3 : Radiographie en charge avec prothèse d'un patient avec ATF et moignon court (Chui, Jorge et al. 2019).

La préservation de la longueur du fémur et de la masse musculaire via la myodèse (suture du muscle et du fascia résiduel directement sur l'os, différent de la myoplastie qui suture un muscle résiduel à son antagoniste pour créer une continuité physiologique entre les deux groupes musculaires) permet de réduire le risque d'attitude en abduction/flexion et permet un meilleur contrôle de la prothèse (Jaegers, Arendzen et al. 1995, Jaegers, Arendzen et al. 1996). Selon Gottschalk, la zone idéale pour une ATF se situe entre le tiers inférieur et le tiers moyen de la cuisse, soit 12 à 14 cm au-dessus de l'interligne articulaire du genou (Gottschalk 2016). Si l'amputation est plus haute, l'équilibre entre les muscles agonistes et antagonistes de hanche est perturbé, la perte des ischios-jambiers et des adducteurs amenant progressivement le membre résiduel vers la position spontanée en flexion/abduction, comme vu précédemment (Figure 3).

Parmi les techniques chirurgicales employées, le choix a été fait de présenter l'ostéomyoplastie mise au point par Weiss en 1947 (Figure 4). Dans un premier temps, 2 lambeaux cutanés et aponévrotiques superficiels semi-circulaires sont réalisés, le lambeau antérieur étant plus long que le postérieur. Après avoir désinséré les muscles, le chirurgien résèque les nerfs très haut et ligature les vaisseaux sanguins le plus bas possible. L'os est découpé 2cm au-dessus des commissures cutanées, puis émoussé

et recouvert d'un lambeau périosté pour éviter une prolifération osseuse qui engendrerait des douleurs à la marche. Puis la myodèse du grand adducteur est réalisée à la corticale latérale du fémur positionné en adduction maximale. La hanche est ensuite placée en extension pour suturer le quadriceps en arrière du fémur. Pour équilibrer la tension exercée sur ce muscle, une myoplastie entre les ischio-jambiers et la zone postérieure du grand adducteur est réalisée puis renforcée médialement par le sartorius et le gracile. Enfin le fascia lata est ancré à l'aponévrose sous cutanée médiale. La plaie est ensuite refermée en postériorisant la cicatrice afin de la placer à distance des zones de contrainte avec l'emboiture.

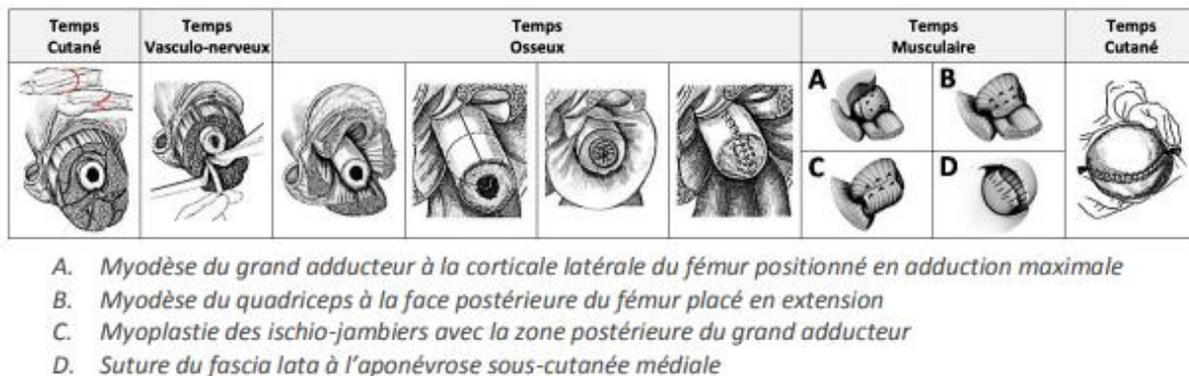


Figure 4 : Les phases de l'ostéomyoplastie (Camilleri, Anract et al. 2000).

Si l'ostéomyoplastie semble être aujourd'hui une technique chirurgicale permettant d'obtenir une trophicité musculaire satisfaisante (Camilleri 2011), elle est néanmoins déconseillée en cas de vascularisation trop précaire où seules des myoplasties sont réalisées, l'acte chirurgical étant aussi dépendant de l'étiologie de l'amputation.

1.3. Différentes étiologies et spécificités de prise en charge rééducative

Les données épidémiologiques de ces différentes causes d'amputation peuvent varier d'un pays à un autre selon le contexte géopolitique (traumatismes de guerre), le mode de vie et les facteurs de risques cardio-vasculaires liés au contexte sociétal, ainsi que la capacité de recenser ce type de données de santé. Par ailleurs, des spécificités selon l'étiologie de l'amputation, et donc les éventuelles pathologies annexes, sont à considérer lors des différentes phases de la rééducation jusqu'à la réadaptation aux activités de la vie quotidienne. Ainsi, les paragraphes suivants présentent les différentes origines de l'amputation qui peut être due soit à une pathologie vasculaire, un traumatisme, une infection, une atteinte néoplasique, ou encore à une malformation

congénitale (Chui, Jorge et al. 2019) tout en précisant l'impact sur la prise en charge du patient en rééducation.

1.3.1. Pathologies vasculaires

Dans une étude américaine publiée en 2002, 90% des amputations de membre inférieur avaient pour cause une pathologie vasculaire, avec une proportion importante de patients diabétiques (Dillingham, Pezzin et al. 2002). Un rapport annuel sur 2011-2012 en Grande-Bretagne fait état de 68% d'amputations avec étiologie vasculaire. Il est précisé que 22% avaient une artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) sans présence de diabète, 29% avaient une AOMI et un diabète, 3% avaient pour cause une ischémie aiguë et 14% une autre cause d'origine vasculaire (UNIPOD 2015).

L'AOMI est en fait une conséquence de l'athérome (dépôt lipidique sur la surface interne de la paroi des artères). Elle est définie par la diminution des index de pression systolique de cheville (<0.90 au repos). Asymptomatique dans deux tiers des cas, c'est une pathologie fréquente en cas de facteurs de risque vasculaire : le tabagisme double voire triple le risque d'AOMI et le diabète le double voire le quadruple avec majoration du risque liée à l'ancienneté du diabète (Becker 2016). L'hypertension artérielle et l'hypercholestérolémie sont associées à l'AOMI mais de façon moins forte. Sont à prendre en compte également les prédispositions génétiques. Seule une prise en charge précoce permet d'améliorer le pronostic de l'AOMI. Elle repose sur l'éviction des facteurs de risque (tabagisme, traitement médicamenteux pour gestion du taux de cholestérol) et sur un entraînement à la marche qui est indispensable chez tout patient ayant une AOMI au stade d'ischémie d'effort (Aboyans, Ricco et al. 2017). En cas d'ischémie permanente, une tentative de revascularisation est réalisée en semi urgence. Plusieurs techniques peuvent être utilisées : angioplastie, pontage, ou endartériectomie (Chiche and Menant 2012). L'amputation d'une partie du membre atteint est envisagée en cas d'échec des essais de revascularisation.

Selon la Haute Autorité de Santé (HAS), 3 à 5% des AOMI symptomatiques évoluent vers l'ischémie irréversible conduisant à l'amputation (HAS 2007).

Après l'intervention chirurgicale, une hospitalisation complète est nécessaire par rapport au contexte clinique lourd de ces patients. Un plateau technique spécifique avec une prise en charge pluridisciplinaire est requise pour associer conjointement

rééducation et appareillage. Il est primordial que le patient s'investisse dans la maîtrise des facteurs de risque cardio-vasculaire, en prévention secondaire. L'échange des informations entre les membres de l'équipe soignante est déterminant pour l'aboutissement du projet thérapeutique dont l'objectif est d'offrir à ces patients, souvent âgés et polydéficients, le maximum de chances d'autonomisation (HAS 2007). Après une amputation majeure unilatérale dans un contexte de pathologie vasculaire, une surveillance particulière de l'état vasculaire et cutané doit être réalisée sur le membre intact (Chui, Jorge et al. 2019). Celui-ci sera en effet très fortement sollicité dans les suites post-opératoires, notamment lors de la phase de pré-prothésisation. Cette phase de préparation du patient à l'appareillage est conditionnée par la cicatrisation du membre résiduel. En effet un défaut de revascularisation ou une évolution majeure de la pathologie vasculaire peut retarder grandement, voir abolir, le projet d'appareillage.

Les objectifs de la phase de pré-prothésisation sont :

- De stabiliser le patient d'un point de vue clinique (suites post-opératoires, gestion des types de douleur et des comorbidités)
- D'acquérir une trophicité du moignon et un volume stable (très dépendant de la chirurgie et de la revascularisation du système)
- D'entretenir ou de récupérer des amplitudes articulaires permettant de réaliser les objectifs fonctionnels visés (par exemple, les patients à tendance sédentaire présentant une étiologie vasculaire ont leurs amplitudes articulaires qui diminuent avec la station assise prolongée). Ce travail concerne principalement le côté amputé pour prévenir des attitudes vicieuses directement consécutive à l'amputation (flexion/abduction pour les ATF), mais aussi le côté intact par rapport aux conséquences de la pathologie vasculaire en elle-même.
- De réaliser un renforcement musculaire spécifique stimulant les muscles d'intérêt en prévision de la locomotion avec appareillage
- De réaliser un entretien/une préparation cardio-respiratoire à l'effort, les activités de la vie quotidienne après une ATF étant plus coûteuses en énergie (Waters, Perry et al. 1976). A noter que l'activité physique fait partie des recommandations concernant la prise en charge de l'AOMI (HAS 2007).
- D'accompagner le patient dans l'acceptation de l'amputation, la prévention secondaire (éviction des facteurs de risque, prévention de l'amputation

controlatérale), la réadaptation à l'autonomie dans les activités de la vie quotidienne.

La phase de prothésisation concerne la mise en place et les adaptations du matériel prothétique au patient et inversement. Un réapprentissage de la marche est nécessaire en plusieurs étapes pour que le patient intègre le membre prothétique dans son nouveau schéma de marche. De la même façon, une attention particulière doit être observée pour les patients avec étiologie vasculaire, à la surveillance de l'état cutané du moignon et aux divers points d'appui dans la prothèse.

Au terme de cette phase, une prothèse définitive est fournie au patient pour sa sortie d'hospitalisation.

Un suivi par des consultations médicales spécialisées peut être proposé au patient selon les structures (par exemple tous les 6 mois pour une amputation d'étiologie vasculaire). Ce suivi permet d'adapter la prise en charge en cas d'une éventuelle complication liée à la pathologie, l'appareillage, ou aux conséquences de l'amputation.

1.3.2. Amputations d'origine traumatique

En Grande-Bretagne, il était recensé parmi l'ensemble des amputations que 15% avaient une origine traumatique (UNIPOD 2015). Aux Etats-Unis, en 2008, les étiologies traumatiques représentaient 6% des amputations de membre avec comme causes principales les accidents de la voie publique, les accidents de travail avec machine, les chutes, les armes à feu (Ziegler-Graham, MacKenzie et al. 2008). Cependant, en raison de la plus grande espérance de vie des personnes amputées suite à un traumatisme, cette population représentait 20% des amputations de membre inférieur. Les blessures de guerre peuvent aussi avoir pour conséquence l'amputation d'un ou plusieurs membres. Historiquement, le développement des prothèses a connu un essor suite aux conséquences de la première guerre mondiale et de la nécessité de réinsertion socio-professionnelle des blessés de guerre.

A la différence des amputations d'origine vasculaire, les amputés d'origine traumatique représentent une population plus jeune et la plupart du temps sans autre antécédent médical majeur. Ils présentent donc la plupart du temps un haut potentiel de mobilité, avec parfois la perspective d'une pratique sportive avec prothèse.

Les phases de rééducation sont semblables à celles décrites pour les étiologies vasculaires, les objectifs variant dans ce cas selon les atteintes traumatiques annexes

telles que des fractures sur d'autres membres, le délai de consolidation avec immobilisation ou encore un éventuel traumatisme crânien. Parfois la décision d'amputation est prise dans un second temps, après échec d'une tentative de sauvetage du membre suite à une infection, une ischémie, l'absence de consolidation osseuse, une impotence fonctionnelle majeure, ou des douleurs non gérables. Pour cette étiologie (et les suivantes), le délai de cicatrisation du membre résiduel est estimé entre 4 et 6 semaines avant de passer dans la phase de prothésisation (Chui, Jorge et al. 2019).

1.3.3. Infections

Les infections non traitées ou avec complications peuvent engendrer la nécessité d'amputer le membre atteint. Selon l'étude épidémiologique britannique (UNIPOD 2015), 11% des amputations avaient pour étiologie une infection, dont 3% concernaient les tissus mous, 4% les os, moins de 1% les articulations, et 4% d'autres infections comme le purpura fulminans, forme grave et parfois mortelle de sepsis sévère, touchant plutôt les enfants et les adolescents.

Une fois le patient stabilisé, les suites et la prise en charge rééducative sont similaires aux étiologies traumatiques. Dans le cas d'infection étendue comme le purpura fulminans, une surveillance cutanée des extrémités est nécessaire compte tenu des fragilités acquises par l'infection.

1.3.4. Atteinte néoplasique

Les sarcomes (tumeurs malignes, ici des os ou des tissus mous) représentaient 4% des amputations en Grande-Bretagne (UNIPOD 2015). L'incidence de ces tumeurs touche essentiellement 2 tranches d'âge : les adolescents et jeunes adultes (osteosarcome), et les adultes d'âge moyen à avancé au travers de métastases (Mirabello, Troisi et al. 2009). Les avancées dans le diagnostic avec imagerie, les traitements par radiothérapie, chimiothérapie, et la chirurgie de reconstruction (endoprothèse) représentent les traitements de la plupart des tumeurs. L'amputation est une option thérapeutique limitée aux tumeurs agressives et en cas de récurrence ou d'échec des autres traitements. Le taux d'amputation rapporté pour traitement de sarcomes des extrémités de membres est inférieur à 10% (Erstad, Ready et al. 2018). La prise en charge des patients présentant une étiologie néoplasique nécessite de considérer l'impact que peuvent avoir les traitements de chimiothérapie et de

radiothérapie sur la cicatrisation des tissus mous et les os, sur les sensations et la réponse physiologique à l'activité physique, ainsi que sur l'état général, les réponses immunitaires, le pronostic, et la fatigue générale du patient (Campos, Hassan et al. 2011). Le programme de rééducation doit donc être individualisé et adapté en fonction du traitement concomitant.

1.3.5. Pathologie congénitale invalidante

Les anomalies congénitales peuvent s'apparenter à des hypoplasies (développement insuffisant, d'un membre en l'occurrence) ou aplasie (arrêt de développement) d'un membre ou de l'un de ses constituants. L'appareillage avec une prothèse concernait 5% de la population amputée avec 4% d'aplasie d'un membre et où il n'y a pas eu d'amputation, et 1% d'anomalie congénitale avec amputation (UNIPOD 2015).

L'orientation thérapeutique (rééducation, appareillage, chirurgie) de l'enfant atteint d'une anomalie congénitale est liée à son âge et à son développement psychomoteur, avec comme objectif de développer la fonction en minimisant la déformation du membre (Krajbich 1998).

Quelle que soit la cause de l'amputation, elle constitue ainsi un acte chirurgical de reconstruction qui, complétée par un appareillage adapté, visera à restaurer une fonction locomotrice.

1.4. Appareillage après une amputation transfémorale

La prothèse fémorale est composée d'une emboiture avec un moyen de suspension (en fonction duquel un manchon peut être nécessaire), un genou prothétique, un assemblage pied/cheville, et un composant tubulaire liant le genou à la cheville prothétique. L'ensemble peut être « habillé » avec la prothèse définitive pour soit avoir une apparence (couleur et volume) proche de la jambe controlatérale, soit pour être personnalisée par le patient (Figure 5).



Figure 5 : Habillage et personnalisation de prothèses fémorales

1.4.1. Emboiture

L'emboiture est un élément très important de la prothèse car elle va recevoir le membre résiduel. Elle doit être confortable pour permettre un port journalier de la prothèse et adaptée aux différentes situations du quotidien (position assise, debout, marche).

Les premières emboitures, dites provisoires, sont faites en plastique thermoformé, rigide et lourd mais peu onéreux et facilement modifiable pour permettre les ajustements adéquats au premiers essais et aux variations de volume du moignon.

Les emboitures définitives sont ensuite réalisées à partir du modèle de l'emboiture provisoire, dans des matériaux plus légers comme le carbone.

Il existe des emboitures souples, appelées aussi emboitures dynamiques, avec seulement quelques zones rigides servant de points fixes, pour permettre une meilleure adaptation aux variations de volume du moignon ainsi qu'un gain en confort lors de la station assise.

Il existe plusieurs formes d'emboiture (Figure 6) :

- L'emboiture quadrangulaire (Figure 6.A, Figure 7.A) : la forme de cette emboiture est composée de 4 murs servant à stabiliser le membre résiduel. Le mur postérieur repose sous l'ischion (celui-ci étant en appui sur une tablette horizontale), et le mur antérieur crée une pression en opposition pour empêcher l'ischion de glisser dans l'emboiture. Le serrage de la loge antérieure ainsi

occasionné est une limite de ce type d'emboiture. Les murs latéraux aident à contrôler la stabilité dans le plan frontal.

- L'emboiture avec ischion intégré (Figure 6.B, Figure 7.B) : dans cette emboiture l'ischion ne repose pas sur une tablette mais est calé à l'intérieur de l'emboiture. L'ischion y étant logé dans une forme anatomique par son obliquité, le moignon est ainsi renvoyé sur la face externe de l'emboiture pour augmenter la stabilité et le contrôle. Une variante de cette emboiture, appelée MAS (Marlo Anatomical Socket, Figure 6.C) se différencie par son action sur la branche ischio-pubienne plus que sur l'ischion. Sa découpe antérieure et postérieure favorise le confort en position assise.
- Une emboiture sans contact sur l'ischion (Figure 6.D) peut être envisagée si la chirurgie réalisée permet un appui distal dans l'emboiture, comme dans le cas d'une amputation de type Gritti (Figure 1.A), avec un moignon long et stable. Dans une étude contrôlée randomisée comparant ce type d'emboiture à une emboiture avec ischion intégré, Kahle et Highsmith observent une meilleure symétrie de pas avec l'ischion intégrée mais une diminution de la largeur des pas avec l'autre emboiture, probablement en raison de l'inconfort de l'ischion intégré sur la zone ischiatique et périnéale lors du placement du membre inférieur en adduction. D'autre part le confort et la qualité de vie semblaient meilleurs avec cette emboiture plus basse (Kahle and Highsmith 2013).

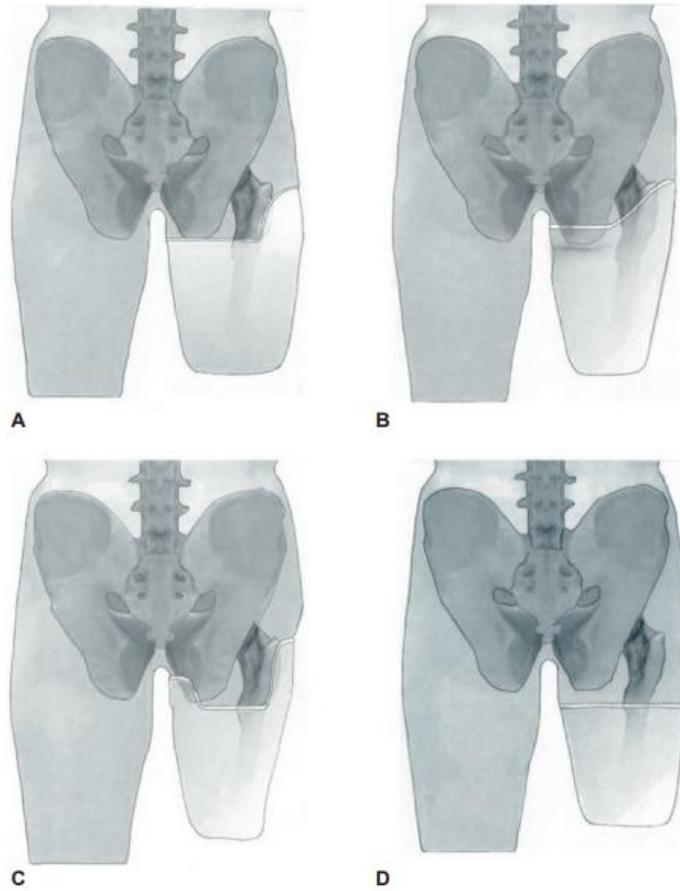


Figure 6 : Vue postérieure d'une emboiture quadrangulaire (A), d'une emboiture à ischion intégré (B), d'une emboiture anatomique Marlo (MAS) (C), et d'une emboiture n'ayant aucun point d'appui sur le bassin (D) (Chui, Jorge et al. 2019)



Figure 7 : Vues transversale (à gauche), médiale (milieu) et postérieure (à droite) d'une emboiture quadrangulaire (A) et d'une emboiture à ischion intégré pour une amputation transfémorale droite (B) (Physiopedia)

La littérature compare ces différentes formes d'emboitures selon des critères de confort, de mobilité, de qualité de vie et de capacités locomotrices pour proposer des recommandations pratiques aux appareilleurs. Par exemple, l'emboiture, indépendamment de sa forme, induit une diminution significative des amplitudes de hanche, l'adduction et l'extension étant les amplitudes les plus impactées (Klotz, Colobert et al. 2011). De plus, une emboiture intégrant la branche ischio-pubienne permettrait une meilleure amplitude de hanche que celle avec simplement l'ischion intégré ou que la quadrangulaire (Klotz, Colobert et al. 2011).

Au niveau de la mobilité globale et du coût énergétique à la marche, l'emboiture MAS serait plus bénéfique que l'emboiture à ischion intégrée (Traballesi, Delussu et al. 2011).

En terme de qualité de marche, il n'y a pas de différence majeure entre une emboiture quadrangulaire et une emboiture dynamique à ischion intégré (Kahle, Miro et al. 2021), cependant de faibles différences sont observées sur les paramètres spatio-temporels en lien avec les préférences mentionnées du patient (plus de la moitié des participants ont changé d'emboiture dans les 2 mois qui ont suivi l'étude). Des résultats similaires ont été observés entre emboiture à ischion intégré et une forme d'emboiture dynamique (Fatone, Stine et al. 2022). Les résultats de ces études sont à mettre en lien avec ceux de (Gale, Yang et al. 2020) qui ont analysé les mouvements osseux au court de la marche avec radiographie dynamique. Une variabilité importante entre individus est observée, ainsi qu'une forte corrélation entre les mouvements du fémur résiduel dans l'emboiture et les difficultés rencontrées par le patient en relation avec la prothèse et la locomotion. Cette équipe a poursuivi ses travaux en 2021 en s'intéressant aux contraintes en cisaillement de la peau du membre résiduel dans l'emboiture, leurs résultats suggèrent qu'un cisaillement cutané proximal plus important est lié à une diminution de l'utilisation de la prothèse (Gale, Yang et al. 2021).

1.4.2. Moyen de suspension

Afin d'empêcher un déchaussage non volontaire de la prothèse lors de la phase oscillante de la marche, ou lors de la montée d'escaliers, un système de suspension entre le moignon et l'emboiture est nécessaire.

Un ajustement serré de la partie proximale de l'emboiture associé à une valve expulsant l'air crée un phénomène de succion permettant une suspension avec un

contact direct entre le moignon et l'emboiture (Figure 8.A). Le chaussage peut être réalisé à l'aide d'un jersey extrait par la valve et/ou en appliquant un lubrifiant sur le membre résiduel. Ce système nécessite beaucoup d'agilité et d'équilibre pour la mise en place et est inapproprié pour les amputations récentes avec volume variable. Le cisaillement important provoqué au niveau de la peau peut limiter son utilisation par les patients avec une peau sensible, des cicatrices ou points douloureux, adhérences.



Figure 8 : Suspension avec contact direct entre le moignon et l'emboiture (A). Système de dépressurisation avec manchon et collerette (B).

Un autre système de suspension se base sur une dépressurisation, créant un vide d'air entre le manchon (doublure en silicone ou copolymère permettant de protéger le moignon) et l'emboiture (Figure 8.B). La collerette, permettant avec la valve de créer ce vide par pompage, peut être apposée soit directement sur l'emboiture, soit sur le manchon et ajustée selon la longueur du membre résiduel et les variations de volume. Si l'étanchéité est respectée il ne devrait pas y avoir de phénomène de piston entre le moignon, le manchon, et l'emboiture, offrant une meilleure proprioception et une sensation de légèreté de la prothèse. Ce système de vide améliore la circulation sanguine et peut participer à la cicatrisation.

Enfin un dernier moyen de suspension consiste en une ceinture élastique portée à la taille. Facile à enfiler, confortable, elle peut être choisie pour des personnes avec des variations de volume de moignon importantes ou des personnes âgées ayant des difficultés avec les autres systèmes de suspension. Cette ceinture peut aussi être utilisée en moyen de suspension complémentaire, par exemple chez les sportifs.

1.4.3. Genou prothétique

Les genoux prothétiques peuvent être définis selon 3 caractéristiques : l'axe de rotation du genou, le mécanisme de gestion de la phase d'appui et le mécanisme de gestion de la phase oscillante lors de la marche.

Il existe 2 catégories de genoux prothétiques en fonction de leur axe de rotation (Figure 9):

- Les genoux monocentriques ont un seul axe de rotation, leur permettant la flexion/extension entre l'emboiture et la partie sous-jacente. La stabilité de ces genoux se fait en fonction des alignements de la prothèse par rapport aux forces de réaction du sol.
- Plus complexes mécaniquement, les genoux polycentriques permettent d'avoir un centre de rotation évolutif au cours de la phase d'appui, lui assurant une meilleure stabilité. En phase oscillante, le mécanisme fait que le membre prothétique est légèrement plus court qu'avec un genou monocentrique, ce qui représente un avantage pour la sécurité du passage du pas. Il est particulièrement indiqué pour les personnes avec moignon court, ou une faiblesse des muscles extenseurs de hanche.



Figure 9 : Exemple de genou monocentrique sur l'image de gauche (3S80 de Ottobock), et de genou polycentrique sur l'image de droite (Total knee de Ossur)

Plusieurs stratégies peuvent être employées pour gérer la phase d'appui du genou prothétique lors de la locomotion (Figure 10). Elles répondent à des profils de patients cherchant soit plutôt la stabilité soit la mobilité (tableau I).

- Les genoux à gestion statique de la phase d'appui sont verrouillés en extension au cours de la phase d'appui. Deux types de genoux sont retrouvés dans cette

catégorie : 1) les genoux avec verrou manuel (ou le patient déverrouille le genou pour s'asseoir avec un mécanisme manuel placé sur l'emboîture ; la phase oscillante lors de la marche se faisant avec un genou raide), et 2) les genoux à frein qui se bloquent en extension à la mise en charge et sont libérés quand le poids du corps n'y est pas appliqué (permettant une phase oscillante plus physiologique que le genou verrou).

- Les genoux à gestion dynamique de la phase d'appui vont permettre un mouvement au cours de la phase d'appui permettant soit un gain de stabilité avec l'évolution du centre de rotation des genoux polycentriques, soit un rapprochement vers la marche physiologique avec une légère flexion de genou en début d'appui. Cette flexion est générée par le système de freinage du genou (pneumatique, hydraulique ou autre) en fonction de l'intensité et de l'orientation du moment en flexion au niveau du genou prothétique. Cette fonctionnalité est aussi utilisée pour la descente de pentes et la descente symétrique des escaliers.



Figure 10 : Exemple d'un genou verrou (Prosepio de Ottobock à gauche) et d'un genou à gestion dynamique de la phase d'appui grâce à un système hydraulique (3R80 de Ottobock à droite)

La gestion de la phase oscillante lors de la locomotion peut aussi être réalisée via plusieurs types de dispositifs.

- Une aide à l'extension par des élastiques disposés à l'extérieur ou à l'intérieur du genou prothétique permettent une facilitation du retour en extension du

membre lors de la phase oscillante et permettent ainsi d'avoir une attaque du talon au sol avec un genou verrouillé en extension, ce qui assure sa stabilité.

- Des unités pneumatiques ou hydrauliques peuvent être intégrées dans les genoux monocentriques et polycentriques. Elles sont constituées de pistons à l'intérieur de cylindres contenant soit de l'air (pneumatique) ou un liquide (hydraulique). Elles permettent un ajustement de la phase pendulaire selon la vitesse de marche du patient. Ainsi quand celui-ci accélère, la valve contenue dans le cylindre se ferme progressivement et laisse échapper moins d'air ou de liquide, le mouvement est alors limité et inversement. La résistance peut également être ajustée par l'orthoprothésiste qui élargit ou rétrécit le cylindre. Les genoux pneumatiques sont généralement moins lourds que les hydrauliques. Cependant le contrôle pneumatique précis de la cadence est moins efficace car l'air est moins dense et visqueux que le liquide utilisé dans les genoux hydrauliques.

Les genoux à microprocesseur (MPK – MicroProcessor Knee) ont des capteurs électroniques contrôlant l'action du mode de freinage du genou, que cela soit pendant la phase d'appui ou pendant la phase oscillante (Figure 11). Ces capteurs de position, d'angle, de moments de force et de pression sont échantillonnés à plus de 50 Hz. Des algorithmes déterminent ensuite l'ajustement adéquat en fonction du cycle de marche, ce qui théoriquement favorise l'accès d'une marche dite « normale » pour son utilisateur. Une revue de la littérature montre que les MPK sont préférés par les patients pour les activités supérieures de marche (escaliers, pentes, changement de cadence de marche), qu'ils permettent une meilleure perception de la mobilité et un effort moindre perçu à la marche (Sawers and Hafner 2013). Cependant les MPK ne semblent pas influencer significativement la consommation en dioxygène, la demande cognitive, ou encore la quantité d'activités journalières (Sawers and Hafner 2013). Cette revue a été réactualisée en 2021 et montre une réduction des chutes, de la peur de tomber, une amélioration du niveau de mobilité et de l'utilisation de la prothèse avec des genoux à microprocesseur (Hahn, Bueschges et al. 2021). Le niveau de preuve est aujourd'hui suffisant pour démontrer la plus-value fonctionnelle des MPK sur les autres genoux.



Figure 11 : Exemples de genoux MPK, à gauche le RHEO Knee de Ossur, au centre le Genium de Ottobock, et à droite le Power Knee de Ossur

		Phase d'appui	Phase pendulaire	Exemples	
MOBILITÉ STABILITÉ	Genoux verrouillés	Le genou à verrou est très sécurisant puisqu'il reste verrouillé tout au long du cycle de marche.	Genou verrouillé en extension imposant systématiquement une boiterie à la marche. <i>Remarque : peut se déverrouiller manuellement pour permettre la position assise.</i>	3R41 PROSEDO	
		Genoux libres			
	A gestion statique de la phase d'appui	Genoux à frein stabilisateur	Lorsque le patient est en charge, le genou se bloque entre 0° et 25° de flexion. Au-delà, il fléchit.	Régulation : <ul style="list-style-type: none"> Mécanique (sangle élastique de rappel ou ressort) Pneumatique (piston) 	Phoenix OFM2 OP4
		Genoux à axe déporté	Par rapport à la ligne de charge, plus le centre de rotation du genou est postérieur, plus il a tendance à aller se bloquer en extension.	Régulation : <ul style="list-style-type: none"> Mécanique (sangle élastique de rappel ou ressort) Pneumatique (piston) 	2K111 à 2K116 de PROTEOR
		Genoux à 4 axes	Verrouillé uniquement en extension	Permet un raccourcissement du segment jambier de l'ordre de 2 cm. Régulation : <ul style="list-style-type: none"> Mécanique (sangle élastique de rappel ou ressort) Pneumatique (piston) Hydraulique (piston plus souple et plus performant) 	1M102 PROTEOR 1M03 PROTEOR 1M05 PROTEOR 4-BAR knee
	Genoux à 5 ou 7 axes		Caractéristiques techniques identiques aux genoux à 4 axes mais avec une possibilité de pré-flexion (d'amorti) en phase d'appui. <i>Remarque : permet de descendre des pentes < 15° en toute sécurité.</i>	Permet un raccourcissement important du segment jambier. Régulation : <ul style="list-style-type: none"> Hydraulique (piston plus souple et plus performant) 	3R60 Total Knee
	A gestion dynamique de la phase d'appui	Genoux mécaniques	Le genou est progressivement ralenti par un frein hydraulique réglé par l'orthoprothésiste. <i>Remarque : utilisation dans les pentes et escaliers.</i>	Permet des variations importantes de cadence. Régulation : <ul style="list-style-type: none"> Hydraulique (piston plus souple et plus performant) 	3R80 MAUCH HYTREK
		Genoux hybrides	Le genou est progressivement ralenti par un frein hydraulique réglé par l'orthoprothésiste. <i>Remarque : utilisation dans les pentes et escaliers.</i>	Permet des variations importantes de cadence. Régulation contrôlée par un microprocesseur : <ul style="list-style-type: none"> Pneumatique (piston) 	HYBRID-1P360
		Genoux électroniques ou mécatroniques	Sécurité hydraulique/pneumatique avec un microprocesseur qui gère la flexion progressive du genou. <i>Remarque : utilisation dans les pentes et escaliers.</i>	Permet des variations importantes de cadence. Régulation contrôlée par un microprocesseur : <ul style="list-style-type: none"> Hydraulique (piston plus souple et plus performant) 	C-LEG RHEO Knee (3 ^{ème} generation) ORION 3
		Genoux nouvelle génération (GNG) ou « bioniques »	Ils possèdent plus de capteurs et de sensibilité que leurs prédécesseurs ce qui permet d'anticiper et d'adapter au mieux la réponse du patient pour rendre la marche la plus physiologique possible. <i>Remarque : permettent de reculer, courir, monter les escaliers en alternance et franchir des obstacles sans boiterie.</i>		RHEO XC GENIUM
Genoux motorisés		Extension motorisée du genou	Souèvement actif du talon et flexion motorisée du genou	POWER Knee	

Remarque : Le « KENEVO » est un genou électronique qui présente quatre modes (A, B, B+ et C) lui permettant de s'adapter à presque tous les types de patients.

Tableau I : Les différentes catégories de genoux prothétiques, adapté de (Thomas-Pohla, Rogeza et al. 2015)

1.4.4. Pieds prothétiques

Il existe des prothèses passives telles que le pied SACH (Solid Ankle Cushion Heel foot), utilisé chez des patients à mobilité réduite (début de prothétisation, patients âgés et/ou à risque de chute élevé). Le pied est composé d'une cheville rigide et d'un talon en mousse pour pallier la rigidité de la cheville lors de la pose du pied au sol (Figure 12). La rigidité de ce pied amène de la sécurité mais très peu de mobilité.

Le pied mono-axial permet un mouvement passif autour de l'axe médio-latéral et dispose de quelques degrés de liberté dans le plan sagittal. Le pied poly-axial (Figure 12) autorise, en plus, un mouvement autour de l'axe vertical et davantage de degrés de liberté en antéro-postérieur. L'augmentation de la mobilité que permettent ces pieds par rapport au SACH, les orientent vers une population visant la marche en extérieur. Il existe également des pieds dynamiques, divisés en 3 classes (Figure 12) et qui sont répertoriés en fonction de leur capacité à restituer l'énergie cumulée pendant la première partie de la phase d'appui. Ce type de pied permet de réduire le coût énergétique à la marche surtout par rapport à un pied SACH (Hsu, Nielsen et al. 2006). Composés de fibre de carbone ou de fibre de verre, ils ont un coût plus élevé et, en France, le patient doit remplir des conditions d'éligibilité (basées sur sa vitesse, son périmètre de marche ainsi que sur ses activités quotidiennes) pour que le pied soit remboursé par la sécurité sociale.

Quelques pieds mécatroniques ont été développés pour faciliter l'adaptation de la prothèse sur des sols irréguliers, dévers et escaliers. Le poids de la prothèse peut cependant être un frein dans l'utilisation quotidienne, et son coût une limite d'accessibilité pour les patients.



Figure 12 : Les différentes catégories de pieds prothétiques

1.4.5. Critères d'attribution

Le choix du type de genou et pied prothétique pour un patient est réalisé selon des critères d'attribution qui sont définis en fonction de l'état clinique et psychologique du patient et de son potentiel de mobilité.

Plusieurs classifications existent pour catégoriser le patient selon un niveau représentant ses capacités fonctionnelles. La MFCL (Medicare Functional Classification Level) figure parmi les échelles les plus connues internationalement pour définir le niveau de mobilité après une amputation de membre inférieur. Elle se subdivise en 4 niveaux, appelés K-level (Tableau II).

K-Level 0	Does not have the ability or potential to ambulate or transfer safely with or without assistance, and a prosthesis does not enhance quality of life or mobility.
K-Level 1	Has the ability or potential to use a prosthesis for transfers or ambulation in level surfaces at a fixed cadence. Typical of the limited and unlimited household ambulator.
K-Level 2	Has the ability or potential for ambulation with the ability to transverse low-level environmental barriers such as curbs, stairs, or uneven surfaces. Typical of the limited community ambulator.
K-Level 3	Has the ability or potential for ambulation with variable cadence. Typical of the community ambulator who has the ability to transverse most environmental barriers and may have vocational, therapeutic, or exercise activity that demands prosthetic use beyond simple locomotion.
K-Level 4	Has the ability or potential for prosthetic ambulation that exceeds basic ambulation skills, exhibiting high impact, stress, or energy levels. Typical of the prosthetic demands of the child, active adult, or athlete.

Tableau II : Définitions de la classification MFCL (Gailey, Roach et al. 2002)

Les genoux et pieds prothétiques sont conçus pour répondre aux attentes d'un ou plusieurs niveaux de mobilité. Par exemple, un assemblage très sécuritaire et nécessitant moins de capacités physiques pour être utilisé sera proposé aux personnes de niveau K1 ou K2. A l'inverse, un genou à microprocesseur avec de grandes capacités d'adaptation à la cadence et aux surfaces en extérieure, associé à un pied à haute restitution d'énergie, sera préférentiellement proposé à une personne de niveau K3 ou K4. A noter que certaines marques disposent de leur propre échelle de classification pour orienter le choix de leur matériel prothétique, comme la classification MOBIS de la société OttoBock.

Cependant ce type de classification reste subjectif, et dans le cas d'un patient en phase de prothétisation, présente des limitations car elle ne prend pas en considération son évolution potentielle. Le Amputee Mobility Predictor (AMP) a été développé pour attribuer un potentiel niveau fonctionnel de la MFCL en se basant sur des critères objectifs, cliniquement évaluable en terme de temps, de ressource et de facilité d'utilisation (Gailey, Roach et al. 2002). Deux versions de l'AMP existent, l'une avec prothèse (AMPPRO) et l'autre sans prothèse (AMPnoPRO) ce qui présente l'avantage de prédire un niveau fonctionnel avant ou au cours de la phase de prothétisation afin d'orienter objectivement le meilleur choix de matériel prothétique (Annexe 1).

En France, la prise en charge des dispositifs médicaux par l'Assurance Maladie nécessite une inscription sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables (LPPR). La majorité des prothèses de membre inférieur est totalement prise en charge par la Sécurité Sociale. Pour obtenir ce remboursement, les produits passent par la validation d'une commission d'évaluation des produits et prestations gérée par la Haute Autorité de Santé.

Après avoir sélectionné le type de prothèse le mieux adapté aux différentes caractéristiques du patient, il est important d'effectuer des réglages de l'appareillage afin d'en optimiser son utilisation.

1.4.6. Réglages et alignements

L'alignement concerne la disposition des composants prothétiques les uns par rapport aux autres et par rapport à l'orientation des forces de réaction au sol en posture orthostatique et lors des activités locomotrices avec la prothèse. L'objectif d'un bon alignement est d'augmenter le confort du patient et sa capacité à contrôler la prothèse (Kobayashi, Orendurff et al. 2013). Cet alignement doit être réalisé dans le plan sagittal mais aussi frontal.

Dans le plan sagittal, l'alignement vise principalement la stabilité du genou prothétique lors de l'appui. Une position d'instabilité peut, en fonction du niveau de mobilité du patient, amener à une augmentation du risque de chute. A l'inverse un genou placé en position de trop grande sécurité risque d'avoir des difficultés à se fléchir et peut perturber la fluidité de la phase oscillante (Figure 13) (Chui, Jorge et al. 2019).

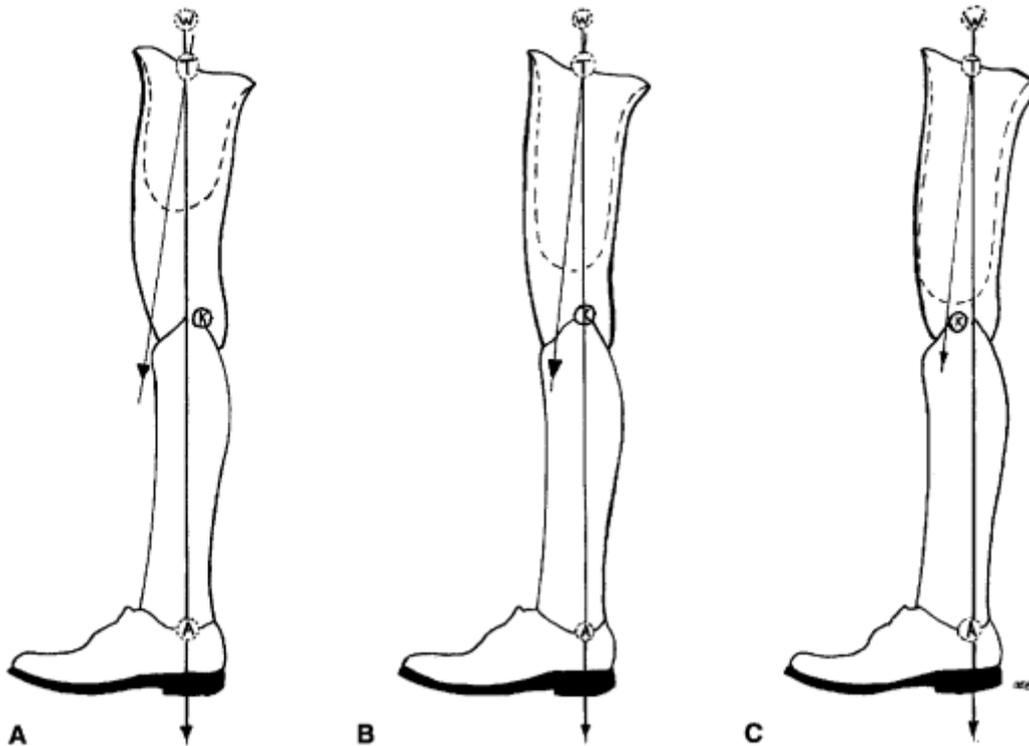


Figure 13 : Position de stabilité maximale du genou en phase d'appui, quand la verticale gravitaire W passe en avant du centre articulaire K du genou prothétique (A) ; position de stabilité minimale avec la verticale gravitaire passant par l'axe de rotation du genou (B) ; et un alignement en instabilité de par la postériorisation de la verticale gravitaire par rapport au centre de rotation du genou (C) (Chui, Jorge et al. 2019)

Dans le plan frontal, il est recommandé d'avoir une longueur de membre inférieur symétrique afin d'éviter une compensation du bassin. Cependant, le patient demande parfois à avoir une longueur du membre prothétique inférieure afin de faciliter la phase oscillante. D'autre part, l'emboiture doit être placée avec le maximum d'adduction supportable par le patient pour avoir une marche la plus physiologique possible. En effet, sans point fixe distal du fémur, ce dernier risque de se déplacer latéralement contre le mur externe de l'emboiture lors de la phase de simple appui. Il peut en résulter des compensations au niveau du bassin et du tronc. La figure 14.B illustre une chute de l'hémibassin opposé à l'appui prothétique. Cependant, une légère élévation de l'hémibassin controlatéral peut être présente si le contact avec le bord médial de l'emboiture est douloureux ou sensible, ou que la prothèse est volontairement plus basse (Figure 14.C).

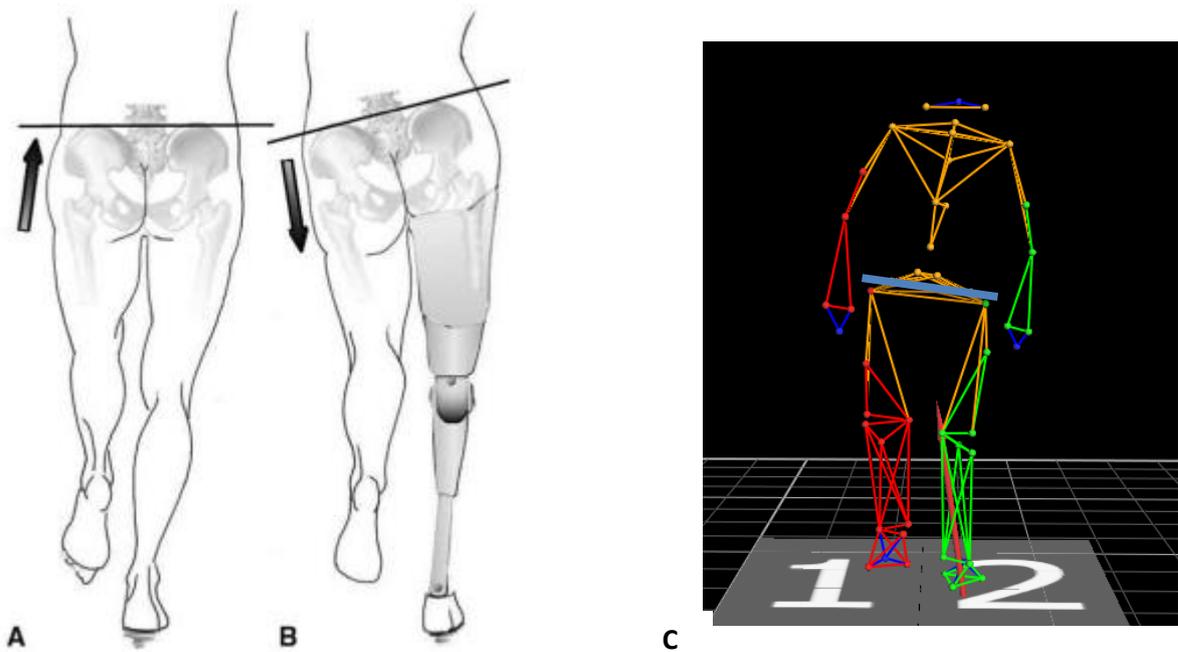


Figure 14 : Représentation schématique de l'orientation du bassin dans le plan frontal lors d'une phase de simple appui droit vue de dos chez un sujet non amputé (A) ; chez un sujet amputé transfémoral avec inclinaison du bassin côté opposé à la prothèse (B) ; et en visualisation 3D vue de dos d'un amputé transfémoral droit avec inclinaison du bassin vers le côté de la prothèse (C).

Les éléments pouvant influencer la stabilité du genou sont l'alignement entre l'emboiture, le genou et la cheville, la stabilité mécanique du genou en lui-même, ainsi que le contrôle musculaire engendrant l'action du genou prothétique dans la marche.

Le choix et le réglage des différents composants de la prothèse sont donc dépendants de multiples facteurs propres au patient et à ses objectifs.

Malgré l'évolution technologique des matériaux et les différentes innovations développées sur les genoux et pieds prothétiques, l'amputation conserve à ce jour un impact délétère sur la qualité de vie et les activités journalières (Samuelsson, Toytari et al. 2012).

1.4.7. Limites de l'appareillage et impact de l'ATF dans les activités de la vie quotidienne

Une amputation peut être source de différentes douleurs après l'opération dont certaines pouvant évoluer vers une forme chronique (au-delà de 3 mois).

- Les douleurs du membre résiduel sont localisées soit au niveau du site opératoire, soit à l'extrémité distale du moignon. Elles sont la plupart du temps présentes en post-opératoire et ont tendance à disparaître avec le temps. Leur

origine peut être la cicatrisation de la plaie et des tissus sous-jacents, un mauvais ajustement de la prothèse, ou encore la formation de névrome (Schley, Wilms et al. 2008).

- L'algothallucinoïse (douleurs fantômes) est perçue au-delà du niveau de l'amputation, en distal. La majorité des amputés (95%) ont connu des douleurs du membre résiduel et/ou des douleurs fantômes, avec une relation significative entre ces douleurs et des symptômes de dépression (Ephraïm, Wegener et al. 2005).

Les douleurs post-amputation peuvent être complexes car issues de mécanismes pouvant se situer dans le membre résiduel, la moelle épinière, ou le cerveau. Le traitement est aujourd'hui à dominance médicale avec traitement médicamenteux, mais des adjuvants en physiothérapie (thérapie miroir, thérapie cognitivo-comportementale) peuvent être utilisés pour pallier les effets secondaires des médicaments ; et des techniques chirurgicales comme le traitement neuromodulateur et la chirurgie des névromes sont à l'étude (Modest, Raducha et al. 2020).

- L'emboîture, surtout dans les premiers temps de la phase de prothésisation peut être source de douleurs ou de gênes liées aux points d'appui et à l'adaptation du confort du moignon dans la prothèse. Par exemple, lorsque des variations de volume du moignon persistent, l'emboîture est inadaptée et des points d'hyper appui peuvent blesser le patient. La non utilisation de la prothèse dans ce type de contexte oriente le patient vers des déplacements en fauteuil roulant et favorise la sédentarité et les pathologies chroniques qui en résultent.
- Concernant les étiologies vasculaires et l'évolution de leur pathologie, d'éventuelles douleurs d'origine ischémique du membre controlatéral peuvent limiter grandement les activités quotidiennes.
- Avec le temps, peuvent apparaître des douleurs musculo-squelettiques de type lombalgie ayant pour origine des compensations lors de la marche, et la sursollicitation potentielle du membre intact dans les activités quotidiennes peut engendrer des douleurs ostéoarticulaires d'origine arthrosique.

En effet, malgré l'implication de la rééducation et de l'appareillage, des asymétries et compensations sont observées lors de la déambulation avec prothèse (Lloyd, Stanhope et al. 2010). La surutilisation de la jambe non prothétique a des

conséquences sur le long terme dans le développement d'arthrose (Struyf, van Heugten et al. 2009, Lloyd, Stanhope et al. 2010), et de lombalgie (Ephraïm, Wegener et al. 2005, Kulkarni, Gaine et al. 2005). En effet, 52 à 89% des amputés unilatéraux développent une lombalgie, et 41 à 63% souffrent d'arthrose précoce sur le membre inférieur intact (Ehde, Smith et al. 2001, Ephraïm, Wegener et al. 2005, Morgenroth, Gellhorn et al. 2012).

Concernant plus spécifiquement la lombalgie, Butowicz et al. rapportent des problématiques de contrôle postural du tronc chez les ATF avec lombalgie chronique comparativement à des ATF n'en présentant pas. La physiopathologie repose sur des altérations du comportement moteur du tronc en réponse aux exigences fonctionnelles nécessaires pour marcher avec une prothèse fémorale, conduisant à une instabilité du rachis et des douleurs du fait de compensations répétitives sur les structures au cours des activités quotidiennes (Butowicz, Acasio et al. 2019).

Par ailleurs, la prothèse peut être sous utilisée en pratique lors des déplacements en raison de plusieurs phénomènes décrits précédemment (douleurs, inconfort), mais aussi en raison de l'augmentation du coût énergétique que la marche avec prothèse engendre, ou encore selon les limites que peuvent occasionner certains types de terrains (Samuelsson, Toytari et al. 2012, Webster, Hakimi et al. 2012). Ces difficultés dans les activités de la vie quotidienne peuvent contribuer au développement d'un style de vie sédentaire chez ce type de population (Samuelsson, Toytari et al. 2012, Webster, Hakimi et al. 2012).

1.5. Stratégies d'orientation thérapeutique et de prise en charge rééducative du centre Jacques Calvé

Dans le service appareillage et rééducation vasculaire du centre Jacques Calvé de Berck-sur-mer, les programmes de rééducation sont orientés en fonction des objectifs du patient et de son niveau de mobilité. Ainsi, la classification orientant les programmes de prise en charge reprend les 5 niveaux de la MFCL (Figure 15).

Niveau d'activité du patient



- 0  Pas de marche possible
- 1  Déambulation sur sol plat à cadence fixe
- 2  Périmètre de marche limité, petits obstacles
- 3  Marche en ville, peu de limites, cadence variable
- 4  Utilisateur intensif, obstacles, ex: artisans, enfants

Figure 15 : Niveaux de mobilité du patient permettant d'orienter le programme de prise en charge au centre Calvé.

Dans les faibles niveaux d'activité, la décision d'appareillage peut s'avérer complexe. Elle repose alors sur le potentiel fonctionnel du patient, l'utilisabilité ainsi que l'intérêt de la prothèse dans ses activités quotidiennes. Le bilan prend en considération la force musculaire des membres supérieurs et celle du membre inférieur intact, l'équilibre l'unipodal, la dextérité et les préhensions, les fonctions cognitives, et un bilan des transferts. En fonction de ce bilan, le patient est alors orienté soit vers un programme d'appareillage, un programme de cicatrisation, ou un programme d'autonomie en fauteuil roulant électrique ou manuel.

Dans un contexte de niveau 0 où la marche n'est pas envisagée, l'objectif sera d'acquérir un maximum d'autonomie dans les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ), en se déplaçant avec un fauteuil roulant manuel ou électrique. La cicatrisation (s'il y a lieu), l'autonomie dans les transferts et les AVQ, la prévention des risques liés à la position assise prolongée, et la réinsertion sociale sont au cœur de ce programme. Une prothèse esthétique peut être proposée au patient dans ce contexte.

Au niveau 1, l'objectif principal est l'autonomie au domicile en utilisant la prothèse pour des déplacements courts en intérieur (plain-pied) et dans les activités quotidiennes.

Le type de prothèse utilisé sera confortable et très sécuritaire (genou fixe, genou à gestion statique de la phase d'appui ; pied SACH ou mono-axial) avec une aide technique pour les déplacements (déambulateur, cannes anglaises ou cannes simples).

Concernant le niveau 2, l'objectif est d'acquérir une marche sécuritaire en milieu urbain à proximité du domicile, avec ou sans aide technique. La capacité de se déplacer à l'extérieur du domicile impose une capacité d'adaptation à différents types de revêtement et de sol (herbe, graviers, dévers et pentes faibles, escaliers, etc), mais aussi d'augmenter le périmètre de marche. Le matériel prothétique utilisé sera donc potentiellement plus mobile que pour le niveau 1, allant jusqu'au genou à microprocesseur développé pour ce type d'activité.

L'objectif du niveau 3 est d'avoir la capacité de se déplacer sans limite de terrain pour des activités courantes du quotidien, avec un périmètre de marche important, et à cadence variable. Les genoux à microprocesseur avec pied classé sont couramment utilisés dans ce niveau de mobilité.

Le niveau 4 concerne les patients en capacité de se déplacer sur les terrains très accidentés, ayant une activité journalière importante, ou pratiquant une activité sportive avec la prothèse. Suivant l'activité souhaitée, le patient peut être amené à tester différents types de prothèse pour déterminer du plus efficace dans sa pratique (lame de course).

En fonction des objectifs de rééducation fixés à l'entrée du patient, l'implication des différents intervenants dans la prise en charge peut varier d'un programme à un autre (Tableau III). D'autre part, les modalités d'admission dans le centre sont variables.

Ainsi le patient peut être admis :

- Directement après l'amputation
- Dans les suites de diverses complications liées à l'amputation
- Pour un objectif de gain en mobilité de personnes amputées depuis plus longtemps
- Pour apprendre à exploiter la prothèse sans se blesser comme dans le cas de prothèses sportives.

niveaux	médical	appareillage	kinésithérapie	ergothérapie	activités physiques adaptées
0	Bilan clinique général Diagnostic fonctionnel	(S'il y a lieu) Aide aux transferts Esthétique	Entretien articulaire et musculaire	Travail fonctionnel et des AVQ	Stimulation cardio-respiratoire, entretien musculaire
1	Bilan clinique général Diagnostic fonctionnel	Confort et sécurité d'une prothèse de marche	Marche fonctionnelle Qualité et de périmètre de marche	Autonomie dans les AVQ Aménagement du domicile	Entretien cardio-respiratoire et musculaire
2	Suivi clinique et orientation choix matériel prothétique	Prothèse adaptée pour plus de dynamisme et en extérieur	Marche fonctionnelle et de périmètre de marche extérieur	Faciliter les AVQ	Activité physique adaptée avec prothèse
3	Suivi clinique et orientation choix matériel prothétique	prothèse adaptée pour réinsertion socio-professionnelle	Rééducation centrée sur les objectifs fonctionnels	/	Activité physique adaptée avec prothèse / activité sportive ?
4	Suivi clinique et orientation choix matériel prothétique	prothèse adaptée pour activité physique ou sportive	Apprentissage dans un cadre sportif	/	Entraînement à l'activité sportive visée

Tableau III : Objectifs de prise en charge généraux par corps de métier en fonction du niveau de mobilité du patient au centre J. Calvé

Des bilans hebdomadaires sont réalisés pour évaluer la progression du patient dans la rééducation. Le bilan en kinésithérapie comporte un bilan musculaire, articulaire, et fonctionnel orienté surtout sur la qualité et la quantité des déplacements. Le bilan en ergothérapie est axé sur l'autonomie au quotidien, et les activités physiques adaptées sur les capacités physiques du patient.

Les problématiques du patient amputé de membre inférieur pouvant être multifactorielles, la synthèse des données de bilan de l'ensemble des thérapeutes permet d'orienter efficacement la prise en charge du patient en prenant en considération les points de vue de chaque corps de métier.

Cependant, malgré l'utilisation de tests et questionnaires validés par la littérature scientifique, les limites courantes de ces bilans sont la variabilité inter-examineurs et le caractère subjectif d'éléments non mesurés du bilan.

Sachant que de nombreux paramètres peuvent influencer la marche avec prothèse, comme par exemple la force musculaire, l'alignement de prothèse, la présence de douleurs, l'emboiture, ou le niveau d'apprentissage, et au regard des asymétries et compensations de la marche avec prothèse, quantifier de manière objective les capacités physiques et fonctionnelles des patients aiderait à améliorer l'orientation thérapeutique et la prise en charge rééducative.

Au regard de ces verrous cliniques, le centre Jacques Calvé a participé activement à la réalisation de projets de recherche, dont cette thèse, visant à analyser la marche des personnes amputées de membre inférieur dans le but d'améliorer la qualité des soins et de prévenir des éventuelles conséquences à long terme de la déambulation avec prothèse.

2. Réorganisation de la locomotion avec un appareillage fémoral

2.1. Principes de l'organisation d'un mouvement

La réalisation d'un mouvement implique l'anticipation des conséquences de ce mouvement sur l'orientation et l'équilibre du corps. L'interaction permanente entre le sujet, l'environnement (ensemble des contraintes s'appliquant sur le sujet), et la tâche à accomplir est définie par la notion de contrôle moteur.

L'objectif principal du système de contrôle moteur est donc de gérer les relations entre les données sensorielles et motrices du corps pour favoriser la coordination et le réglage des mouvements sélectionnés pour une action appropriée (Berthoz 1991).

Face aux contraintes environnementales et/ou aux contraintes liées à la tâche à exécuter, l'expérience corporelle joue un rôle fondamental pour anticiper les conséquences sensorielles et motrices d'un mouvement (Berthoz 2003).

De plus, dans la production d'une tâche motrice, le système nerveux central (SNC) produit des actions coordonnées dont l'un des objectifs est de minimiser le coût en énergie que le mouvement engendre en sélectionnant parmi les différentes possibilités le mouvement nécessitant le moins d'effort (Nelson 1983). Cette notion d'optimisation pour produire le mouvement le plus efficient possible implique la prise en compte de

l'aspect énergétique, mais aussi de la fluidité du geste (qui peut être considéré comme un critère de réussite) (Liu and Todorov 2007).

Les capacités de contrôle moteur par le SNC à effectuer un mouvement de manière efficace se caractérisent par sa flexibilité et sa capacité d'adaptation à différents contextes.

2.2. Réorganisation corticale après une amputation transfémorale

Après une amputation, la région représentant le membre manquant dans le cortex somatosensoriel primaire (S1) est alors privée de son entrée principale, ce qui entraîne une modification des limites de la carte somatotopique représentant la perception des différentes parties concernées du corps. Ce processus de réorganisation fait référence notamment à une augmentation d'entrées sensorielles précédemment masquées (Makin and Flor 2020). Dans ce contexte, un défaut d'adaptation de cette plasticité cérébrale peut entraîner des problématiques cliniques comme une algohallucinoïse (Makin and Flor 2020).

Au niveau moteur, l'activation du cortex moteur primaire M1 des 2 hémisphères corticaux est essentiel pour le contrôle des membres inférieurs lors de la locomotion (Luft, Smith et al. 2002, Sahyoun, Floyer-Lea et al. 2004). L'amputation unilatérale représente un challenge pour le contrôle bi-hémisphérique de la marche avec une réorganisation bilatérale de M1 après amputation (Schwenkreis, Pleger et al. 2003, Hordacre and Bradnam 2013). Hordacre et al. ont observé une réduction de l'inhibition de M1 à la fois du côté controlatéral et homolatéral à l'amputation (Hordacre, Bradnam et al. 2015), probablement causée par la perte d'entrée afférente distale. En lien avec cette hypothèse, il apparaît une augmentation de l'excitabilité corticomotrice des aires représentant les muscles proximaux peu de temps après la désafférentation (Brasil-Neto, Valls-Sole et al. 1993, Werhahn, Mortensen et al. 2002) suggérant que les modifications des entrées afférentes auraient un rôle important dans le mécanisme de réorganisation après amputation.

La réorganisation corticale après amputation serait donc initialement une conséquence de la perte d'entrée afférente due à l'absence du membre, suivie d'une réponse

dépendante de l'utilisation de la prothèse au cours de la rééducation (Hordacre, Bradnam et al. 2017).

2.3. Intégration de la prothèse et adaptation de la locomotion

En début de rééducation, les ATF ont une phase d'apprentissage de la marche avec la prothèse, nécessaire pour développer des stratégies d'ajustement de la locomotion. Un entraînement spécifique sur le contrôle de l'équilibre et de la marche est nécessaire pour que l'ATF intègre les propriétés de son pied et de son genou prothétiques. De même, les sollicitations musculaires du segment proximal résiduel vont devoir évoluer pour répondre aux besoins fonctionnels de la locomotion avec prothèse (De Marchis, Ranaldi et al. 2019). Des stratégies d'ajustement sont donc développées par les ATF pour s'adapter aux obstacles et contraintes locomotrices de la vie quotidienne (Vrieling, van Keeken et al. 2009).

3. La marche de l'amputé transfémoral sur sol plat et en situations contraignantes de vie courante : synthèse des études biomécaniques

Mode de déplacement naturel de l'homme, la marche est bénéfique pour la santé, la qualité de vie, l'autonomie et l'estime de soi (van Schie 2008). La marche, régulée par le contrôle moteur, fait intervenir un grand nombre d'articulations et muscles du corps humain. Lorsqu'elle est altérée par une pathologie, son réapprentissage prend du temps et nécessite un investissement important du patient. Dans le cas d'une amputation de membre inférieur, la marche est possible grâce à la prothèse associée à une rééducation adaptée mais nécessitera des adaptations motrices.

3.1. Analyse de la marche normale sur sol plat

L'activité de marche étant cyclique, le début d'un cycle (0%) est caractérisé par la pose du talon au sol et la fin de ce cycle par la pose subséquente de ce même talon (100%). Tel qu'il est défini en théorie, le cycle de marche est composé d'une 1^{ère} phase de double appui (de 0 à 10%), puis d'une phase de simple appui (de 10 à 50%), une 2^e phase de double appui (de 50 à 60%), et enfin une phase oscillante (de 60 à 100%). Il peut ainsi être exposé un cycle de marche côté droit débutant par la pose du talon droit, où le membre inférieur droit sera au contact du sol entre 0 et 60% du cycle (phase

d'appui), et sans contact avec le sol pendant la phase oscillante qui se terminera par la pose du talon droit à 100% (Figure 16).

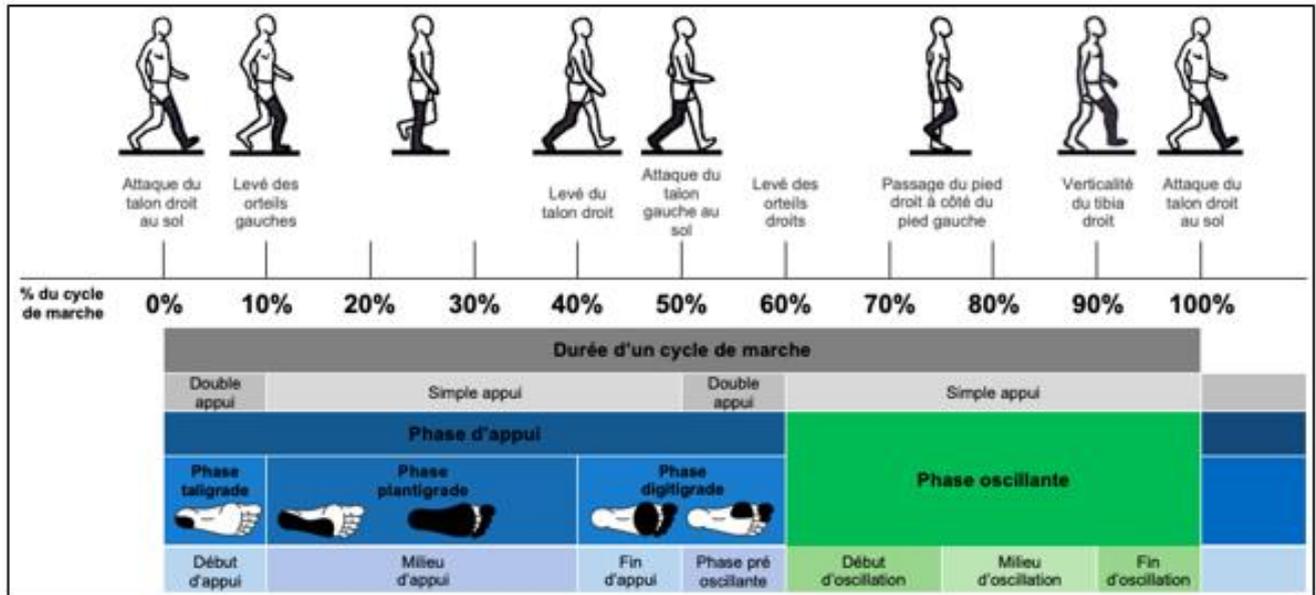


Figure 16 : Principales phases du cycle de marche (Veil 2000, Whittle 2002).

En fonction des outils de mesure, différents paramètres peuvent caractériser la marche : spatio-temporels, cinématiques, dynamiques. Dans la marche non pathologique, les valeurs de ces paramètres peuvent varier en fonction des caractéristiques démographiques des sujets (âge, taille, masse corporelle, style de vie). Les valeurs de références présentées dans les paragraphes ci-dessous (tableau IV et Figures 18,20,21,22) sont celles de la population témoin des études composant la thèse (21 sujets dont 16 hommes et 4 femmes, avec une taille moyenne de $1.74 \pm 0.09m$, une masse de $76 \pm 15kg$ et un âge de $47 \pm 16ans$).

3.1.1. Paramètres spatio-temporels

Les paramètres spatio-temporels vont caractériser la marche de façon globale (Tableau). La vitesse de marche permet par exemple d'évaluer le risque que peut représenter les voies publiques pour les personnes présentant un déficit locomoteur, les feux signalétiques étant programmés pour une vitesse de marche de 3km/h en France. Pour augmenter la vitesse de marche, une personne va généralement augmenter sa cadence et/ou sa longueur de pas. La longueur du pas représente la distance entre le talon du pied en appui et le talon du pied qui se pose. Par exemple la longueur du pas droit est calculée par la distance entre le talon gauche qui est alors

au sol, et le talon droit lorsque celui-ci touche le sol. La longueur de pas est à différencier de la longueur de la foulée qui correspond à la distance entre 2 poses du talon au sol du même pied. La largeur de pas, représentant l'écartement entre les pieds, peut être calculée par la moyenne de la distance entre les talons au sol dans le plan frontal. Pouvant être assimilée à la base de support, une augmentation de la largeur des pas est souvent associée à des troubles de l'équilibre. La durée des phases du cycle de marche est un autre indicateur pouvant décrire la qualité de marche d'un sujet. Une diminution temporelle de la phase de simple appui d'un côté au profit d'une augmentation du double appui peut en effet être caractéristique d'un déficit latéralisé sur un membre inférieur. Enfin, les paramètres spatio-temporels latéralisés (longueur de pas, temps d'appui, phases du cycle) sont pertinents pour l'évaluation de la marche lors de pathologies asymétriques, telles que l'hémiplégie, la gonarthrose unilatérale ou encore l'amputation unilatérale.

Paramètres spatio-temporels	Adultes en bonne santé marchant à vitesse spontanée
Vitesse de marche (km/h)	4.27
Cadence (pas/min)	104
Durée de la phase d'appui (s, droit / gauche)	0.75 / 0.74
Durée de la phase oscillante (s, droit / gauche)	0.42 / 0.41
Longueur de pas (cm, droit / gauche)	68.9 / 69.2
Largeur des pas (cm)	14.1

Tableau IV : Moyennes de paramètres spatio-temporels sur 8 cycles de marche de 22 adultes non pathologiques en condition de marche spontanée. Les données ont été recueillies au moyen d'un système de capture 3D du mouvement (Vicon) au centre J. Calvé.

3.1.2. Paramètres cinématiques

Les paramètres cinématiques décrivent les mouvements effectués par les différents segments du corps lors de la marche. L'analyse cinématique du mouvement peut se baser sur la mesure de positions, d'angles, de vitesses, et d'accélération des segments modélisés du corps et des articulations. En fonction des outils à disposition l'analyse est réalisée en 2 ou 3 dimensions. Dans l'étude de la marche, les paramètres cinématiques analysés sont principalement représentés par les angles des hanches, genoux, et chevilles au cours du cycle de marche, ainsi que les angles du tronc et du bassin.

La modélisation du corps en 15 segments et leur analyse en 3 dimensions via les systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement (Figure 17) permet de réaliser une analyse des angles articulaires avec une précision de l'ordre du degré. La

modélisation et les calculs de paramètres cinématiques ont été réalisés, au cours de ce travail de thèse, au moyen du logiciel Visual 3D. Chaque segment du corps ainsi modélisé comporte un repère segmentaire défini par 3 axes. La séquence d'axes utilisée est x – y – z. Un angle articulaire entre 2 segments est calculé à partir d'une matrice de rotation entre les 2 repères segmentaires.

Dans l'interprétation clinique de ces angles articulaires, un angle de flexion/extension se situe dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral, un angle d'Abduction/Adduction (Abd/Add) dans le plan frontal autour de l'axe antéro-postérieur, et l'angle de rotation interne/externe (RI/RE) dans le plan transverse autour de l'axe vertical.

La cinématique du tronc et du bassin peut être analysée en calculant les angles entre le repère segmentaire du tronc et du bassin par rapport au repère du laboratoire (plans fixes). Ainsi un angle de flexion/extension se situe dans le plan sagittal, les inclinaisons latérales dans le plan frontal et les rotations dans le plan transverse.

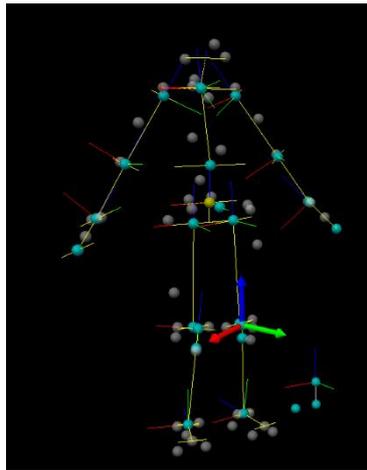
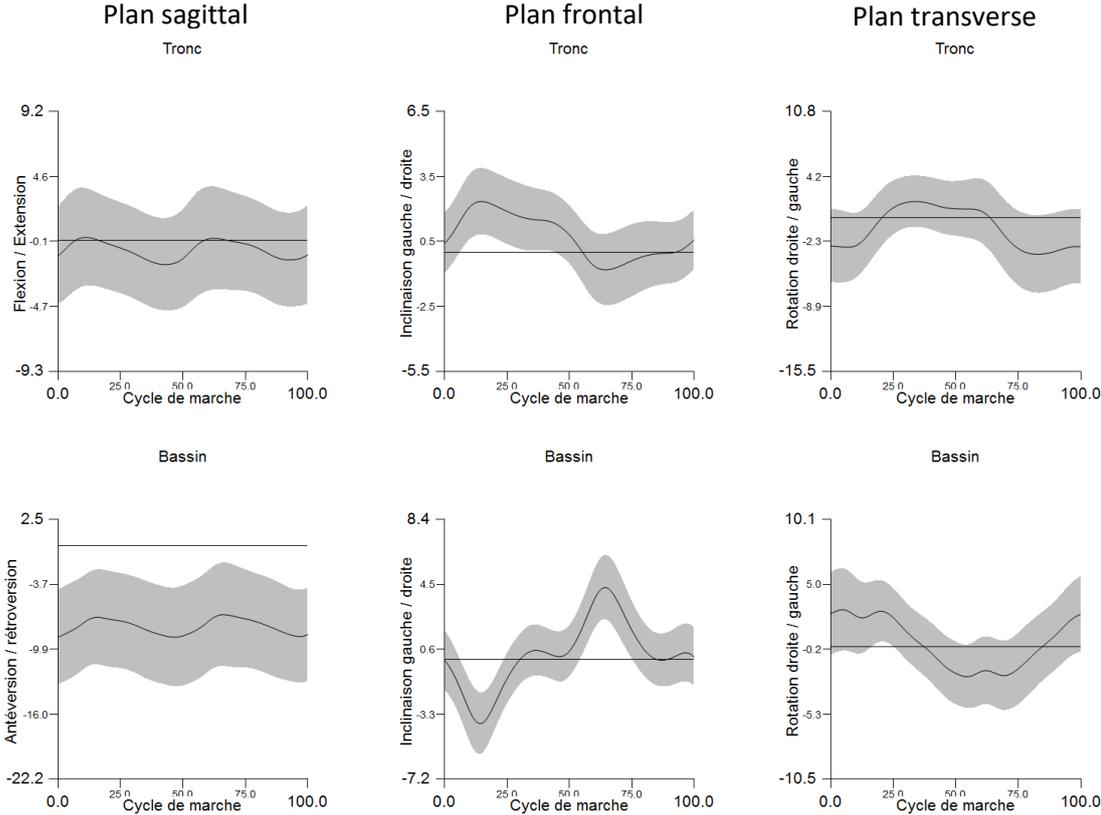


Figure 17 : Représentation 3D des 15 segments modélisés du corps chez un sujet non pathologique. Les flèches indiquent l'orientation des axes du segment jambier gauche : en vert l'axe antéro-postérieur (X), en rouge l'axe médio-latéral (Y), en bleu l'axe vertical (Z).

La figure 18 représente l'évolution des angles du tronc, du bassin, et des articulations des membres inférieurs au cours du cycle de marche, dans chacun des 3 plans de l'espace, sur une population adulte en bonne santé marchant à vitesse spontanée.

Par exemple il est observé une inclinaison du bassin dans le plan frontal du côté opposé au membre posant le pied au sol pendant le double appui, puis une phase de plateau proche de 0° durant le simple appui, et dans la continuité une inclinaison opposée au second double appui, de 50 à 60% du cycle (Figure 18, courbe du bassin dans le plan frontal). L'intérêt de cette analyse quantifiée par rapport à l'analyse

clinique est de permettre une visualisation de plusieurs articulations sur l'ensemble du cycle. Par exemple, dans le plan sagittal, au terme du second double appui et avant de passer en phase oscillante, la hanche atteint sa valeur maximale d'extension, pendant que le genou continue son mouvement en flexion commencé plus tôt au cours du simple appui, et que la cheville entame un mouvement de flexion plantaire (Figure 18, courbes de la colonne de gauche).



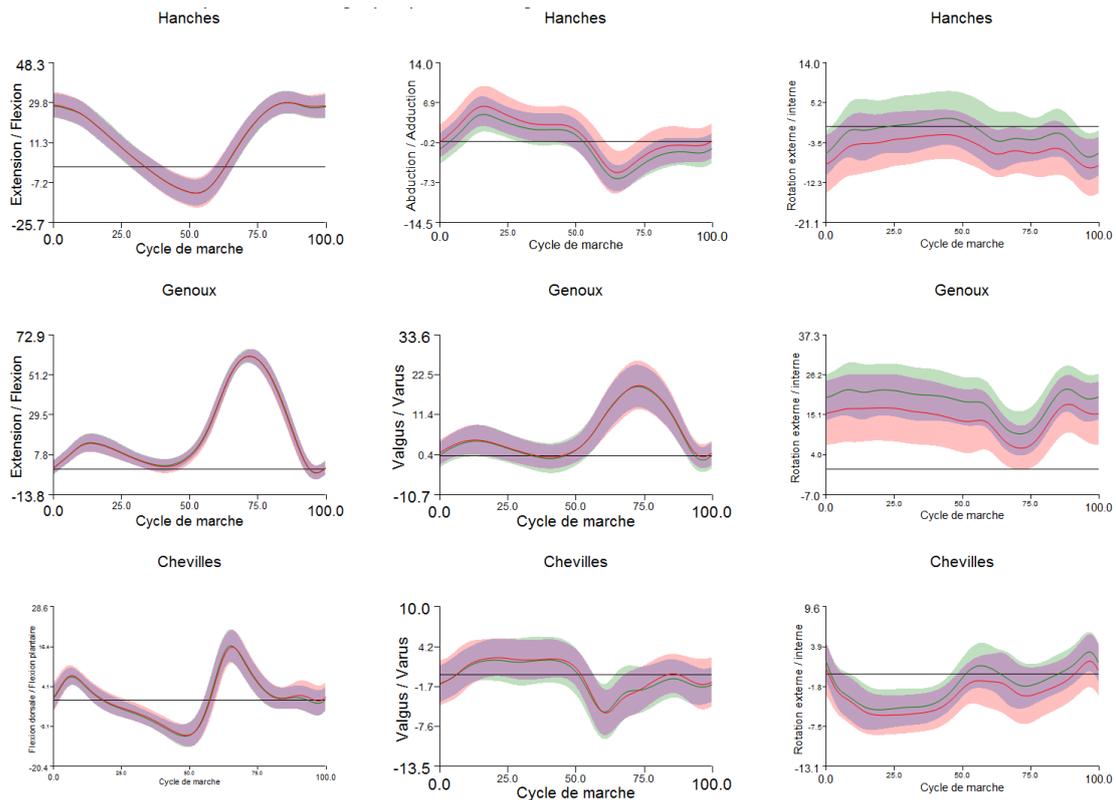


Figure 18 : Courbes représentant la moyenne et écart type des angles articulaires au cours du cycle de marche, dans les 3 plans, chez une population adulte en bonne santé. La cinématique du tronc et du bassin a été représentée sur un cycle droit. Au niveau des articulations des membres inférieurs, la couleur verte représente le côté droit et est affichée selon un cycle droit ; la couleur rouge représente le côté gauche et est affichée selon un cycle gauche. La colonne de gauche présente les angles dans le plan sagittal ; la colonne du milieu dans le plan frontal ; et la colonne de droite dans le plan transverse. Les valeurs des angles sont exprimées en degrés.

La cinématique étudiée est le plus généralement celle des membres inférieurs lors de la marche mais le balancement des bras participe aussi à l'efficacité de la marche. En effet, la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs permet une réduction du coût énergétique à la marche et participe à la stabilisation du mouvement lors de la locomotion bipède (Meyns, Bruijn et al. 2013). Plusieurs méthodes existent pour quantifier la coordination avec des paramètres cinématiques, l'une d'entre elle sera développée dans l'étude 2.

3.1.3. Paramètres dynamiques

Les paramètres dynamiques apportent des informations liées aux forces de réaction au sol. Mesurés à l'aide de plateformes de force, incorporées dans le sol pour l'analyse de la marche ou dans un tapis instrumenté, les paramètres dynamiques sont issus soit directement des forces de réaction au sol sous les pieds soit aux moments appliqués aux articulations, calculés par dynamique inverse avec des données cinématiques (Figure 19).

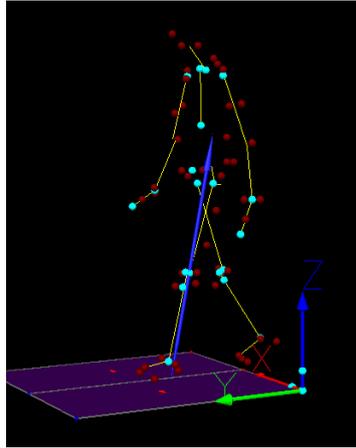


Figure 19: Visualisation 3D des forces de réaction au sol captés par la plateforme de force sous le pied gauche du sujet lors de la marche.

Parmi les paramètres dynamiques les plus utilisés dans l'analyse de la marche, nous pouvons citer l'intensité des 3 composantes de la force de réaction au sol, normalisée par le poids du corps, sous chaque pied (Figure 20).

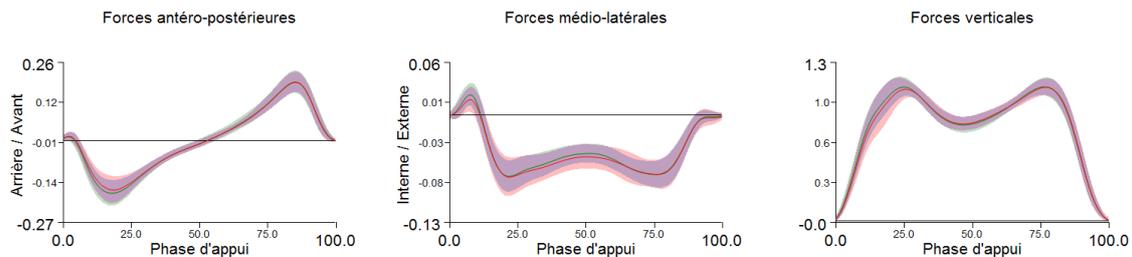


Figure 20 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des forces de réaction au sol sous chaque pied (droit en vert et gauche en rouge) au cours de la phase d'appui. La valeur des forces antéro-postérieures (à gauche), médio-latérales (au centre) et verticales (à droite) est normalisée par rapport à la masse des sujets (N/kg).

Par définition, l'origine du vecteur représentant la force de réaction au sol (Figure 19) est le Centre de Pression (CdP). L'analyse de sa trajectoire par rapport à la position du pied au cours de l'appui fait partie des paramètres les plus recherchés par les cliniciens dans l'analyse de la marche et de la course.

A partir des forces de réaction au sol et des données cinématiques, un modèle mathématique utilisant des calculs de dynamique inverse permet d'obtenir le moment externe appliqué à une articulation. Le moment externe permet de déduire les moments internes (contractions musculaires et systèmes de maintien passifs) du corps dans l'analyse de la marche. Le moment externe et la vitesse angulaire de l'articulation permettent le calcul de la puissance développée au niveau de l'articulation concernée, pour caractériser si elle absorbe (si négative) ou génère (si positive) les efforts dans la réalisation du geste étudié. Les Figures 21 et 22 illustrent les moments et puissances

articulaires des hanches, genoux, et chevilles d'adultes non pathologiques en condition de marche spontanée, lors de la phase d'appui.

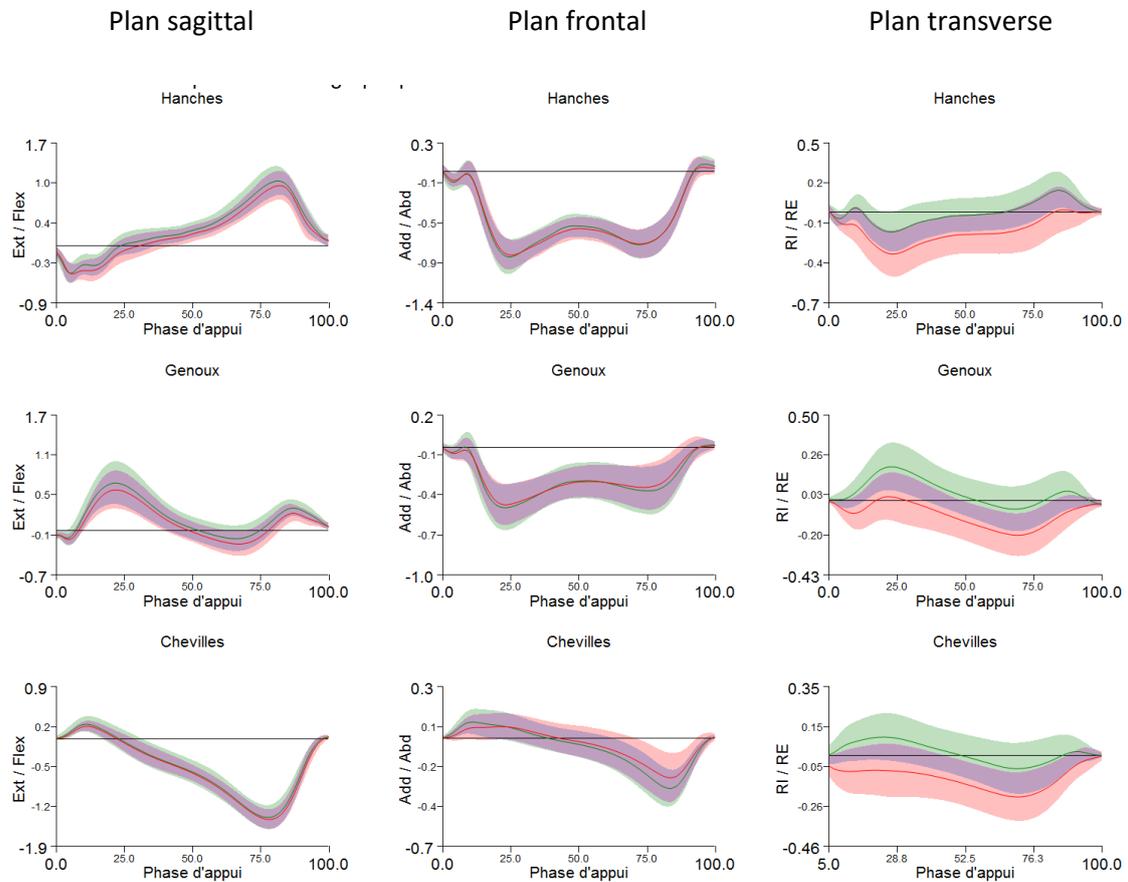


Figure 21 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des moments articulaires (Nm/kg) des hanches, genoux et chevilles (droits en vert et gauches en rouge) au cours de la phase d'appui. Les moments externes calculés dans le plan sagittal sont représentés sur la colonne de gauche, ceux du plan frontal dans la colonne du milieu, et les moments du plan transverse dans la colonne de droite. Ext/Flex correspond au moment en extension et au moment en flexion ; Add/Abd correspond au moment en adduction et au moment en abduction ; RI/RE correspond au moment en rotation interne et externe.

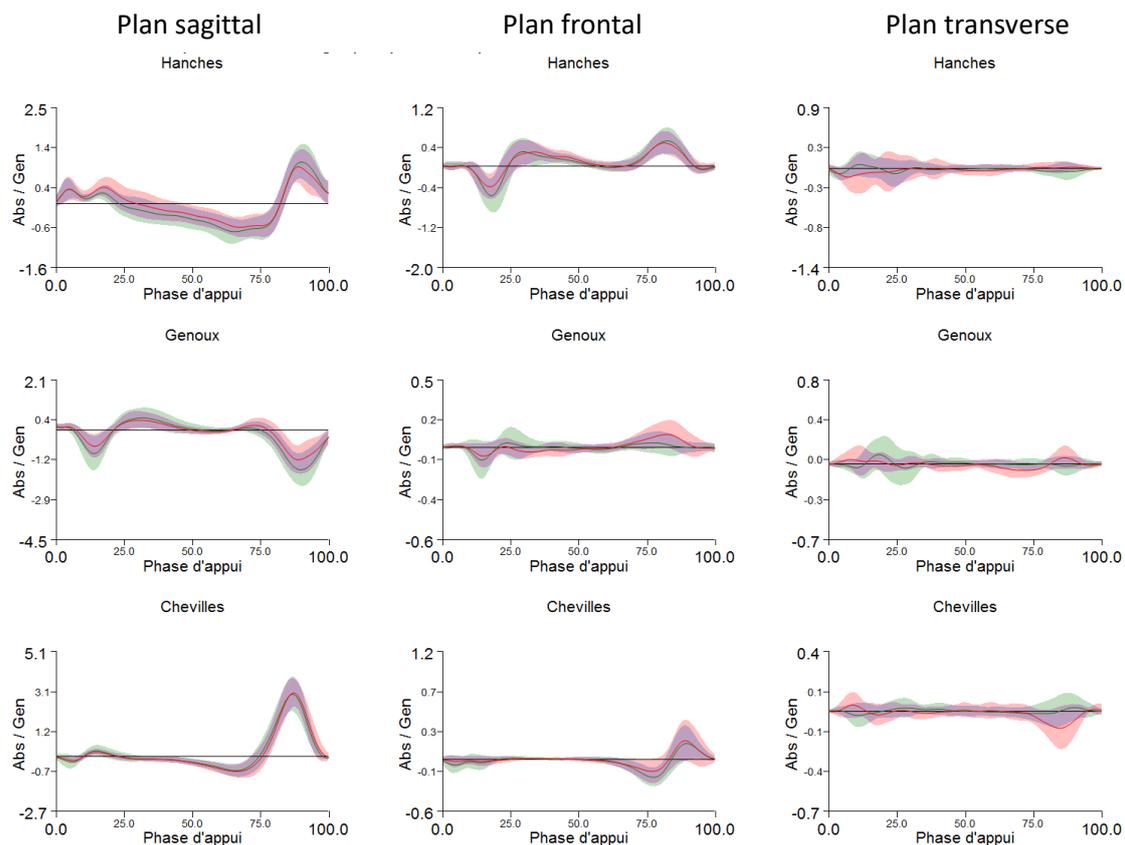


Figure 22 : Représentations graphiques par la moyenne et écart type des puissances articulaires (W/kg) des hanches, genoux et chevilles (droits en vert et gauches en rouge) au cours de la phase d'appui. Les puissances calculées dans le plan sagittal sont représentées sur la colonne de gauche, celles du plan frontal dans la colonne du milieu, et celles du plan transverse dans la colonne de droite. Abs / Gen correspond à la puissance Absorbée et à la puissance Générée.

Par ailleurs, il est également possible de compléter l'analyse de la marche en utilisant un système d'électromyographie (EMG) de surface. Mesurant une différence de potentiel électrique entre 2 électrodes disposés sur un même muscle, l'EMG permet d'évaluer l'activation musculaire et d'avoir des informations sur l'intensité de la contraction. Synchronisé à un outil de mesure de la cinématique, il est possible d'analyser l'activité de muscles ciblés des membres inférieurs au cours de la marche.

Les paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques font partie des paramètres biomécaniques permettant d'analyser la marche normale et la marche pathologique.

3.2. Caractéristiques de la marche des ATF

La marche des ATF est décrite dans la littérature selon un cycle prothétique tel qu'illustré sur la Figure 23.

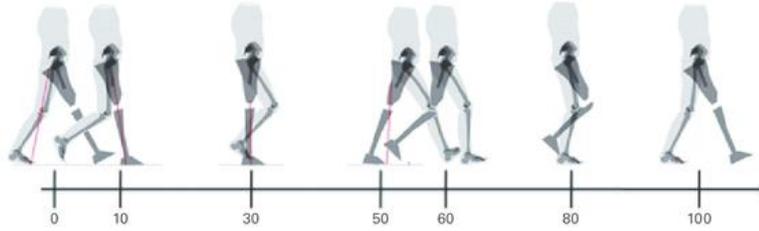


Figure 23 : Illustration d'un cycle de marche prothétique : 0% correspond à la pose du pied prothétique au sol et 100% à la pose suivante du pied prothétique au sol (Sauret 2014)

Les études biomécaniques comparant la marche de l'ATF aux personnes en bonne santé ont montré des différences significatives entre ces populations sur des paramètres spatio-temporels et cinématiques sur des conditions de marche variées (Villa, Pillet et al. 2012, Carse, Scott et al. 2020). Les mécanismes compensatoires consécutifs à la marche avec prothèse induisent en effet des asymétries entre le côté amputé et le côté intact selon les phases du cycle de marche (Harandi, Ackland et al. 2020). Ces asymétries jouent un rôle fonctionnel important dans la locomotion en compensant le déficit de propulsion relatif à la prothèse et pour assurer une stabilité à la marche (Schaarschmidt, Lipfert et al. 2012, Hak, van Dieen et al. 2014).

Les asymétries de marche observées peuvent dépendre du type de prothèse qu'utilise l'ATF, selon le mode de freinage par exemple, ou si le genou est équipé d'un microprocesseur (Kowal, Winiarski et al. 2021). En effet, l'évolution technologique de conception et de fonctionnement des prothèses réduirait le coût énergétique (Highsmith, Kahle et al. 2010) et des asymétries de la cinématique entre le membre inférieur intact et celui côté prothèse des utilisateurs lors de la marche (Kowal, Winiarski et al. 2021). Cependant, malgré le développement des genoux à microprocesseur, les pressions plantaires exercées sous le pied prothétique restent inférieures à celles sous le pied intact (Cao, Yu et al. 2018). D'autre part, en étudiant l'apport des genoux à microprocesseur dans la cinématique du bassin dans le plan sagittal, il a été observé que l'amplitude des ATF avec genou MPK étaient plus proches des témoins lors de la phase oscillante de la prothèse, mais à l'inverse ceux sans MPK présentaient une cinématique du bassin plus proche des témoins lors de la phase d'appui prothétique (Alsancak, Guner et al. 2021). Enfin, la cinématique du bassin dans le plan frontal, joue un rôle important dans l'augmentation du coût énergétique à la marche chez les ATF, au point de discriminer les utilisateurs de genoux MPK de ceux à genou mécanique (Castiglia, Ranavolo et al. 2020).

D'autre part, le niveau d'activité de la vie quotidienne semble corrélé à la variabilité des caractéristiques de marche présentes dans la population ATF (Mussig, Brauner et al. 2019). En effet, une réduction des activités physiques de la vie journalière entrainerait un déficit de force musculaire, pouvant aller jusqu'à l'atrophie, et impacterait la qualité et les patterns de marche (Mussig, Brauner et al. 2019). Cependant, même avec un excellent niveau de mobilité les ATF présentent des différences significatives avec une population équivalente non amputée, comme l'augmentation de l'amplitude et de l'angle maximal d'antéversion du bassin ou encore une amplitude réduite de l'inclinaison latérale du bassin lors de l'appui sur le côté intact (Jarvis, Reeves et al. 2021).

Villa a rapporté des valeurs angulaires des articulations des membres inférieurs, du tronc, et du bassin lors de la marche des ATF sur sol plat et à vitesse spontanée (Villa 2014). Son étude a été réalisée sur une population composée principalement de jeunes ATF d'étiologie traumatique et marchant avec un genou à microprocesseur. Dans ses travaux, il est notamment observé une inclinaison du bassin des ATF dans le plan frontal homolatéralement à l'appui prothétique tandis que les sujets témoins présentent une inclinaison controlatérale d'environ 5°. D'autre part, le genou prothétique présente une absence de flexion durant la phase d'appui malgré les capacités supposées des genoux MPK à pouvoir la réaliser. Enfin, de manière non surprenante, la cinématique de la cheville prothétique est très différente du côté intact et des sujets témoins dans les plans sagittal et frontal en raison des capacités d'adaptation propres aux matériaux et à la technologie du pied prothétique.

En étudiant les moments et les puissances articulaires du membre inférieur intact et prothétique, Jarvis et al. rapportent chez des ATF traumatiques de 26 à 35 ans que, du côté intact, seule la puissance développée à la cheville lors de la propulsion est inférieure à la population contrôle (Jarvis, Reeves et al. 2021). Côté prothèse, le moment extenseur du genou est inférieur en début de phase d'appui, comme la puissance développée à la cheville lors de la propulsion, à l'inverse de la puissance générée à la hanche qui est supérieure aux contrôles en début d'appui (Jarvis, Reeves et al. 2021). Des résultats semblables sont observés dans des études plus anciennes (Villa 2014, Harandi, Ackland et al. 2020).

Dans le plan frontal, le pic du moment externe adducteur au genou côté intact serait supérieur au côté prothèse dans une population amputée d'un membre inférieur (Lloyd, Stanhope et al. 2010), représentant ainsi un facteur de risque d'arthrose de genou sur le compartiment médial (Butowicz, Dearth et al. 2017).

Enfin, en termes de coordination, les ATF adoptent des synergies intra- et inter-membres différentes des personnes en bonne santé pour compenser l'altération de la fonction motrice sur le membre amputé. Les limitations d'amplitudes au niveau de la hanche côté amputé et du genou prothétique influent sur la synergie entre les membres inférieurs lors de la marche, induisant des mécanismes compensatoires (Liang, Gao et al. 2022).

3.3. Locomotion des ATF lors d'activités supérieures de marche

L'analyse de la marche décrit généralement une condition de marche spontanée sur sol plat, ce qui est peu représentatif des activités quotidiennes qui exposent l'ATF à des dévers, des sols irréguliers, la réalisation de demi-tours ou encore le franchissement d'obstacles comme la montée et la descente de marches.

Lors de ces activités supérieures de marche, les ATF développent des asymétries et des stratégies compensatoires (Villa 2014). Sur dévers, et particulièrement lorsque la prothèse se situe en amont, les ATF éprouvent davantage de difficultés pour passer la phase oscillante de la prothèse, sont alors observées des stratégies d'augmentation de l'inclinaison du bassin et/ou de vaulting (propulsion verticale à partir de la cheville intacte) pour répondre à cette problématique fonctionnelle (Villa, Loiret et al. 2017).

En simulation de sol irrégulier et de pente, les ATF marchaient plus lentement, avec des pas plus larges, et des accélérations médio-latérales du tronc plus importantes côté prothèse par rapport au côté intact et par rapport à une population non amputée (Sturk, Lemaire et al. 2019). De plus, une augmentation de la vitesse du balancement des bras et de l'écartement des bras par rapport au tronc ont été observés chez des amputés de membre inférieur en situation de marche sur sol irrégulier (Curtze, Hof et al. 2011). Cette adaptation vise le maintien de l'équilibre dynamique lors de la marche en situation plus contraignante pour l'équilibre avec la prothèse.

Des variations de la vitesse de marche peuvent également créer des adaptations de patterns de marche chez les ATF. En effet, des changements de fréquence sur la

coordination entre membres supérieurs et inférieurs ont été observés selon la vitesse de marche, suggérant que la stabilité et l'adaptabilité de la coordination sont réduites chez les ATF (Donker and Beek 2002).

4. Analyse de la marche pour la prise en charge des patients ATF

4.1. Bilan clinique

Un défaut de qualité de marche observé lors de l'examen clinique d'un patient amputé de membre inférieur peut être de 3 natures différentes : mauvais réglage de la prothèse, défaut d'utilisation de la prothèse, ou déficit des capacités physiques du patient.

O. Mohamed et H. Appling (dans *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (Chui, Jorge et al. 2019)), font une description des troubles de la marche observés chez les ATF en fonction du cycle de marche et en proposent des causes potentielles (Tableau V).

Sur l'ensemble du cycle		
Déviaton	Description et causes potentielles	
Inégalité de longueur du pas	Description	La longueur de pas côté sain est plus courte que du côté prothétique. Ce défaut de marche est généralement associé à des lombalgies provoquées par l'augmentation de la lordose lombaire.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Pré-flexion de l'emboiture insuffisante • Mauvais réglage du genou prothétique • Fléchisseurs de hanche contracturés • Pathologie de hanche non détectée du côté sain • Le patient veut augmenter sa cadence de marche
Boiterie d'esquive	Description	La longueur de pas côté amputé est plus courte que du côté sain. Ce défaut de marche est généralement associé à des lombalgies provoquées par l'augmentation de la lordose lombaire.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Problème de suspension • Douleur lors de la mise en charge du membre inférieur • Mauvais réglage du genou prothétique • Insuffisance musculaire • Moignon très court • Mauvaise habitude de marche • Peur et insécurité du patient
Marche en abduction	Description	Tout au long du cycle, le patient marche avec la jambe prothétique placée en abduction.

	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse trop longue • Douleur et/ou appui excessif au niveau de la branche ischio-pubienne • Trop de tissus mous au niveau du collet de l'emboiture (bourrelet au niveau des adducteurs de hanche) • Contre-appui latéral de l'emboiture insuffisant • Emboiture moulée en abduction • Emboiture trop petite • Mauvais alignement du pied prothétique • Abducteurs de hanche contracturés • Contrôle musculaire insuffisant • Peur et insécurité du patient qui cherche à augmenter son polygone de sustentation • Mauvaise habitude de marche
Augmentation de la largeur des pas	Description	Augmentation de la base de soutien, du polygone de sustentation.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais alignement du pied prothétique dans le plan frontal • Peur et insécurité du patient
Diminution de vitesse de marche	Description	Généralement la vitesse de marche des patients amputés est inférieure à une population non amputée.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • La peur, l'insécurité et la douleur du patient

De 0% à 10% du cycle de marche		
Déviaton	Description et causes potentielles	
Instabilité du genou	Description	Flexion du genou non contrôlée entre 0 et 10% du cycle de marche.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Emboiture trop en arrière • Axe du genou en avant de la ligne de charge • Coin talonnier et flexion plantaire de cheville trop durs • Faiblesse des extenseurs de hanche • Peur et insécurité du patient
Claquement du pied prothétique	Description	Flexion plantaire rapide et inesthétique lors de l'attaque du talon au sol.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Verrouillage du genou prothétique trop actif • La butée contrôlant la dorsiflexion est trop molle ou abîmée • Mauvais choix de pied prothétique • Signal sonore rassurant pour les patients
Compression excessive du talon	Description	La compression excessive du talon prothétique retarde l'abatement du pied.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvaise rigidité du talon prothétique • Mauvais alignement sagittal du pied prothétique
Rotation externe du pied	Description	Lors du contact du talon au sol, le pied tourne vers l'extérieur.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Emboiture trop serrée (surtout pour les moignons avec beaucoup de tissus mous) • Mauvais réglage du pied prothétique • Contrôle musculaire insuffisant

De 10% à 40% du cycle de marche		
Déviaton	Description et causes potentielles	
Inclinaison du tronc	Description	Inclinaison latérale du tronc, de la tête et des épaules au-dessus du membre portant lors de la phase d'appui.

	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse trop courte • Douleur et/ou appui excessif au niveau de la branche ischio-pubienne • Contre-appui latéral de l'emboiture insuffisant • Emboiture moulée en abduction • Inconfort à la partie distale et latérale du moignon • Moignon très court • Pied prothétique trop déporté vers l'extérieur • Faiblesse du moyen fessier • Faiblesse des abducteurs de hanche • Manque d'équilibre • Mauvaise habitude de marche
Abattement du pied incomplet	Description	Le pied prothétique reste en inversion ou en éversion lors de la phase d'appui.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais alignement de l'emboiture dans le plan frontal • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon
Rotation du pied	Description	Lors de la phase d'appui, la progression est trop rapide et l'orientation du pied prothétique diffère de celle controlatérale.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon • Douleur lors de la mise en charge du membre inférieur • Mauvais réglage du pied prothétique • Attaque du talon trop rapide et trop • Contrôle musculaire insuffisant • Mauvaise habitude de marche
Hyperextension du genou prothétique	Description	Pour compenser l'instabilité du genou perçue, le patient se positionne en hyperextension.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Pré-flexion de l'emboiture insuffisante • Mauvais alignement du pied prothétique dans le plan sagittal • Mauvais réglage du pied prothétique • Mauvaise habitude de marche

De 40% à 60% du cycle de marche		
Déviations	Description et causes potentielles	
Retard dans le déroulé du pas	Description	Hésitation ou retard dans le déroulé de l'avant-pied entre le milieu et la fin d'appui.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais alignement du pied prothétique dans le plan sagittal • Mauvais choix ou mauvais réglage du pied prothétique • Utilisation de chaussures avec un talon inadapté
Flexion excessive du tronc	Description	Le transfert trop rapide du poids corporel vers le côté sain provoque une flexion antérieure du tronc.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais alignement de l'emboiture (trop en rectitude) • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon (trop large en antérieur) • Douleur et/ou appui excessif au niveau de l'appui ischiatique • Mauvais alignement du pied prothétique dans le plan sagittal • Mauvais réglage du pied prothétique • Fléchisseurs de hanche contracturés • Mauvaise habitude de marche
Lordose lombaire excessive	Description	L'hyperlordose est généralement associée à la position du bassin.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Membre résiduel très court • Pré-flexion de l'emboiture insuffisante • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon • Bascule du bassin provoquée par un appui ischiatique trop haut • Fléchisseurs de hanche contracturés • Faiblesse des extenseurs de hanche et/ou des abdominaux

De 60% à 100% du cycle de marche		
Déviaton	Description et causes potentielles	
Inclinaison du bassin	Description	Du début jusqu'au milieu de l'oscillation : élévation du bassin du côté de la prothèse entraînant une augmentation du coût énergétique.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse trop longue • Prothèse alignée avec une trop grande stabilité • Flexion insuffisante du genou prothétique au début de l'oscillation
Déplacement latéral du pied	Description	Le talon du pied prothétique dessine un arc de cercle latéral lors de la phase oscillante.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon • L'emboiture est enfilée avec une rotation interne excessive • Problème de suspension • Mauvais réglage du genou prothétique : trop en rotation interne • Faiblesse musculaire
Déplacement médial du pied	Description	Le talon du pied prothétique dessine un arc de cercle médial lors de la phase oscillante.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon • L'emboiture est enfilée avec une rotation externe excessive • Problème de suspension • Mauvais réglage du genou prothétique : trop en rotation externe • Faiblesse musculaire
Phénomène de piston	Description	L'emboiture glisse vers le bas lors de la phase oscillante puis remonte lors de l'appui.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvais ajustement de l'emboiture sur le moignon • Problème de suspension • Contraction musculaire insuffisante
Défaut de raccourcissement du membre inférieur	Description	Au début de l'oscillation, l'élévation du talon prothétique est diminuée par rapport au côté controlatéral.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse alignée avec une trop grande stabilité • Résistance mécanique excessive à la flexion du genou • Rotation pelvienne insuffisante
Ascension excessive du talon	Description	Au début de l'oscillation, l'élévation du talon prothétique est fortement augmentée par rapport au côté controlatéral.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Résistance mécanique insuffisante à la flexion du genou • Mauvais réglage du genou prothétique (axe trop en arrière) • Mauvaise habitude de marche
Attitude en circumduction / fauchage	Description	Lors de la phase oscillante, le membre prothétique décrit au sol un demi-cercle vers l'extérieur (imitation du mouvement circulaire d'une faux).
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse trop longue • Prothèse alignée avec une trop grande stabilité • Emboiture trop petite • Douleur et/ou appui excessif au niveau de la branche ischio-pubienne • Problème de suspension • Résistance mécanique excessive à la flexion du genou • Moignon trop court pour créer un moment de flexion efficace • Abducteurs de hanche contracturés • Faiblesse des fléchisseurs de hanche • Peur et insécurité du patient envers le genou prothétique • Mauvaise habitude de marche

Vaulting	Description	Lors de l'oscillation, pour faciliter le passage du pas, le patient réalise une flexion plantaire (il monte sur la pointe de pied) du côté sain.
	Causes	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse trop longue • Prothèse alignée avec une trop grande stabilité • Emboiture trop petite • Problème de suspension • Douleur du membre résiduel • Résistance mécanique excessive à la flexion du genou • Crainte que le pied prothétique ne racle le sol • Mauvaise habitude de marche

Tableau V : Description des troubles de la marche observés chez les ATF en fonction du cycle de marche et causes potentielles (Chui, Jorge et al. 2019)

L'analyse clinique de la locomotion, qu'elle soit par observation directe ou par vidéo, permet au praticien d'avoir une idée subjective des déficiences motrices d'un patient, d'adapter sa prise en charge rééducative et d'assurer un suivi régulier de son évolution. Cette évaluation qualitative présente des limites puisqu'elle dépend, entre autre, de l'expérience de l'examineur (Watelain, Froger et al. 2005) et/ou des méthodes d'acquisitions utilisées (Lee, Pacheco et al. 2020). Par ailleurs, elle ne permet pas de distinguer des événements très rapides ou encore d'analyser plusieurs segments simultanément.

La Figure 24 présente un exemple de bilan kinésithérapique de la qualité de marche pour un patient ATF où l'opérateur coche le ou les type(s) de gestuelle observée à la marche.

Evaluation : défauts de marche et boiteries

Étiquette patient

Date :	 / / / / / / / /
Symétrie globale de la marche					
Absence de dissociation des ceintures					
Absence de pas postérieur					
Pas prothétiques plus petits					
Marche avec claquement du pied					
Marche avec claquement du genou					
Esquive	Pas prothétiques plus grands				
	Inégalité du temps d'appui unipodal				
Augmentation du polygone de sustentation	Marche en abduction				
	Marche avec les pieds en rotation externe				
Boiteries spécifiques					
Plan frontal					
	Fauchage	Élévation du bassin du côté oscillant			
		Circumduction de hanche			
	Duchenne de Boulogne	Inclinaison du tronc du côté de l'appui			
		Chute du bassin du côté de l'appui			
	Mixte	Inclinaison / Translation des épaules du côté de l'appui			
			Trendelenburg	Chute du bassin du côté oscillant	

Figure 24 : Bilan de qualité de marche concernant la prise en charge des ATF en kinésithérapie au centre Calvé

Avec le développement des systèmes de capture du mouvement et leur généralisation dans les structures hospitalières spécialisées, cette évaluation clinique peut être complétée par des paramètres quantitatifs.

4.2. Analyse quantifiée de la marche (AQM)

Objectiver par des paramètres biomécaniques les caractéristiques de la marche du patient amputé et pouvoir comparer précisément 2 situations est très pertinent dans un contexte de réglages de la prothèse ou de suivi rééducatif à court et long termes.

L'analyse quantifiée de la marche est un examen sous prescription médicale indiqué pour quantifier les troubles complexes de la marche chez l'adulte et l'enfant. Il permet de rechercher la cause du trouble, les effets secondaires sur la marche et la compensation conséquente (rapports de la Haute Autorité de Santé, 2006). Les données analysées recensent plusieurs types de paramètres biomécaniques :

- La cinématique des différents segments du corps, notamment les angles du tronc, du bassin, des hanches, des genoux, et des chevilles dans les 3 plans (sagittal, frontal et horizontal). L'acquisition de ces données se fait grâce à un système optoélectronique d'analyse du mouvement.
- Les forces de réaction au sol sont enregistrées par des plateformes de force intégrées dans le chemin de marche de la pièce. Plusieurs paramètres dynamiques sont analysés comme les valeurs des forces antéro-postérieures, medio latérales et verticales, les moments et puissances des articulations de la cheville, du genou et de la hanche, au cours de l'appui.
- Les principaux paramètres spatio-temporels concernant la marche sont la vitesse de marche, la cadence, la durée des phases du cycle de marche, la longueur et largeur des pas.

Les limites de l'AQM sont liées à celles de l'analyse du mouvement humain, et peuvent entraîner des erreurs sur la précision des mesures et l'interprétation des résultats (Armand 2005). D'une part, les limites liées à l'acquisition concernent la précision du système de mesure. Ensuite, la modélisation 3D des différents segments du corps est réalisée en corps rigides indéformables où le déplacement des parties molles n'est pas considéré. Il en résulte des erreurs potentielles liées aux glissements de peau et à l'approximation de la position des centres articulaires. Enfin, la variabilité des données peut être liée au placement des marqueurs réalisé par l'opérateur (variabilité inter opérateur, difficultés liées à la morphologie du patient), et à la variabilité de la marche du sujet.

L'interprétation des données d'AQM et leur relation avec le bilan clinique est une étape très importante car elle participe à l'orientation thérapeutique du patient. La quantité importante de données issues de l'AQM doit être analysée dans son ensemble pour pouvoir lier les différents résultats et trouver les phénomènes de cause à effet. L'interprétation et l'orientation thérapeutique qui en résulte demande une expertise des données biomécaniques d'une part et cliniques d'autre part, mais surtout une capacité

d'échange et de communication efficace entre les deux pour obtenir une réelle pertinence de cet examen dans la prise en charge du patient.

Dans son rapport en 2006, la HAS conclut que, malgré les limites évoquées, l'AQM apporte des données supplémentaires par rapport aux données issues des méthodes classiques d'analyse dans l'évaluation des troubles complexes de la marche, et que le compte rendu qui en résulte apporte un bénéfice thérapeutique pour le patient.

4.3. Le laboratoire d'analyse du mouvement du centre Jacques Calvé

Le centre Jacques Calvé dispose d'une salle dédiée à l'analyse du mouvement. Equipé d'un système optoélectronique de capture 3D du mouvement avec 8 caméras de résolution 1.3 megapixels pour 6 d'entre elles et 1 megapixel pour les 2 autres (Vicon Nexus™, Oxford, UK), de 2 plateformes de force de 120x60cm (AMTI, Watertown, MA, USA) intégrées dans le sol, et de 15 voies EMG de surface (Trigno Delsys), le laboratoire (Figure 25) est utilisé pour l'activité clinique (AQM et autres mouvements faisant l'objet de problématiques cliniques), et pour des activités de recherche clinique et/ou biomécanique.

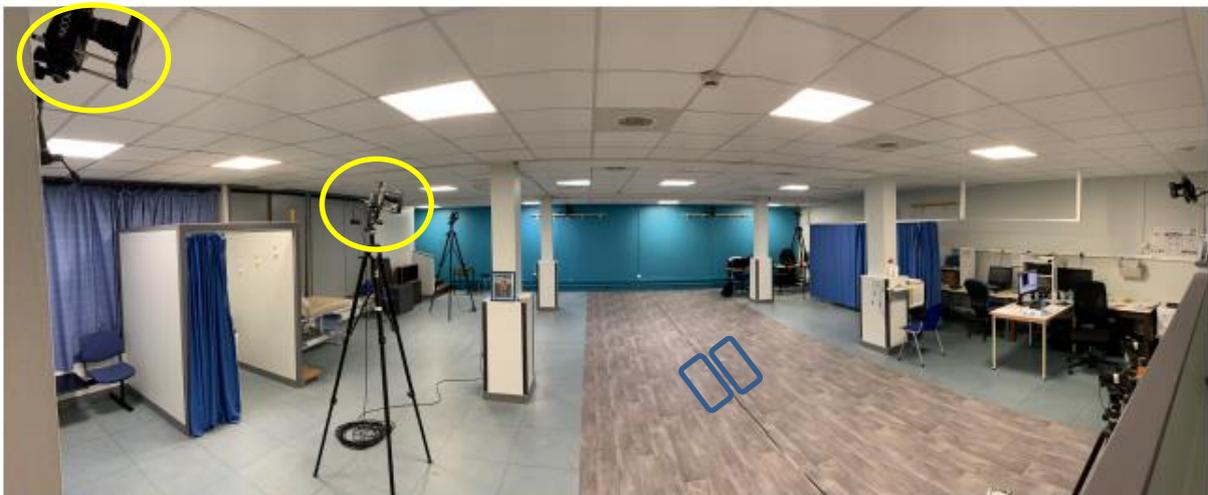


Figure 25 : Laboratoire d'analyse du mouvement du centre Calvé : 8 caméras Vicon dont 2 sont mises en évidence par des cercles jaunes ; 2 plateformes de forces intégrées dans le sol, représentées par des rectangles bleus

Les paramètres biomécaniques (paramètres spatio-temporels, données cinématiques et dynamiques) sont calculés et analysés avec le logiciel Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD).

4.4. Evaluation de l'utilisation de rapports d'analyse quantifiée de la marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur

La sous-utilisation de l'AQM dans le service de rééducation vasculaire/appareillage du centre Jacques Calvé a été relevée lors des premiers mois de ce projet de thèse, avec comme principale explication la difficulté d'interprétation des paramètres biomécaniques dans la demande clinique de l'examen de la marche des patients amputés de membre inférieur. L'hypothèse avancée est qu'un rapport d'AQM comprenant seulement les critères spécifiquement recherchés par les professionnels de santé, et traduits en tant que tel, serait davantage utilisé dans la pratique courante qu'un rapport d'AQM préformaté par l'industriel.

Une étude d'utilisabilité perçue a donc été réalisée pour évaluer l'utilisation d'un rapport classique d'AQM, dans un contexte d'analyse de la marche d'un patient amputé de membre inférieur, par le personnel médical et paramédical par rapport à l'utilisation d'un rapport spécifique au patient amputé.

Cette étude a fait l'objet d'une communication orale au congrès de la SOFAMEA, récompensée par le prix jeune chercheur.

Persine S., Gillet C., Anceaux F., Leteneur S., Bassement J., Knapen E., Brassart D., Charlate F., Simoneau E. (2020). Evaluation de l'utilisation de rapports d'Analyse Quantifiée de la Marche par les professionnels de santé : application aux patients amputés de membre inférieur. 19ème édition du Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Nice, France, janvier.

Matériel/Méthode

Deux rapports d'AQM ont été évalués par 34 professionnels de santé (6 médecins de rééducation, 20 kinésithérapeutes, 4 orthoprothésistes et 4 ergothérapeutes) au moyen du questionnaire d'utilisabilité System Usability Scale (SUS (Brooke 1995), et d'une question ensuite pour évaluer la rapidité de lecture et de compréhension du rapport). Le rapport classique (Annexe 2) est homologué par la HAS et reprend les principaux paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques de la marche ainsi qu'un compte rendu écrit avec synthèse des résultats. Le rapport spécifique (Annexe 3) a été réalisé selon un cahier des charges après échanges avec l'équipe pluridisciplinaire du service d'appareillage pour répondre à 3 attentes : le rapport doit être accessible (rédigé avec des termes cliniques), rapide à lire (2 pages maximum), et synthétique (paramètres ciblés spécifiques de la pathologie et du contexte). Chaque rapport évalué par les professionnels de santé concernait un patient amputé de

membre inférieur dans le cadre d'une évaluation de suivi de la qualité de marche. Les distributions suivant une loi normale et les variances étant homogènes, une ANOVA paramétrique a été utilisée pour calculer l'effet du type de rapport et l'effet de la profession.

Résultats

Sur l'ensemble des 34 répondants, le score SUS du rapport classique (32.1+/-17.1) était nettement inférieur ($p < 0.001$) à celui du rapport spécifique (71.9+/-13.8) (Figure 26). Il n'y a pas d'effet significatif différenciant les corps de métier des professionnels de santé. L'analyse des réponses aux questions a montré que la fréquence d'utilisation a été évaluée en moyenne à 2.3/5 pour le rapport classique vs 3.6/5 pour le rapport spécifique, la facilité d'utilisation à 1.8/5 vs 3.7/5, et la rapidité d'interprétation à 2.0/5 vs 3.9/5 respectivement.

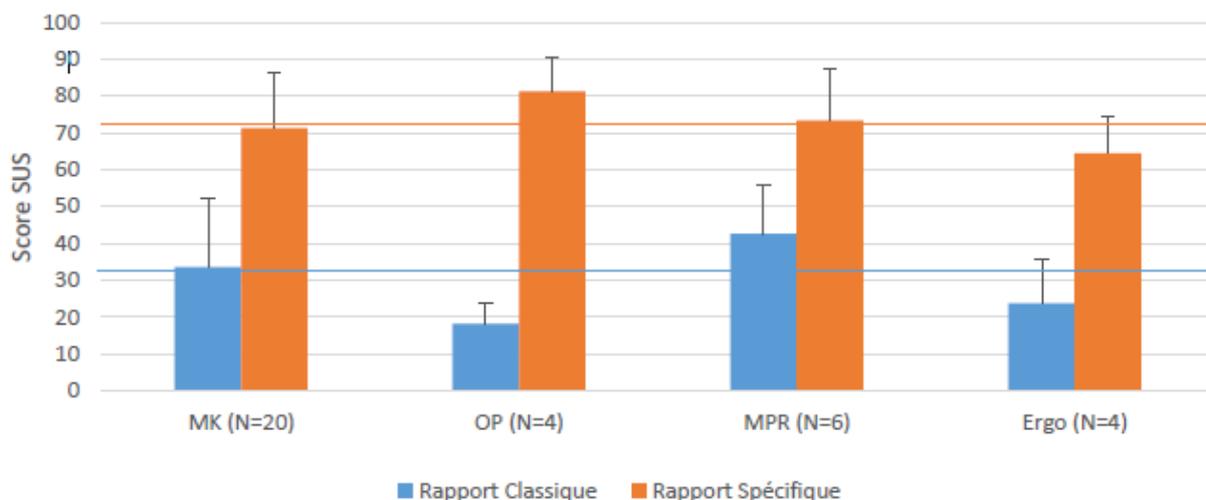


Figure 26 : Histogramme des moyennes du score SUS (compris entre 0, très peu utilisé, et 100, utilisation importante) des répondants : Masseurs-Kinésithérapeutes (MK), Orthoprothésistes (OP), Médecins rééducateurs (MPR) et Ergothérapeutes (Ergo). Les lignes horizontales correspondent aux valeurs moyennes obtenues par l'ensemble des répondants.

Discussion

Le rapport classique d'AQM, bien que complet et homologué, est en fait relativement peu exploité par les cliniciens du centre. Le développement d'un rapport spécifique, établi en fonction des attentes cliniques, sera potentiellement plus utilisé par les professionnels de santé. En effet, l'analyse du temps de lecture et de compréhension du rapport, qui est l'un des facteurs majeurs d'utilisabilité du rapport, révèle que le

rapport spécifique est perçu comme environ 2 fois plus rapide à lire que le rapport classique.

Conclusion

Le score SUS du rapport classique confirme la difficulté pour les cliniciens à exploiter les données de l'AQM pour leur pratique courante. Le rapport spécifique, plus court, synthétique et spécifique à la pathologie du patient, semble répondre davantage aux attentes des cliniciens, et ce, quelle que soit leur profession.

Le fonctionnement et l'utilisation d'un laboratoire d'analyse du mouvement dans une structure de soins est propre à chaque établissement. En effet, les attentes cliniques peuvent varier selon le degré de formation des utilisateurs à l'analyse du mouvement, le type de retour souhaité par le prescripteur de l'AQM (compte rendu écrit, synthèse pluridisciplinaire par exemple), ou encore la nature de la problématique du patient.

Dans un contexte de suivi longitudinal de la qualité de marche d'un patient amputé de membre inférieur appareillé, la problématique clinique est de détecter les attitudes potentiellement à risque de dégradation précoce du système musculo-squelettique pour orienter efficacement la prise en charge thérapeutique.

L'analyse quantifiée de la marche permettant d'objectiver l'évolution du patient au cours du temps, il a été établi un protocole de suivi des patients ATF par AQM lors de chaque consultation en appareillage (annuelle, voire biannuelle), et à l'entrée/sortie d'un séjour en rééducation.

A notre connaissance, seuls Sjodahl et al. se sont intéressés à l'adaptation de la cinématique de la marche des ATF au cours d'un séjour de rééducation fonctionnelle (Sjodahl, Jarnlo et al. 2002, Sjodahl, Jarnlo et al. 2003). Comprendre précisément les stratégies d'adaptation du patient pour atteindre les objectifs de rééducation fixés pourraient contribuer à cibler les techniques de rééducation utilisées, voire à moduler les objectifs de rééducation.

Bilan de la partie 1

L'amputation transfémorale impacte le potentiel de mobilité et la qualité de vie. La réorganisation motrice conséquente à l'ablation du membre entraîne le développement

d'adaptations du contrôle de la locomotion pour réaliser des activités de la vie quotidienne avec une prothèse. Cependant, malgré le développement technologique des prothèses et l'implication de la rééducation, une dégénérescence précoce du système musculo-squelettique est observée suite à la locomotion avec la prothèse. Les causes mécaniques supposées sont des asymétries à la marche, telles que la sursollicitation du membre intact ou les compensations engendrées par la prothèse, et peuvent se traduire par de l'arthrose ou une lombalgie chronique. Un enjeu majeur de la rééducation est de prévenir l'apparition de ces pathologies dégénératives et de conserver le maximum de potentiel de mobilité pour entretenir une qualité de vie compatible avec les objectifs des ATF. Cette première partie a présenté les nombreux facteurs pouvant influencer les stratégies d'adaptation de la locomotion que les ATF utilisent pour se déplacer avec leur prothèse, comme les caractéristiques morphologiques et physiques de l'individu, les caractéristiques de la prothèse, et les capacités intrinsèques d'organisation et de réorganisation du mouvement après amputation. Mettre en lien la compréhension des adaptations biomécaniques réalisées par les ATF au cours de différentes situations de marche représentant sa locomotion usuelle avec son contexte clinique permettrait d'orienter efficacement les choix thérapeutiques et prévenir des conséquences délétères de la locomotion avec prothèse.

Si des études ont analysé la marche de personnes ATF sur sol plat et lors d'activités supérieures de marche, permettant de mettre en avant des stratégies motrices lors de la déambulation avec prothèse, seules 2 études ont analysé l'évolution de la cinématique de la marche après un séjour en rééducation, fournissant ainsi des données caractérisant les adaptations réalisées par les ATF dans un contexte d'augmentation des performances à la marche. Les ATF peuvent bénéficier de séjours ponctuels en rééducation pour entretenir ou améliorer leur potentiel locomoteur. Au cours de ces séjours un réentraînement intensif à la marche permet, la plupart du temps, un gain de performances, en terme d'endurance, de vitesse de marche, ou de réalisation d'activités supérieures de marche. Cependant, il peut s'avérer complexe pour les cliniciens d'avoir une appréciation objective de l'évolution de la qualité de marche et des adaptations réalisées par les ATF consécutives à cette augmentation de performance. L'objectif de la 1^{ère} étude de ce travail de thèse était donc d'observer les adaptations de la cinématique après un séjour de rééducation fonctionnelle chez des patients ATF.

Contribution expérimentale

Etude 1 : Adaptations cinématiques de la marche spontané d'amputés transfémoraux après un programme de rééducation fonctionnelle

Cette étude a fait l'objet de la publication suivante (Annexe 4) :

Persine, S., Leteneur, S., Gillet, C., Bassement, J., Charlaté, F., & Simoneau-Buessinger, E. (2022). Walking abilities improvements are associated with pelvis and trunk kinematic adaptations in transfemoral amputees after rehabilitation. *Clinical Biomechanics*, 94, 105619.

Elle avait pour objectif principal d'évaluer l'impact d'un séjour de rééducation ponctuelle pour des ATF déjà appareillés sur la qualité de marche et notamment les mouvements du tronc et du bassin. Elle a été approuvée en amont par le comité d'éthique interne du Groupement des Hôpitaux de l'Institut Catholique de Lille (RNIPH-2021-14), et est en accord avec la déclaration de Helsinki.

Introduction

Il a été montré dans le cadre théorique que des mouvements asymétriques à la marche entre le membre inférieur intact et le membre inférieur prothétique ainsi que des stratégies de compensation au niveau du tronc et du bassin, sont associés à un risque de développer des lésions précoces du système musculo-squelettique (Butowicz, Krupenevich et al. 2020, Harandi, Ackland et al. 2020).

Des séjours de rééducation fonctionnelle peuvent être proposés aux ATF pour améliorer les capacités locomotrices et réduire le risque de ces conséquences à long terme. La rééducation inclue, selon le bilan clinique d'entrée, des exercices visant à améliorer les déficits de force musculaire et d'amplitude articulaire, mais aussi de la rééducation neuromusculaire et de l'entraînement à la marche (Highsmith, Andrews et al. 2016). Il a en effet été montré que des programmes de rééducation basés sur de l'entraînement à la marche permettent de réduire des déficits observés sur les paramètres spatio-temporels de la marche, et d'augmenter la mobilité fonctionnelle (Highsmith, Andrews et al. 2016, Gailey, Gaunard et al. 2020). Il est également supposé que les objectifs de rééducation dans ce type de contexte sont de retrouver une démarche symétrique (Esquenazi 2014, Highsmith, Andrews et al. 2016, Gailey, Gaunard et al. 2020).

Des asymétries fonctionnelles à la marche peuvent être observées chez les ATF par rapport à leur matériel prothétique (Cutti, Verni et al. 2018, Castiglia, Ranavolo et al. 2020, Kowal, Winiarski et al. 2021), objectivables par les paramètres spatio-temporels et les paramètres cinématiques, en particulier du bassin et des membres inférieurs (Sjodahl, Jarnlo et al. 2002, Sjodahl, Jarnlo et al. 2003, Heitzmann, Leboucher et al. 2020). De plus, la force musculaire (Rutkowska-Kucharska, Kowal et al. 2018, Harandi, Ackland et al. 2020, Heitzmann, Leboucher et al. 2020) et l'activation musculaire (Wentink, Prinsen et al. 2013, Butowicz, Acasio et al. 2018, Tatarelli, Serrao et al. 2020) sont, de par l'amputation, asymétriques entre les 2 membres inférieurs. Ces asymétries pourraient engendrer des compensations liées au déficit de propulsion côté prothèse, mais aussi avoir des conséquences sur la stabilité à la marche (Schaarschmidt, Lipfert et al. 2012, Hak, van Dieen et al. 2014). Cependant, la littérature n'est pas claire sur le fait qu'une symétrie parfaite à la marche serait réellement la meilleure option dans le cadre de la rééducation avec prothèse (Cutti, Verni et al. 2018).

Dans un autre point de vue, l'objectif principal du patient ATF est de retrouver une « marche normale », ou au moins perçue comme telle par des personnes sans pathologie locomotrice. Cependant, une zone grise et indéfinie existe dans la perception humaine de la marche. Plus précisément, la démarche humaine peut être anormale mais perçue comme non pathologique ou seulement étrange par les observateurs (Handzic and Reed 2015). Ce biais de perception devrait être pris en considération dans les programmes de rééducation car il s'agirait à la fois de satisfaire l'objectif du patient en terme d'intégration sociale tout en conservant certaines asymétries conséquentes à la marche avec prothèse. La problématique des professionnels de santé réside dans le choix des objectifs de rééducation qui doivent concilier les besoins du patient avec les recommandations cliniques liées à sa pathologie et aux éventuelles conséquences sur le long terme.

Le bilan clinique de la qualité de marche repose souvent sur l'interprétation de la cinématique du mouvement par le professionnel de santé (médecin de rééducation, orthoprothésiste, kinésithérapeute), ainsi que sur des paramètres spatio-temporels et des données cinématiques quand ceux-ci sont quantifiables au moyen d'outils de

mesure. A notre connaissance, seules 2 études ont observé la cinématique des membres inférieurs et du bassin d'une population ATF avant et après rééducation fonctionnelle (Sjodahl, Jarnlo et al. 2002, Sjodahl, Jarnlo et al. 2003). Cependant nous n'avons pas trouvé d'études analysant la cinématique du tronc dans ce contexte. Or, la masse du tronc chez l'homme correspond à environ la moitié de sa masse corporelle totale (de Leva 1996), et plusieurs études ont montré l'impact important de la position du tronc sur le mouvement humain (Gillet, Duboy et al. 2003, Leteneur, Gillet et al. 2009). Les principaux effets de l'inclinaison du tronc sur la cinématique de la marche ont été étudiés dans des populations non pathologiques (Thorstensson, Nilsson et al. 1984, Leroux, Fung et al. 2002, Saha, Gard et al. 2008), chez les personnes âgées (McGibbon and Krebs 2001), et des personnes avec un rachis pathologique (Engsberg, Bridwell et al. 2001). Sachant que des compensations se produisant au niveau du bassin et/ou du tronc pourraient augmenter le risque de lombalgie (Highsmith, Goff et al. 2019), il serait pertinent de quantifier l'évolution de ces paramètres suite à un programme de rééducation fonctionnelle chez les ATF.

L'objectif de cette étude était donc d'évaluer l'impact d'un programme de rééducation fonctionnelle sur la cinématique 3D du tronc et du bassin d'ATF lors d'une tâche de marche sur sol plat. L'hypothèse avancée était qu'une augmentation des capacités fonctionnelles objectivées par des tests cliniques soit associée à une amélioration de la symétrie des pas ainsi qu'à une attitude plus symétrique du tronc et du bassin entre le début et la fin d'un séjour de rééducation fonctionnelle chez des ATF appareillés.

Matériel/Méthode

L'étude a été réalisée à partir des données d'AQM de 11 patients ATF (Figure 27) ayant réalisé un séjour de rééducation fonctionnelle de 4 semaines dans le service. Le programme de rééducation effectué est basé sur du réentrainement à la marche dans différentes conditions de la vie quotidienne, du travail de l'équilibre et corrections posturales, du renforcement musculaire et travail d'assouplissement, et autres activités physiques adaptées pour développer la mobilité. En plus du bilan clinique réalisé chaque semaine, une AQM est systématiquement réalisée à l'entrée et à la sortie du séjour pour évaluer la progression et le suivi du patient à long terme. Différentes conditions de marche représentant la locomotion en milieu urbain sont

analysées, à savoir la marche spontanée sur sol plat, la marche rapide, en devers, le demi-tour, et la montée et descente d'une marche.

	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Gender	Etiology	K level	Prosthetic knee	Number of crutches
TF_01	64	74	1.65	M	Trauma	3	C-leg	0
TF_02	71	108	1.78	M	Vascular	3	Kenevo C	1
TF_03	60	55	1.54	F	Trauma	4	Rheo	0
TF_04	76	61	1.55	F	Cancer	2	Procedo	0
TF_05	72	100	1.76	M	Vascular	3	C-leg	1
TF_06	64	96	1.60	F	Vascular	2	Kenevo C	1
TF_07	52	77	1.75	M	Vascular	3	C-leg	0
TF_08	61	75	1.76	M	Trauma	3	C-leg	0
TF_09	68	75	1.70	F	Vascular	2	Kenevo C	1
TF_10	21	97	1.91	M	Cancer	4	C-leg	0
TF_11	33	72	1.72	M	Trauma	4	Rheo	0
AVG	58	81	1.70					
SD	17	17	0.11					

Figure 27 : Caractéristiques des 11 participants

Les patients ont été recrutés s'ils utilisaient leur prothèse définitive depuis plus d'un mois, si leurs objectifs de rééducation étaient d'améliorer les capacités et la qualité de marche. Ont été exclus les patients avec un k-level inférieur à 2 selon la Medicare Level Functional Classification (Gailey, Roach et al. 2002) ; ceux ayant du diabète ou pathologie cardiaque, orthopédique, ou neurologique non contrôlé médicalement ; ou ceux ayant un périmètre de marche inférieur à 50 m.

Les capacités fonctionnelles concernant la marche ont été évaluées par 2 tests cliniques : le test de 6 minutes (6MWT) et le timed up and go test (TUG), communément utilisés après amputation de membre inférieur (Lin and Bose 2008, Sions, Beisheim et al. 2018). Pour le 6MWT, il était demandé au patient de marcher le plus rapidement possible pendant 6 minutes en faisant des allers-retours le long d'un couloir de 30 m. Les patients pouvaient ralentir voire s'arrêter si nécessaire. La distance parcourue sur le temps imparti était alors relevée (ATS statement: guidelines for the six-minute walk test (Laboratories 2002)). D'après les références initiales décrivant le TUG (Podsiadlo and Richardson 1991), il était demandé à chaque patient de commencer le test en position assis sur une chaise, se lever et marcher sur une distance de 3 m, faire un demi-tour, et revenir s'asseoir le plus rapidement possible. Le critère de jugement de ce test est le temps de réalisation.

En complément de ces tests cliniques, des AQM ont été réalisées dans une salle de capture 3D du mouvement équipé de 8 caméras infra rouges (Vicon Nexus™, Oxford, UK) ayant une fréquence d'échantillonnage de 100Hz. Quarante-neuf marqueurs rétro réfléchissants étaient disposés sur le corps des patients pour un modèle corps entier.

Dans cette étude rétrospective, les mouvements du tronc et du bassin ont été analysés dans les 3 plans. Pour modéliser le tronc, les marqueurs utilisés étaient placés en regard du processus épineux de C7, T2, T7 et L1, ainsi qu'en regard du bord supérieur du manubrium sternal et de l'appendice xiphoïde (Figure 28). Les épines iliaques antéro et postéro-supérieures ont servi à représenter le bassin. Le tronc et le bassin ont ensuite été chacun modélisés comme un segment rigide, en accord avec les recommandations de l'International Society of Biomechanics (Wu, Siegler et al. 2002, Wu, van der Helm et al. 2005). Les axes du bassin ont été définis comme suit : l'axe X est parallèle à la droite reliant les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche et est orienté vers la droite ; L'axe Y est situé dans le plan défini par les 2 épines iliaques antéro-supérieures et le point médian des 2 épines iliaques postéro-supérieures, orthogonal à l'axe X, et orienté vers l'avant ; et l'axe Z est perpendiculaire à l'axe X et à l'axe Y, et orienté vers le haut. Les axes du segment tronc sont définis par : l'axe X perpendiculaire au plan formé par le manubrium sternal et C7 ainsi le point médian entre le processus xiphoïde et T7, l'axe X est orienté vers la droite ; l'axe Z relie le point médian entre le processus xiphoïde et T7 et celui entre le manubrium sternal et C7, et est orienté vers le haut ; l'axe Y est perpendiculaire aux axes X et Z et est orienté vers l'avant. L'ensemble de ces segments ont été défini dans un repère orthonormé.

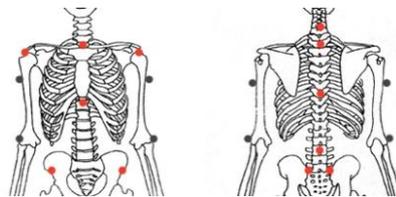


Figure 28 : Placement des marqueurs permettant de modéliser le segment tronc et le segment bassin (marqueurs rouges).

La consigne était de marcher à vitesse spontanée le long du chemin de marche du laboratoire, sur une distance de 10 m. Un minimum de 8 cycles complets de marche par patient ont alors été traités pour les analyses. Les patients ont réalisé les tests dans les mêmes conditions entre le début et la fin de rééducation.

Les mouvements du tronc et du bassin ont été analysés à partir des amplitudes articulaires (RoM – Range of Motion) du tronc et du bassin par rapport au repère du laboratoire. Les RoM ont été calculés sur la phase de simple appui côté prothèse et celle de simple appui côté intact. Ces phases correspondent respectivement au

décollement du pied intact jusqu'à la pose du pied intact d'une part, et au décollement du pied prothétique jusqu'à la pose du pied prothétique d'autre part.

La moyenne de chaque paramètre spatio-temporel a été calculée sur l'ensemble des cycles traités, à savoir la vitesse de marche (calculée à partir du centre de masse), la longueur des pas par côté (distance entre 2 poses de talon au sol consécutives, mesurée à partir de la coordonnée 3D du marqueur au talon), et la largeur des pas (distance entre les talons selon l'axe médio-latéral de 2 poses de pied successives).

L'équation suivante a été utilisée pour comparer la symétrie de longueur des pas et du RoM du tronc et du bassin entre l'appui côté prothèse et l'appui côté intact, en intra-sujet, avant et après rééducation :

$$S_{ii} = |x_P - x_I|$$

S désigne la symétrie pour une variable x entre le côté prothétique P et le côté intact I, pour le temps t_i (t_0 étant avant rééducation et t_1 après rééducation).

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel libre R (Team 2013). Des statistiques descriptives ont été réalisées pour analyser les caractéristiques des participants et décrire les résultats des paramètres. Après vérification de la distribution des variables avec le test de Shapiro Wilk, des tests t pour données appariées ont été utilisés afin de comparer les variables avant et après rééducation. Le degré de significativité des tests était de $p < 0.05$.

Résultats

Une différence significative ($p = 0.005$) a été observée sur le test de marche de 6 minutes après rééducation avec une augmentation moyenne de 39.4 ± 36.8 m. Les performances sur le TUG étaient également améliorées ($p = 0.04$) avec un temps diminué d'en moyenne 1.2 ± 1.8 s après rééducation (Figure 29 a et c).

Sur les paramètres spatio-temporels de la marche, seule la largeur des pas changeait après rééducation ($p = 0.04$) avec une diminution moyenne de 1.1 ± 1.6 cm (Figure 29 b, d, e, f). La vitesse de marche spontanée tendait à augmenter après rééducation ($p = 0.06$). Cependant la différence initiale de longueur de pas entre le côté intact et prothétique n'était pas significativement réduite après rééducation ($p = 0.40$) (Tableau VI).

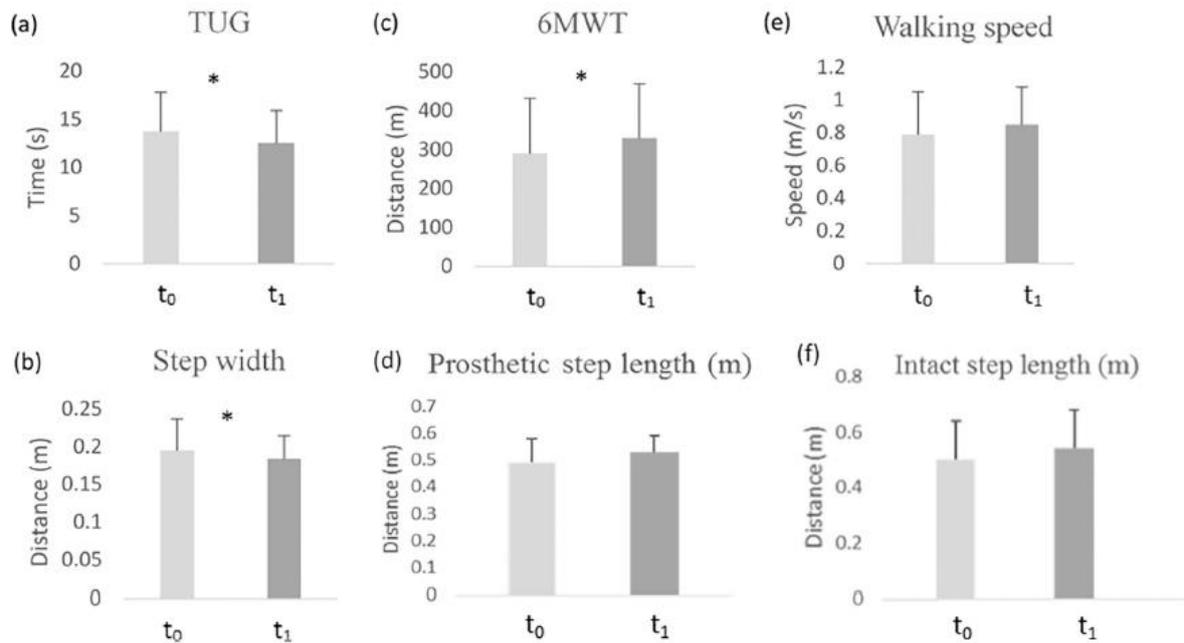


Figure 29 : Résultats sur les tests fonctionels (a, Timed Up and Go test ; c, test de 6 minutes) and les paramètres spatio-temporels de la marche (b,d,e,f) avant (t_0) et après (t_1) rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation avec $p < 0.05$.

Concernant la cinématique du tronc et du bassin, il a été observé une diminution de l'asymétrie sur l'amplitude du tronc dans le plan frontal entre l'appui prothétique par rapport à l'appui intact après rééducation ($p = 0.01$) avec une amplitude moyenne de 1.5° (Tableau VI). L'intervalle de confiance 95% de la différence entre t_0 et t_1 était systématiquement négative, montrant que chaque ATF avait une évolution similaire après rééducation (Annexe 4).

		Before rehabilitation (t_0)	After rehabilitation (t_1)	P-value	95% confidence interval
Prosthetic stance - Intact stance	Step length, m	0.04 (0.04)	0.05 (0.04)	0.40	[-0.01; 0.02]
	Trunk frontal inclination, °	2.64 (2.11)	1.17 (0.74)	0.01*	[-2.73; -0.31]
	Trunk transversal rotation, °	1.81 (1.22)	1.97 (1.45)	0.66	[-0.60; 0.90]
	Trunk sagittal inclination, °	0.88 (0.72)	1.31 (0.96)	0.27	[-0.39; 1.22]
	Pelvis frontal obliquity, °	1.48 (1.08)	1.52 (0.98)	0.95	[-0.42; 0.44]
	Pelvis transversal rotation, °	2.70 (1.86)	2.76 (2.28)	0.62	[-0.44; 0.71]
	Pelvis sagittal tilt, °	2.01 (1.63)	1.91 (1.99)	0.46	[-0.94; 0.46]

Tableau VI : Valeurs de p et intervalles de confiance à 95% des T -tests appariés concernant les variables relatives à la symétrie entre l'appui côté intact et l'appui prothétique avant et après rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation avec $p < 0.05$.

Entre t_0 et t_1 , l'inclinaison du bassin était significativement augmentée durant les phases de simple appui, que ce soit sur l'appui prothétique ($p = 0.02$) ou sur l'appui intact ($p = 0.005$) (Figure 30.a). De plus, une augmentation significative de l'amplitude de rotation du tronc a été observée durant la phase de simple appui intact après rééducation ($p = 0.007$) (Figure 30.b). Pour l'inclinaison du bassin dans le plan frontal et la rotation du tronc, l'intervalle de confiance à 95% de la différence entre t_0 et t_1 était systématiquement positive, indiquant que chaque ATF augmentait sa mobilité

après rééducation (Annexe 4). Dans le plan sagittal, aucune différence significative n'a été identifiée entre avant et après rééducation ($p > 0.05$) (Figure 30.c).

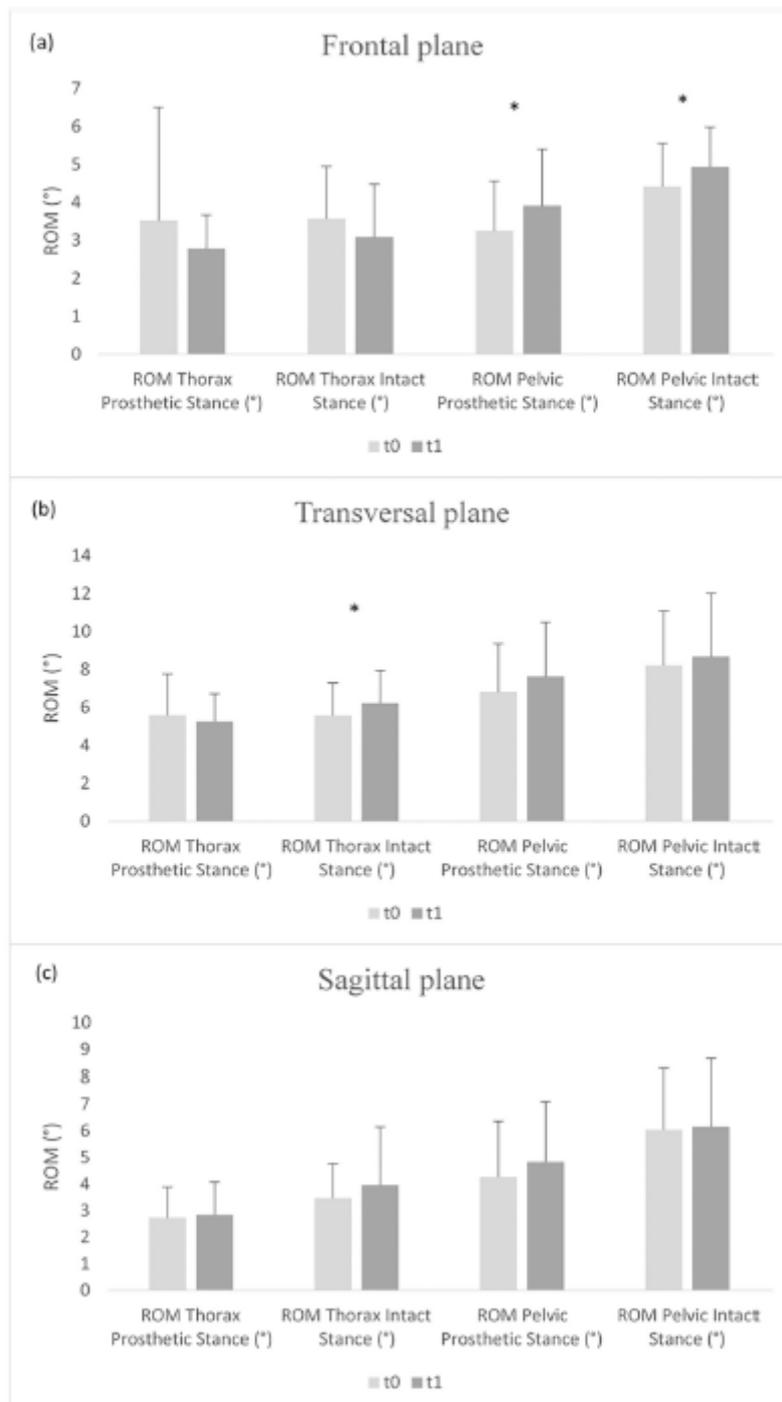


Figure 30 : Amplitude (RoM) du tronc et du bassin durant les phases de simple appui, dans les 3 plans de l'espace (a, b, c), avant (t_0) et après (t_1) rééducation. « * » montre une différence significative avant/après rééducation avec $p < 0.05$.

Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'impact d'un programme de rééducation fonctionnelle sur la cinématique 3D du tronc et du bassin lors de la marche sur sol plat des ATF. Les résultats ont mis en évidence que l'amélioration clinique des patients sur les tests fonctionnels n'était pas nécessairement liée à une amélioration de la symétrie entre le pas côté prothèse et le pas côté intact mais était associée à des adaptations de la cinématique de la marche, en l'occurrence du tronc et du bassin.

Le but de la rééducation est d'améliorer la qualité de vie du patient, ce qui peut être atteint avec une amélioration des capacités fonctionnelles. Concernant la locomotion, le 6MWT et le TUG sont représentatifs et couramment utilisés pour évaluer les capacités fonctionnelles des amputés de membre inférieur (Lin and Bose 2008, Sions, Beisheim et al. 2018). Les patients de l'étude avaient des performances similaires sur les capacités fonctionnelles par rapport à une étude ultérieure sur les ATF (Sions, Beisheim et al. 2018). En effet, après rééducation les patients augmentaient significativement la distance parcourue sur le 6MWT ($p = 0.005$) avec un pourcentage d'augmentation de 13.6%, et diminuaient le temps nécessaire à la réalisation du TUG ($p = 0.04$) de 8.7 %. Une tendance à l'augmentation de la vitesse de marche a été relevée après rééducation (+8% ; $p = 0.06$). L'importance de ces gains montre le bénéfice de la rééducation sur l'endurance à la marche et l'agilité lors de la locomotion avec prothèse (Balk, Gazula et al. 2018). Le léger décalage entre les évolutions des vitesses de marche sur le 6MWT et la vitesse spontanée lors de l'AQM peut s'expliquer par la différence de consigne entre les 2 tâches.

Ces améliorations des capacités fonctionnelles n'étaient pas fortement liées aux modifications des paramètres spatio-temporels de la marche. L'asymétrie de longueur de pas entre le côté intact et prothétique était de 4 ± 4 cm avant rééducation, ce qui est comparable aux données de l'étude de Carse avec 60 ATF (Carse, Scott et al. 2020). Le programme de rééducation n'a pas significativement changé la longueur de pas ni l'asymétrie, mais les amputés ont montré une amélioration de l'endurance et de l'agilité à la marche représentée respectivement par le 6MWT et le TUG. De plus, la largeur des pas était diminuée ($p = 0.04$) après rééducation. Cette diminution significative était probablement liée à la tendance à l'augmentation de la vitesse de marche spontanée sur 10 m. Chez une population non pathologique, des ajustements de la largeur de pas sont réalisés en fonction de la vitesse de marche et du contexte environnemental

(Stimpson, Heitkamp et al. 2018). Ainsi, ces améliorations peuvent être liées à un gain de contrôle de l'équilibre dynamique suite au programme de rééducation. Pour assurer la stabilité médio-latérale de la marche, la largeur de pas est fortement liée à la mécanique du bassin (Bruijn and van Dieen 2018, Stimpson, Heitkamp et al. 2018). Wand et Srinivasan ont montré que jusqu'à 80% de la variance de l'écartement des pieds par rapport à la moyenne lors de la marche pouvaient s'expliquer par les déviations de la position du bassin (Wang and Srinivasan 2014). De plus, Bruijn et Van Dieen ont montré que les variations du centre de masse étaient principalement modulées par l'activité des muscles abducteurs de hanche pendant la phase oscillante de la marche, ce qui contribue à la stabilité dans le plan frontal lors du simple appui (Bruijn and van Dieen 2018).

Les profils cinématiques du bassin dans le plan frontal chez les ATF sont contradictoires avec d'autres études qui ont rapporté moins de mouvement pelvien global, une élévation controlatérale du bassin durant l'appui côté intact, et une chute du bassin controlatérale à l'appui côté prothèse (Sjodahl, Jarnlo et al. 2003, Butowicz, Krupenevich et al. 2020). Notre étude a montré une augmentation significative de l'amplitude du bassin dans le plan frontal durant l'appui côté intact ($p = 0.005$) et durant l'appui côté prothèse ($p = 0.02$) après rééducation. D'une part, améliorer l'équilibre, l'agilité, et la vitesse de marche spontanée pourrait modifier les stratégies d'adaptation des ATF concernant les mouvements du bassin dans le plan frontal. Une insuffisance de raccourcissement du membre inférieur nécessaire au passage du pas lors de la phase oscillante peut engendrer des stratégies de compensation afin que le pied prothétique ne traîne pas au sol (Butowicz, Krupenevich et al. 2020, Carse, Scott et al. 2020). Sjodahl suggère que la chute rapide du bassin durant l'appui prothétique pourrait être due au dysfonctionnement des abducteurs de hanche du membre résiduel, ou de la difficulté à stabiliser le fémur sur le plan médio-latéral dans l'emboiture (Sjodahl, Jarnlo et al. 2003). D'autre part, l'augmentation de l'amplitude du bassin chez les ATF après rééducation pourrait faciliter les adaptations lors de la marche sur des surfaces irrégulières dans la recherche de l'équilibre dynamique. Dans la même idée, en étudiant les effets du vieillissement sur les capacités de marche, une étude a montré que les personnes âgées avaient un comportement plus rigide que les jeunes adultes lors de tâches de marche à différentes vitesses, caractérisé par une incapacité à faire des adaptations de la cinématique du bassin et du tronc (Gimmon,

Riemer et al. 2015). Cette attitude rigide étant également connue pour être en partie responsable de lombalgie (Bourigua, Simoneau et al. 2014), elle pourrait potentiellement contribuer à la prévalence de la lombalgie chez les personnes amputées (Russell Esposito and Wilken 2014). Les programmes de rééducation des ATF devraient donc favoriser le contrôle dynamique du bassin pendant l'appui prothétique, tout en améliorant la mobilité globale du bassin pour faciliter les adaptations de la marche que peuvent réaliser les ATF dans leurs activités quotidiennes.

Etant donné que des altérations de la mobilité du bassin affectent potentiellement la cinématique du tronc (Veneman, Menger et al. 2008), l'augmentation de l'amplitude du bassin après rééducation pourrait être liée à l'augmentation significative de l'amplitude du tronc dans le plan horizontal durant le simple appui côté intact. A notre connaissance, il n'y a pas d'étude ayant analysé la cinématique du tronc dans le plan horizontal dans un contexte avant/après rééducation chez des ATF. Cependant, une étude récente a observé que l'amplitude du tronc d'ATF dans le plan sagittal et horizontal diminuait avec le temps au cours de la première année de déambulation avec prothèse, à vitesse de marche spontanée (Mahon, Butowicz et al. 2020). Les auteurs n'ont pas précisé si tous les participants ont participé à un programme de rééducation, et si tel était le cas, les modalités du programme n'ont pas été évaluées. Au niveau de la symétrie entre la cinématique du tronc lors de l'appui prothétique par rapport à celle lors de l'appui intact, nos résultats ont montré que l'asymétrie présente dans le plan frontal était significativement diminuée après rééducation ($p = 0.01$). Ce résultat montre une meilleure redistribution de la symétrie du tronc autour de l'axe vertical durant la marche. Bien que cette redistribution ne soit de l'ordre que de quelques degrés, le tronc représentant environ 50 % de la masse corporelle totale, cette évolution pourrait influencer significativement la marche. Il a par ailleurs été montré que de petits mouvements du tronc autour de l'axe vertical dans le plan sagittal pouvaient modifier significativement les patterns de marche (Gillet, Duboy et al. 2003, Saha, Gard et al. 2008, Leteneur, Gillet et al. 2009). Dans le plan frontal, un mouvement plus symétrique du tronc pourrait contribuer à améliorer l'équilibre dynamique (Winter, MacKinnon et al. 1993) après rééducation dans le cadre d'une amputation de membre inférieur, et pourrait également expliquer la diminution de la largeur des pas lors de la marche (Arvin, van Dieen et al. 2016). Cette modification de

la cinématique du tronc après rééducation pourrait en partie expliquer l'amélioration sur les tests fonctionnels. De plus, l'amélioration de la symétrie pourrait contribuer à répondre à une attente majeure du patient de retrouver une démarche perçue comme « normale » par son entourage. Certaines pathologies et asymétries de la marche peuvent être perçues comme non pathologiques et normales (Handzic and Reed 2015). Une légère asymétrie pourrait donc être autorisée dans le schéma de marche permettant de faciliter les adaptations par rapport à la prothèse, et de satisfaire l'objectif du patient d'acquérir une démarche qui n'est pas perçue par son environnement social comme pathologique.

Malgré le fait que le programme de rééducation de notre étude ne ciblait pas spécifiquement des corrections posturales au niveau du tronc et du bassin, nos résultats ont montré une augmentation de la mobilité du bassin et une amélioration du contrôle dynamique de la marche. Un séjour de rééducation fonctionnelle pour des ATF utilisant couramment leur prothèse permet donc, en plus du gain sur les capacités locomotrices, de réaliser des entraînements à la marche avec le retour des thérapeutes et leur perception de la symétrie de la marche. Cette prise de conscience a probablement contribué ici au réajustement du tronc des ATF autour de l'axe vertical lors de la marche sur sol plat.

Cette étude présentait plusieurs limites. Premièrement, les ATF inclus avaient différentes étiologies mais cette population était représentative de celle présente en centre de rééducation. Secondairement, les prothèses utilisées par les patients inclus dans cette étude ne représentaient pas l'ensemble des types de prothèses existantes, et seuls les amputés de membre inférieur au niveau transfémoral ont été inclus. Nous ne pouvons donc pas généraliser ces résultats à l'ensemble des prothèses et des amputations de membre inférieur. Troisièmement, l'AQM étant réalisée dans un laboratoire, l'analyse ne relève pas des conditions réelles de marche de la vie courante. Dans ce contexte, il pourrait être pertinent de développer une approche plus écologique de l'analyse de la marche en variant les surfaces sur lesquelles marche le patient ou en réalisant des tests en extérieur.

Conclusion

Les personnes amputées au niveau transfémoral présentent des asymétries à la marche associées à des altérations de la cinématique du tronc et du bassin. Des séjours de rééducation peuvent être proposés de manière ponctuelle aux ATF pour limiter le risque de développer des lésions du système musculo-squelettique secondaires à la marche avec prothèse ayant pour conséquence une diminution des capacités fonctionnelles et de la qualité de vie. Notre étude a montré un effet positif de la rééducation sur les capacités fonctionnelles des patients représentées ici par l'endurance et l'agilité à la marche. Cette amélioration était associée à une augmentation de la mobilité du bassin dans le plan frontal et à une redistribution plus symétrique du tronc autour de l'axe vertical durant la marche. La cinématique du bassin et du tronc devrait être inclus dans le bilan de suivi des ATF au cours de consultations d'appareillage. Les résultats de cette étude mettent en avant l'importance de programmes de rééducation posturale chez les ATF pour améliorer le contrôle dynamique du bassin et du tronc.

Bilan de la 1^{ère} étude

La rééducation à la marche avec prothèse chez les ATF a pour objectif l'acquisition des stratégies de marche alliant contrôle et stabilité lors des différentes activités de la vie quotidienne. Des séjours de rééducation fonctionnelle peuvent être proposés au cours du suivi du patient appareillé pour entretenir voire améliorer le potentiel locomoteur et réduire les asymétries à la marche.

Pour atteindre les objectifs de rééducation fixés par le programme de rééducation fonctionnelle, les ATF vont mettre en place des adaptations locomotrices, en l'occurrence de la cinématique du tronc et du bassin, lors de la marche sur sol plat. Ces adaptations se manifestent ici par une diminution de l'asymétrie du balancement latéral du tronc et une augmentation de la mobilité frontale du bassin.

S'agissant d'ATF habitués à utiliser leur prothèse dans leurs activités de la vie quotidienne, la phase d'apprentissage et d'adaptation permettant au SNC d'anticiper les perturbations liées à la marche avec prothèse a normalement permis de développer des stratégies motrices (Horak and Nashner 1986) efficaces pour se déplacer en sécurité dans leur contexte environnemental. La rééducation fonctionnelle provoque des perturbations nécessitant l'acquisition d'une nouvelle habileté motrice. En effet,

l'augmentation des performances de marche implique une régulation du contrôle postural pour conserver une efficacité en terme de dépense énergétique, d'équilibre, et de fluidité du geste (notion d'optimisation (Liu and Todorov 2007)). Une adaptation observée était l'augmentation de la mobilité du bassin dans le plan frontal. Sachant que pour certains auteurs le nombre potentiellement important de degrés de liberté représente une souplesse de fonctionnement permettant aux éléments de contrôle d'assurer stabilité et flexibilité du système (Latash, Scholz et al. 2007) nous pouvons supposer que pour répondre aux perturbations induites par l'augmentation des performances locomotrices, les ATF se sont adaptés en augmentant la mobilité du bassin.

La solution choisie par les ATF dans ce contexte a donc été l'augmentation des degrés de liberté du bassin. Cependant il est cliniquement observé dans d'autres contextes un « gel » des degrés de liberté, notamment dans un environnement plus contraignant d'un point de vue locomoteur. Dans la marche en dévers, il est fréquemment observé une asymétrie du balancement des bras se traduisant par une diminution d'amplitude de l'un d'entre eux. Or, il a été avancé qu'une solution proposée par le SNC face à une contrainte peut être de « geler » les degrés de liberté du système, se traduisant par la rigidification des angles articulaires limitant la liberté de mouvement à ce niveau (Bernstein 1967). Comprendre l'adaptation de la coordination entre membre supérieur et membre inférieur dans un contexte de marche en dévers, tâche environnementale courante mais plus contraignante pour l'ATF, permettrait d'orienter de manière plus spécifique les exercices de rééducation afin de rendre cette tâche moins difficile pour l'ATF.

Etude 2 : Adaptations de la coordination entre membre supérieur et membre inférieur des ATF lors de la marche en dévers

Cette étude a fait l'objet de la publication suivante (Annexe 5) :

Persine, S., Simoneau-Buessinger, E., Charlaté, F., Bassement, J., Gillet, C., Découfour, N., & Leteneur, S. (2023). Transfemoral amputees adapt their gait during cross-slope walking with specific upper-lower limb coordination. *Gait & Posture*, 105, 171-176.

Le Comité de Protection des Personnes Sud Ouest et Outre-mer a validé le projet dans laquelle cette étude est incluse en novembre 2021 (21.01842.000030). Tous les participants de cette étude ont signé un consentement éclairé en accord avec la déclaration d'Helsinki.

Introduction

Adaptation de la coordination lors de la marche pathologique

Les asymétries de la marche et du mouvement sont des variables importantes à considérer pour comprendre les mécanismes de la locomotion humaine et pour prédire le risque de blessure ainsi que l'efficacité d'une prise en charge clinique (Queen, Dickerson et al. 2020). Quand une contrainte lestée est placée sur l'une des jambes d'une personne non pathologique, provoquant ainsi une asymétrie, des adaptations de la coordination des membres inférieurs ont été observées suggérant que les deux jambes contribuent à la dynamique globale de la marche (Haddad, van Emmerik et al. 2006). Wallard et al. ont montré que la coordination intersegmentaire était modifiée dans le cas de lésion périphérique ou centrale pour compenser la faiblesse du membre atteint en sollicitant différentes synergies musculaires. Leurs résultats suggèrent que les patients atteints d'arthrose de hanche adaptent leur coordination pour optimiser la marche avec un ratio bénéfice/contrainte le plus efficace possible (Wallard, Boulet et al. 2018). Concernant les amputés de membre inférieur, nous savons qu'ils ont potentiellement une majoration de l'asymétrie à la marche dans des conditions difficiles comme la marche sur terrain irrégulier ou en dévers (Sturk, Lemaire et al. 2019). Des variations de vitesse peuvent également générer des adaptations comme les variations de fréquence observées sur la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs des ATF par rapport à une population témoin en condition de

marche lente (Donker and Beek 2002). Par ailleurs, une augmentation de la vitesse de balancement des bras a été observé chez des amputés de membre inférieur pour aider à stabiliser la marche sur terrain irrégulier (Curtze, Hof et al. 2011). Le balancement des bras lors de la marche permet une réduction du cout énergétique de par la coordination croisée entre les membres supérieurs et les membres inférieurs (Meyns, Bruijn et al. 2013). Il est donc pertinent d'évaluer la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs dans le plan sagittal dans un contexte de marche pathologique asymétrique. La coordination intersegmentaire peut être analysée à l'aide des phases relatives continues (CRP).

Effet du dévers sur la marche chez une population non pathologique et chez les ATF

Les dévers font parties de notre environnement urbain. En effet, les trottoirs et routes sont agencés de telle manière à faciliter l'écoulement des eaux lors d'intempéries. Plusieurs adaptations biomécaniques ont été observées en comparant la marche sur sol plat par rapport à la marche sur dévers chez des personnes non pathologiques. Un simple dévers de 6° induit une diminution significative de la largeur des pas, ainsi que plusieurs asymétries selon le côté amont ou aval du dévers : sur le raccourcissement fonctionnel du membre inférieur en phase oscillante, les forces médio-latérales de réaction au sol, l'angle d'adduction de hanche, l'angle de valgus/varus de cheville (Dixon and Pearsall 2010).

Des changements de la cinématique de marche en dévers ont également été observés dans une population ATF. Concernant les paramètres spatio-temporels, la vitesse de marche est diminuée par rapport à la marche sur sol plat, mais la largeur de pas reste similaire (Villa, Loiret et al. 2017). Au niveau de la cinématique, différentes stratégies sont observées ayant pour objectif un raccourcissement efficace du membre inférieur prothétique durant la phase oscillante comme une diminution de l'angle de flexion du genou intact durant l'appui quand le membre prothétique est en haut du dévers, en parallèle d'une augmentation de l'angle d'inclinaison du bassin pour aider au raccourcissement membre prothétique, ou encore une stratégie de vaulting (propulsion verticale de la cheville intacte en appui) (Villa, Loiret et al. 2017). Au regard de la dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire lors de la marche, la question des adaptations de la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs sur sol plat et en dévers présente un intérêt chez les ATF.

Objectif

Le but de cette étude était d'analyser la coordination entre membre supérieur et membre inférieur controlatéral chez les ATF et de la comparer à une population témoin dans des tâches de marche spontanée sur sol plat et en dévers. Nous supposons que le dévers induirait plus d'adaptations de la coordination entre membre supérieur et membre inférieur chez les ATF par rapport à une population non pathologique dans le but de garder une marche efficace. Quantifier ces adaptations de la coordination permettrait de développer les programmes de rééducation ayant pour but de prévenir les conséquences d'une locomotion asymétrique.

Matériel/Méthode

Type d'étude et participants

Cette étude observationnelle a été réalisée à partir des données de patients ATF venant en consultation de suivi d'appareillage, et pour laquelle une AQM était réalisée en complément du bilan clinique. L'analyse 3D de la marche était réalisée dans différentes conditions retrouvées en milieu urbain, et notamment le dévers. Les ATF étaient inclus dans cette étude s'ils réalisaient leurs activités de la vie quotidienne avec une prothèse définitive depuis au moins 1 mois et sans aide technique à la marche. Étaient exclus les patients ayant un K-level inférieur à 3 selon la classification MFCL (Gailey, Roach et al. 2002), et les patients non stables sur le plan médical, que ce soit en raison d'un diabète, d'une pathologie cardiaque, orthopédique, neurologique ou d'un ulcère. De plus, les patients ayant une limitation articulaire de l'amplitude d'un membre supérieur étaient également exclus. La population contrôle (Ctrl) a été recrutée de façon à constituer 2 groupes homogènes en terme de sexe, âge, taille et masse corporelle avec le groupe ATF. Les données anthropométriques de chaque groupe sont détaillées dans le Tableau VII.

	Age (years)	Gender	Height (m)	Mass (kg)	Etiology	K-level	Time since amputation (y)	Prosthetic knee	Gait velocity on level ground (m/s)	Gait velocity on cross-slope (m/s)
TFA	43.8 (17.7)	15 Males 5 Females	1.73 (0.09)	77.8 (14.4)	11 trauma 4 cancer 5 vascular	10 K3 10 K4	13.7 (16.3)	14 C leg 5 Rho 1 3R80	1.04 (0.15)	0.97 (0.24)
Ctrl	44.8 (16.5)	15 Males 5 Females	1.76 (0.10)	77.0 (14.9)					1.23 (0.11)	1.28 (0.12)

Tableau VII : Données anthropométriques des groupes amputés (TFA) et contrôle (Ctrl). Le niveau de mobilité et les étiologies d'amputation sont spécifiées chez les TFA.

Protocole

Le groupe Ctrl faisait donc une partie du protocole d'AQM de suivi des ATF dans le cadre de cette étude, à savoir 2 tâches de marche réalisées avec un système de capture 3D du mouvement : marche spontanée sur sol plat et en dévers. Chaque sujet était équipé de 49 marqueurs passifs permettant de modéliser les segments des membres inférieurs, supérieurs, du bassin et du tronc selon un modèle corps entier basé sur l'IOR (Figure 31).

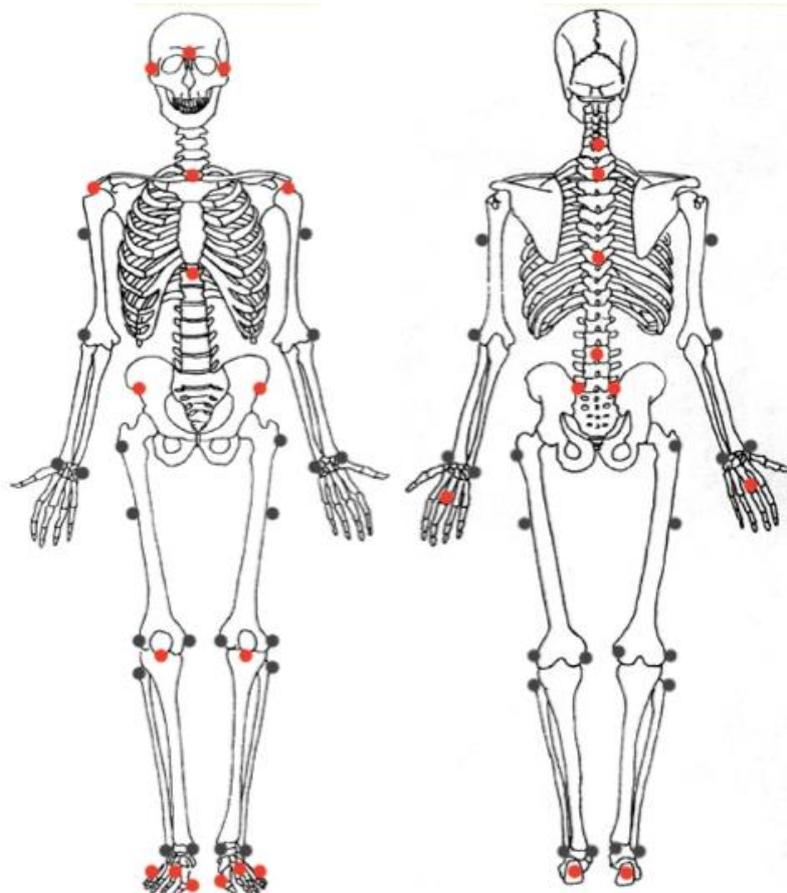


Figure 31 : Position des 49 marqueurs permettant la modélisation 3D corps entier. Les points noirs représentent les marqueurs visibles de face et de dos, les points rouges représentent les marqueurs visibles sur une seule face.

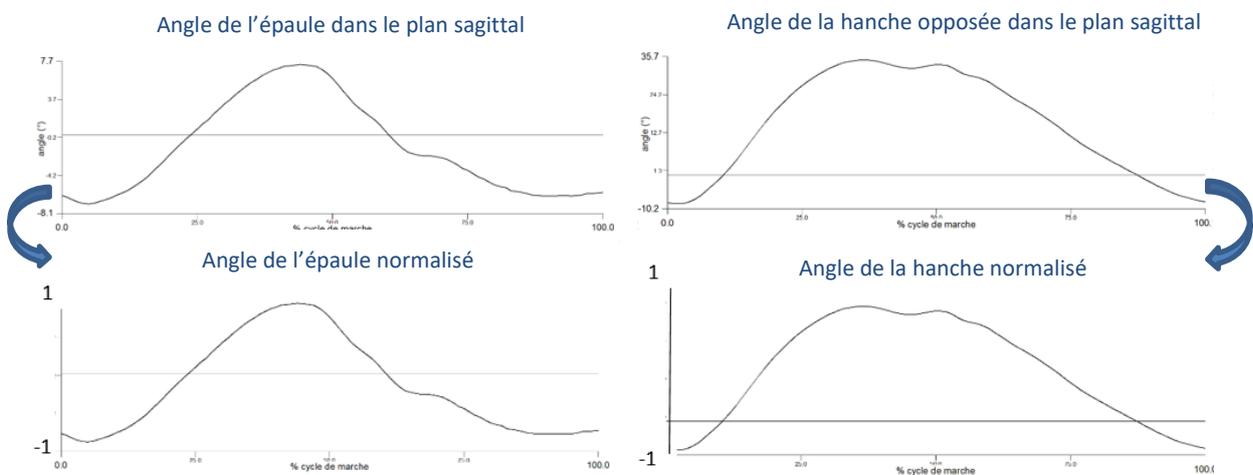
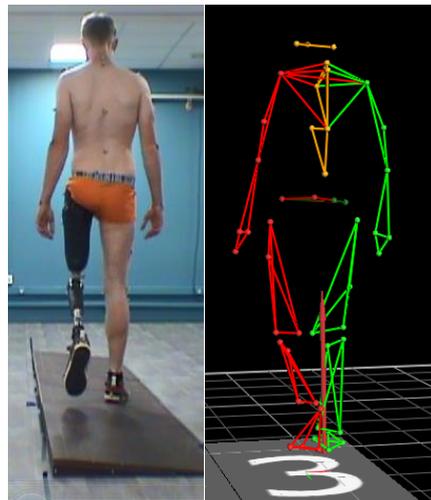
Huit caméras infrarouges (Vicon Nexus™, Oxford, UK) enregistraient les coordonnées 3D des marqueurs à une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Concernant les tâches de marche, elles étaient réalisées sur une distance de 10 m, à vitesse spontanée avec les chaussures usuelles. Le dévers était réalisée grâce à des modules en bois permettant une pente latérale de 10 % et devait être franchi avec la prothèse en amont

pour les ATF, et la jambe droite en amont pour les Ctrl. Un minimum de 8 cycles complets de marche par participant était enregistré pour chaque condition de marche.

Analyse des données

Les données cinématiques ont été traitées avec Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD) avec un filtre Butterworth passe bas d'ordre 4 et une fréquence de coupure de 6 Hz. La vitesse de marche spontanée moyenne a été calculée à partir du centre de masse du corps. Les angles et vitesses angulaires des épaules et des hanches ont été calculées dans le plan sagittal et normalisées en fonction du cycle de marche. La coordination entre l'épaule et la hanche controlatérale a été calculée à partir des phases relatives continues (CRP).

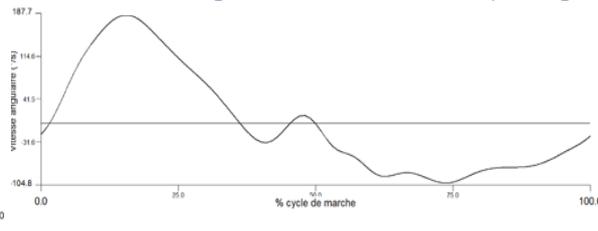
Méthode de calcul des CRP (Figure 32)



Vitesse angulaire de l'épaule dans le plan sagittal



Vitesse angulaire de la hanche dans le plan sagittal



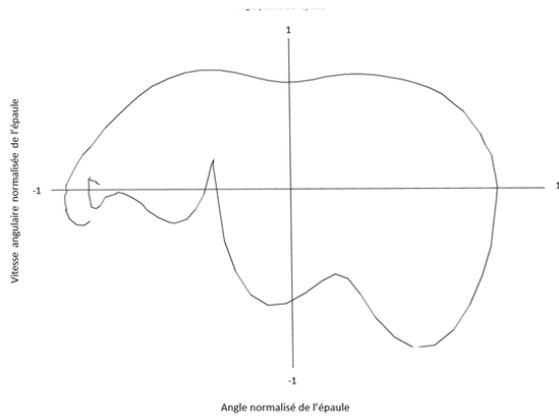
Vitesse angulaire de l'épaule normalisée



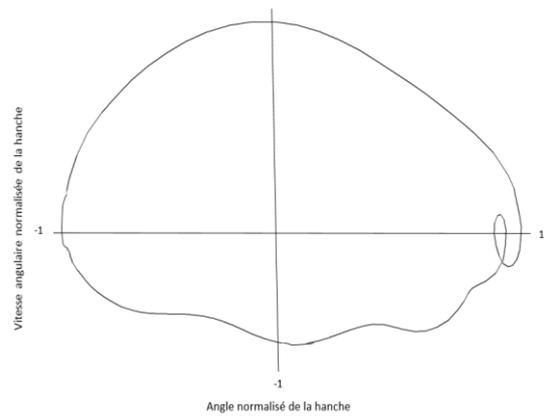
Vitesse angulaire de la hanche normalisée



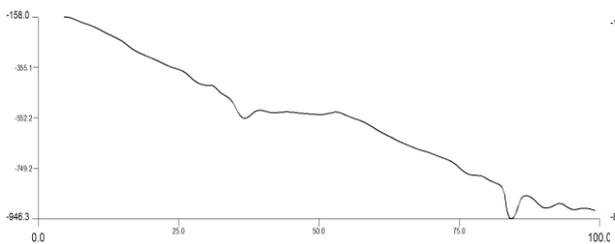
Angle polaire de l'épaule



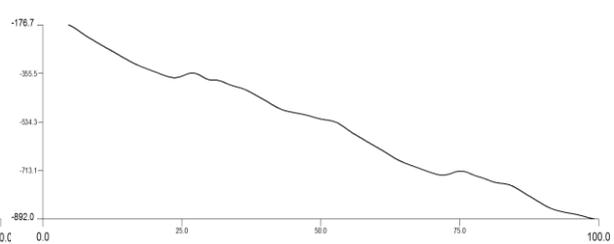
Angle polaire de la hanche



Angle de phase de l'épaule



Angle de phase de la hanche



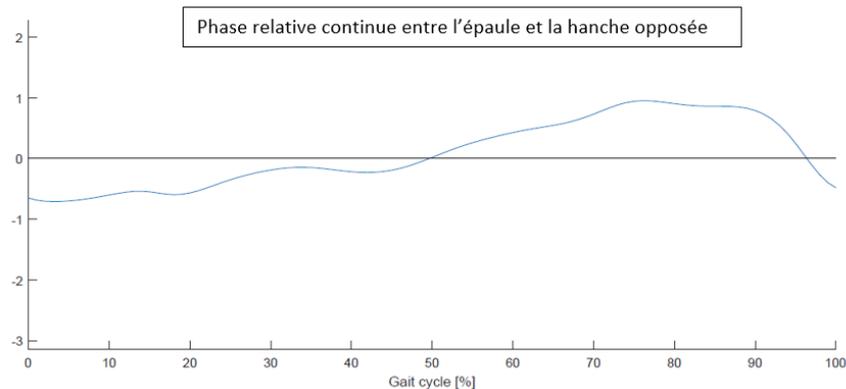


Figure 32 : Illustration de la méthode de calcul des CRP à partir des angles et vitesses angulaires.

Hamill et al. ont décrit une méthode de calcul des CRP pour faciliter l'interprétation clinique de signaux physiques et non artificiels (Hamill, van Emmerik et al. 1999). Les angles et vitesses angulaires des épaules et des hanches étaient donc séquencées en temps (% du cycle droit pour les Ctrl et cycle prothétique pour les ATF), et normalisés en amplitude de -1 à 1 (Kurz and Stergiou 2002).

Les plans de phase de chaque articulation (angle en fonction de vitesse angulaire) étaient ensuite affichés en graphique. Pour chaque plan de phase, les angles de phase de chaque articulation étaient alors déterminés en fonction de l'équation (Figure 33) définissant l'état de l'articulation (Meyns, Van de Walle et al. 2020). Ensuite, en utilisant Matlab (MATLAB R2020a, Mathworks Inc., MA, USA), les CRP entre épaule et hanche opposée ont été calculées en soustrayant leurs angles de phase respectifs. Les CRP étaient alors calculées entre $-\pi$ et π radians (pour une facilité de lecture graphique les courbes sont présentées dans les résultats entre -1 et 1). Zéro rad indique que les 2 articulations sont en phase, à un statut équivalent pour cet instant. Des valeurs positives et négatives indiquent, respectivement, soit une avance soit un retard relatif d'une articulation par rapport à l'autre.

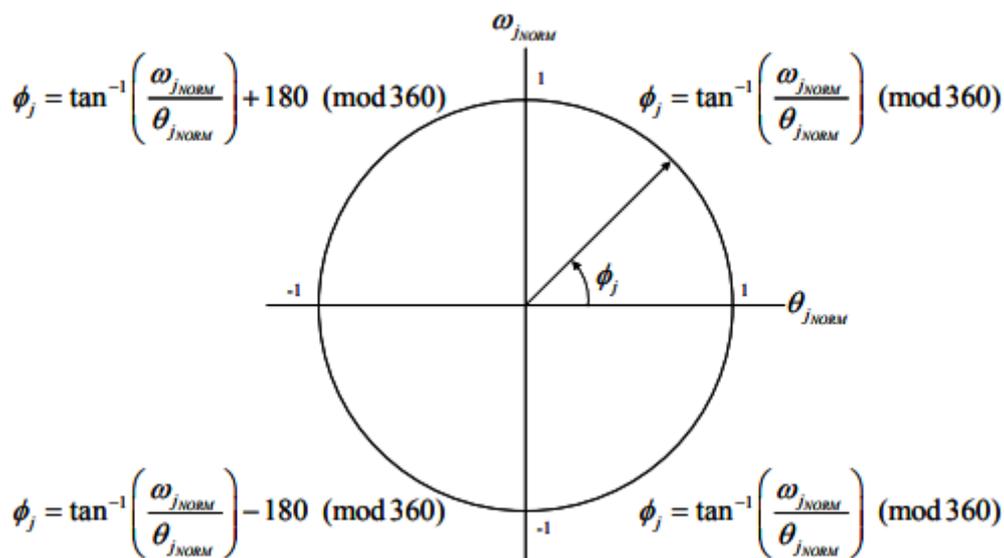


Figure 33 : Plan de phase construit pour une articulation « j » et équations permettant le calcul de l'angle de phase ϕ_j (°), avec ω_{jnorm} la vitesse angulaire normalisée de l'articulation j, et θ_{jnorm} l'angle articulaire de j (Decoufour 2010).

Pour les 2 groupes, la CRP entre l'épaule en amont du dévers et la hanche en aval était appelée UpShoulder_DownHip, et la CRP entre l'épaule en aval du dévers et la hanche en amont était appelée DownShoulder_UpHip. La CRP UpShoulder_DownHip correspondait donc à la CRP entre l'épaule droite et la hanche gauche pour le groupe Ctrl, et entre l'épaule côté amputé et la hanche côté non amputé dans le groupe TFA.

Analyse statistique

Des statistiques descriptives ont été utilisées pour analyser les caractéristiques des sujets et les paramètres cinématiques. La taille de l'effet a été évaluée avec l'eta carré partiel pour déterminer la significativité des différences statistiques entre les conditions de marche. La taille de l'effet était considérée comme faible si inférieure à 0.01, moyenne si comprise entre 0.01 et 0.06, et importante si supérieure à 0.14.

La vitesse de marche et les moyennes des CRP ont été analysées avec une ANOVA à 2 facteurs (groupe x condition de marche, 2 x 2, $\alpha = 0.05$) à mesure répétée sur un facteur (marche sur sol plat et dévers), en utilisant le logiciel SPSS (IBM, version 27.0.1.0). L'hypothèse nulle était que l'indice moyen de contribution intra-sujet était nul.

Selon la normalité des données (test de Shapiro Wilk), des analyses des courbes des CRP ont été réalisées avec la méthode SPM (Statistical Parametric Mapping) ou SnPM (Statistical non-Parametric Mapping). Toutes les analyses avec SPM ou SnPM ont été réalisées avec le logiciel MATLAB R2020b (The Mathworks Inc., Natick, MA, spm1d

package v.1.0.5, www.spm1d.org; Pataky, 2012). Le seuil de significativité choisi était $p < 0.05$.

Méthode SPM/SnPM

SPM est une méthode de statistiques inférentielles basée sur les moyennes, écarts-types et tailles d'échantillons donnant des résultats sous forme de « carte » à n-dimensions. Un intérêt majeur est de pouvoir déterminer dans quelles zones temporelles les données diffèrent, par exemple entre deux conditions (Figure 34). La méthode existe aussi pour des tests non paramétriques, et est alors appelée SnPM.

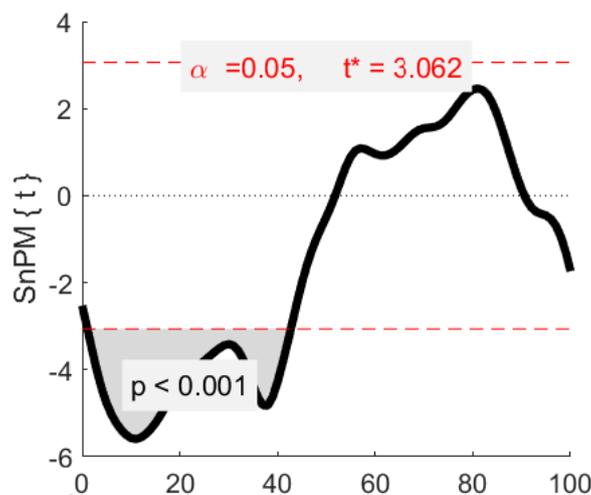


Figure 34 : Exemple de courbe utilisant la méthode SPM dans la comparaison d'une variable entre deux conditions par rapport au cycle de marche. Il y est observé une différence significative entre les conditions entre 0 et 40% du cycle.

Résultats

Caractéristiques des groupes

Vingt ATF et 20 Ctrl ont été inclus dans l'étude. Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes sur les caractéristiques anthropométriques (Tableau VIII). Il a été observé un effet de groupe sur la vitesse de marche : les Ctrl marchaient significativement plus vite que les amputés ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.61$, Tableau VIII). Il n'y avait cependant pas d'effet significatif entre les conditions de marche ($p > 0.05$) concernant la vitesse de marche, mais une interaction entre les groupes et les conditions de marche ($p = 0.029$, $\eta^2 = 0.23$). Le test Tukey post-hoc a montré que, indépendamment de la condition de marche, les amputés avaient une vitesse significativement plus lente que les Ctrl ($p < 0.001$).

	Age (years)	Gender	Height (m)	Mass (kg)	Etiology	K-level	Time since amputation (y)	Prosthetic knee	Gait velocity on level ground (m/s)	Gait velocity on cross-slope (m/s)
TFA	43.8 (17.7)	15 Males 5 Females	1.73 (0.09)	77.8 (14.4)	11 trauma 4 cancer 5 vascular	10 K3 10 K4	13.7 (16.3)	14 C leg 5 Rheo 1 3R80	1.04 (0.15)	0.97 (0.24)
Ctrl	44.8 (16.5)	15 Males 5 Females	1.76 (0.10)	77.0 (14.9)					1.23 (0.11)	1.28 (0.12)

Tableau VIII : Caractéristiques des 2 groupes de l'étude.

Coordination membre supérieur/membre inférieur lors de la marche sur sol plat

Dans le groupe Ctrl, les courbes des CRP observées étaient inversement symétriques ; l'inversion de signe étant située lors de la phase du second double appui, aux alentours de 50% du cycle de marche (Figure 35.c et d).

La forme des courbes des CRP était relativement similaire entre les 2 groupes (Figure 36). Les valeurs moyennes des CRP étaient relativement proches de 0 dans le groupe Ctrl (-0.03 ± 0.24 pour la CRP UpShoulder_DownHip et -0.04 ± 0.26 pour la CRP DownShoulder_UpHip). Des valeurs similaires étaient retrouvées chez les amputés mais seulement concernant la CRP UpShoulder_DownHip (-0.04 ± 0.39). La moyenne de la CRP DownShoulder_UpHip des ATF était en effet plus élevée que le groupe Ctrl (0.16 ± 0.37 , $p=0.02$).

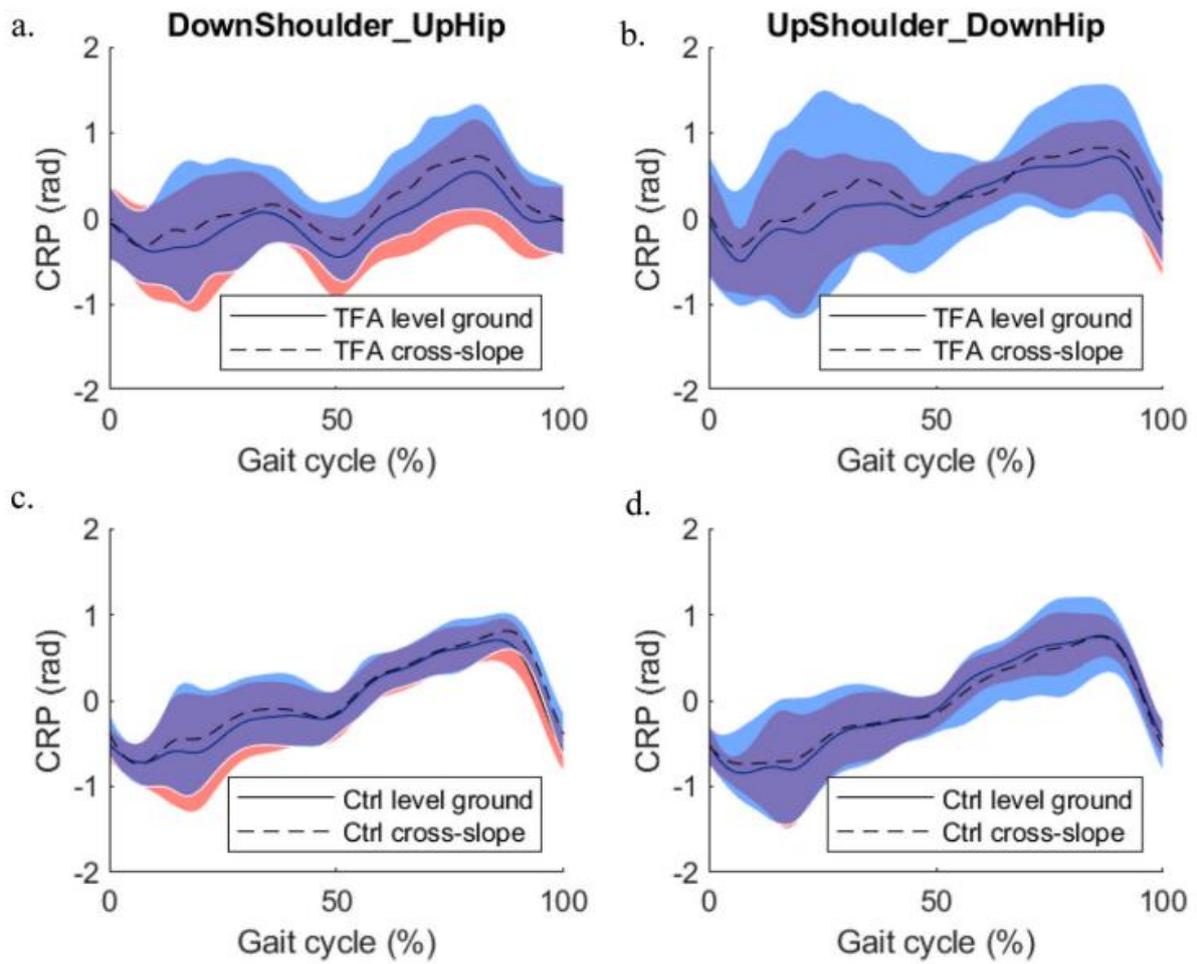


Figure 35 : Moyenne des CRP et écarts-types par groupe (TFA et Ctrl) et par condition (sol plat et dévers) au cours du cycle de marche. La figure 35.a. représente la CRP DownShoulder_UpHip chez les ATF, b. montre la CRP UpShoulder_DownHip chez les ATF, c. la CRP DownShoulder_UpHip chez le groupe Ctrl, et d. la CRP UpShoulder_DownHip chez les Ctrl.

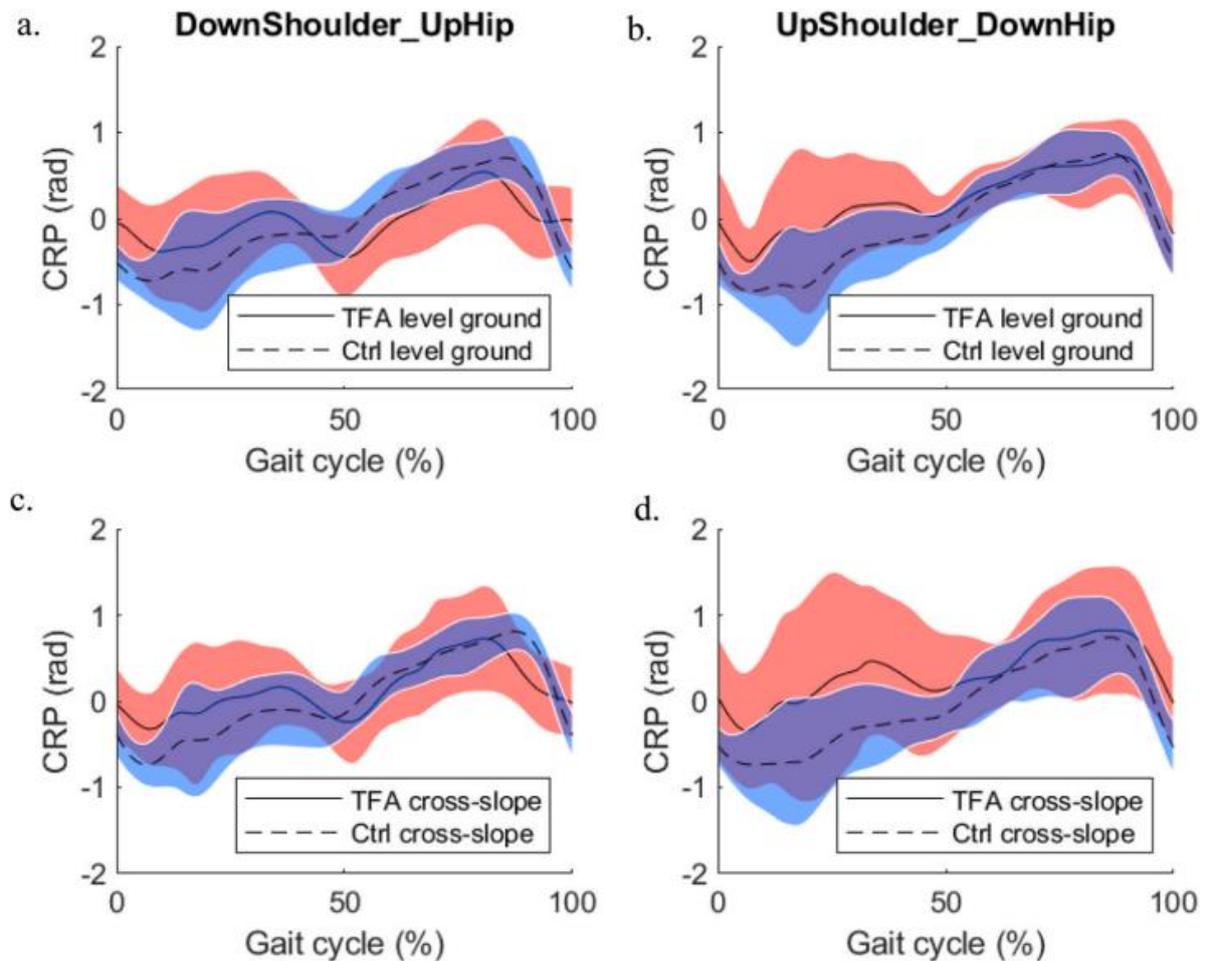


Figure 36 : Moyenne des CRP et écarts-types par groupe (TFA et Ctrl) et par condition (sol plat et dévers) au cours du cycle de marche. La figure 35.a. représente la CRP DownShoulder_UpHip des 2 groupes sur sol plat, b. montre la CRP UpShoulder_DownHip des 2 groupes sur sol plat, c. la CRP DownShoulder_UpHip des 2 groupes en dévers, et d. la CRP UpShoulder_DownHip des 2 groupes en dévers.

Les analyses SnPM (Figure 37) ont révélé une différence significative entre les 2 groupes sur la CRP DownShoulder_UpHip après la pose du pied au sol ($p=0.002$), aux alentours du décollement des orteils ($p=0.008$), et en fin de phase oscillante du membre prothétique ($p<0.008$). Concernant la CRP UpShoulder_DownHip, malgré l'absence d'effet de groupe sur la moyenne de la CRP (Tableau IX), l'analyse avec SnPM a montré des différences significatives entre les groupes sur la phase d'appui, en particulier au début ($p=0.003$) et autour de 40% du cycle de marche ($p=0.009$).

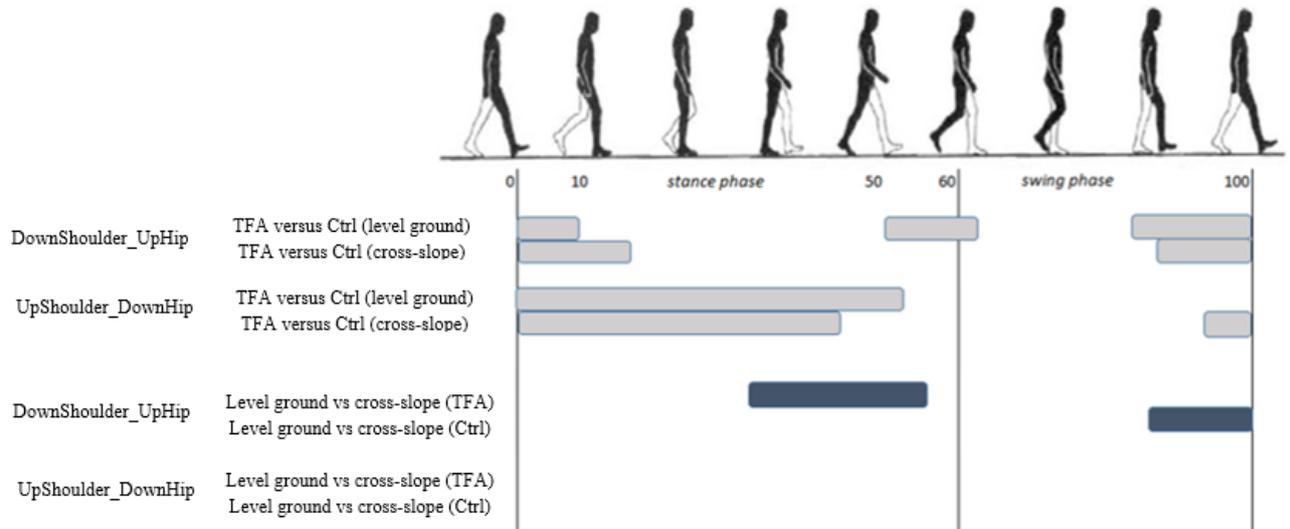


Figure 37 : Différences significatives observées avec la méthode SnPM au cours du cycle de marche. Les zones grisées représentent les différences entre les groupes et les zones noires les différences intragroupes entre les conditions de marche.

		mean (SD)		P-values		
				Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group * walking condition
UpShoulder_DownHip	TFA	Level ground	-0.04 (0.39)	0.59	0.02*	0.05
		Cross-slope	0.12 (0.38)			
	Ctrl	Level ground	-0.03 (0.24)			
		Cross-slope	0.01 (0.21)			
DownShoulder_UpHip	TFA	Level ground	0.16 (0.37)	0.02*	0.005*	0.23
		Cross-slope	0.36 (0.53)			
	Ctrl	Level ground	-0.04 (0.26)			
		Cross-slope	0.04 (0.24)			

Tableau IX : Moyennes et écart-types des 2 CRP pour chaque groupe et condition de marche, et leurs p-values.

Coordination membre supérieur/membre inférieur lors de la marche en dévers comparé à la marche sur sol plat

L'analyse de la moyenne de la CRP DownShoulder_UpHip a montré un effet de groupe ($p < 0.05$, $\eta^2 = 0.24$), et un effet de condition de marche ($p < 0.01$, $\eta^2 = 0.35$). Il n'y avait cependant pas d'interaction pour la CRP DownShoulder_UpHip entre groupes et conditions de marche ($p > 0.05$). Comme représenté dans le Tableau IX, la moyenne de cette CRP était plus élevée dans le groupe ATF que dans le groupe Ctrl, et chez les ATF, elle était plus élevée en dévers par rapport au sol plat. Par ailleurs, l'analyse de la CRP UpShoulder_DownHip n'a pas montré d'effet de groupe ($p > 0.05$) ni

d'interaction ($p > 0.05$), mais un effet de la condition de marche ($p < 0.05$, $\eta^2 = 0.27$). La moyenne de la CRP était en effet plus élevée en dévers que sur le sol plat.

En comparant les conditions de marche dans le groupe Ctrl, l'analyse SnPM (Figure 37) n'a montré une différence significative ($p = 0.008$) qu'en fin de phase oscillante, au niveau du pic sur la CRP DownShoulder_UpHip qui était plus positive en condition de dévers (Figure 35.c).

A la différence des Ctrl, l'analyse SnPM a montré une différence significative chez les ATF durant le second double appui de la phase d'appui côté prothèse ($p = 0.01$) sur la CRP DownShoulder_UpHip (Figure 37).

Discussion

Le but de cette étude était d'analyser la coordination entre membre supérieur et membre inférieur controlatéral lors de la marche d'ATF, et d'observer comment cette coordination allait s'adapter en condition de marche en dévers par rapport au sol plat. En considérant que la vitesse de marche peut avoir un effet sur la coordination des amputés de membre inférieur (Donker and Beek 2002), nous avons vérifié qu'il n'y avait pas de différence significative de vitesse entre les conditions de marche sur sol plat et sur dévers pour chaque groupe.

La comparaison des CRP entre les mouvements de la hanche par rapport à l'épaule opposée dans le plan sagittal a révélé que les ATF avaient une coordination asymétrique lors de la marche sur sol plat en fonction du pied en appui. Ces adaptations dépendaient en effet de la position de la prothèse au cours du cycle de marche, et de la CRP concernée. Par ailleurs, marcher sur un dévers induisait des adaptations de la coordination dans le groupe Ctrl entre la hanche en amont du dévers et l'épaule opposée, se traduisant par une avance de l'épaule sur la hanche en fin de phase oscillante. La CRP UpShoulder_DownHip a montré, pour les 2 groupes, la même coordination en dévers et sur sol plat. Les résultats étaient différents du groupe Ctrl quand les ATF marchaient avec le côté amputé en amont : ils adaptaient leur coordination au cours du second double appui de la jambe prothétique en amont du dévers.

Nous avons vu précédemment que la marche asymétrique causée par une pathologie orthopédique ou neurologique pouvait impacter la biomécanique de la marche et qu'elle était associée à de potentiels lésions secondaires sur le long terme. L'objectif

d'une démarche asymétrique est de conserver une locomotion efficace avec un ratio coût/bénéfice le plus optimal possible. Pour cela, les amputés de membre inférieur doivent adapter leur posture avec la jambe prothétique et « réorganiser » leur démarche pour assurer stabilité et efficacité dans les activités de la vie quotidienne. En regardant la coordination membre supérieur / membre inférieur sur sol plat, les ATF présentaient des adaptations par rapport au groupe Ctrl. Ces adaptations concernaient la phase d'appui prothétique (CRP UpShoulder_Down_Hip) et de la fin de la phase oscillante prothétique jusqu'à la fin du premier double appui (CRP DownShoulder_UpHip). La moyenne des CRP indiquait une avance de l'épaule par rapport à la hanche opposée. Cette réorganisation asymétrique de la marche normale suggère que les amputés transfémoraux mettent en place des adaptations du balancement des membres supérieurs en fonction de la phase du cycle de marche dans laquelle la prothèse se situe.

Les dévers et sols irréguliers font partie de l'environnement urbain pour les piétons. Concernant le dévers, une étude a montré, chez une population non pathologique, différentes stratégies pour ajuster la différence de hauteur entre l'amont et l'aval du dévers, à savoir une modification de la cinématique dans le plan sagittal, de la largeur des pas, et des moments articulaires (Dixon and Pearsall 2010). Dans notre étude, les résultats du groupe Ctrl montraient des adaptations de la coordination membre supérieur / membre inférieur entre les conditions de marche sur sol plat par rapport au dévers en fin de phase oscillante du cycle de marche. La seule étude ayant analysé la coordination en milieu urbain sur une population non pathologique n'a pas trouvé de différence significative entre la marche sur sol plat et en dévers (Ippersiel, Shah et al. 2022). Cependant, cette étude n'a analysé que la coordination intersegmentaire des membres inférieurs. Pour maintenir l'équilibre en condition d'instabilité, les bras sont essentiels et la coordination entre eux doit être assez flexible pour pouvoir proposer une large variété d'ajustements le cas échéant (Dixon and Pearsall 2010). Cette flexibilité pourrait expliquer les adaptations observées dans notre étude pour la CRP DownShoulder_UpHip du groupe contrôle sur le dévers. Ces observations rejoignent celles de Liu et al. (Liu and Finley 2020) qui montraient que la population non pathologique utilisait des combinaisons variables de patterns de coordination intersegmentaire pour maintenir le moment cinétique global au cours de perturbations quand la marche était contrainte à certaines asymétries.

Des stratégies de marche typiques des ATF sont observées pour faciliter le raccourcissement du membre prothétique lors de la phase oscillante, le vaulting ou l'élévation du bassin apparaissent, ou sont majorés, quand le membre prothétique est en amont du dévers (Villa, Loiret et al. 2017). Par ailleurs, les membres inférieurs et les membres supérieurs participent de façon importante au moment cinétique global (de respectivement 60% et 25% ou plus) et le pourcentage d'implication de ces segments peut changer en fonction de la vitesse de marche. Dans notre étude, les ATF et les Ctrl ont montré des adaptations de coordination sur la CRP DownShoulder_UpHip quand ils marchaient sur le dévers. En effet, tandis que la coordination des Ctrl était modifiée en fin de phase oscillante, celle des ATF montrait des différences significatives au cours du second double appui prothétique. Les différences se traduisaient par une avance relative de l'épaule sur la hanche opposée se trouvant en amont du dévers. Connaissant les problématiques des ATF quant à la gestion de la phase oscillante de la prothèse (Villa, Loiret et al. 2017), cette adaptation de la coordination pourrait être une stratégie d'ajustement postural anticipatoire pour préparer la phase oscillante. En effet, l'avance de l'épaule opposée sur la hanche côté amputé pourrait participer au déplacement vers l'avant du centre de masse lors de la fin de la phase d'appui prothétique afin de compenser le manque de propulsion du membre prothétique nécessaire pour déclencher efficacement la fonction de flexion du genou prothétique lors de la phase oscillante.

Connaissant l'implication de la coordination membre supérieur / membre inférieur sur le coût énergétique et l'efficacité de la marche, l'analyse de la coordination entre les membres serait un paramètre pertinent pour compléter le bilan clinique. Il pourrait en effet être intégré en pratique courante lors des AQM dans le suivi de l'évaluation de la marche chez des patients ayant une marche asymétrique comme les ATF. Identifier les adaptations de la coordination membre supérieur / membre inférieur sur des surfaces irrégulières ou nivelées pourrait aider au développement des objectifs de rééducation pour améliorer la marche en milieu urbain.

Considérations cliniques

Malgré le fait que les asymétries de la marche puissent être en partie compensées par la prothèse chez les amputés de membre inférieur (Kowal, Winiarski et al. 2021), elles jouent néanmoins un rôle fonctionnel essentiel dans la locomotion par la compensation du déficit de propulsion consécutive à la prothèse et pour assurer une stabilité

dynamique à la marche (Schaarschmidt, Lipfert et al. 2012, Hak, van Dieen et al. 2014). Cependant, alors que l'asymétrie de la marche chez les amputés était jusqu'ici essentiellement considérée entre les membres inférieurs, notre étude indique qu'il y aurait également des asymétries entre membre inférieur et membre supérieur opposé lors de la marche. Bien qu'on ne sache pas quel membre influence l'autre, la coordination membre supérieur / membre inférieur devrait être considérée dans la rééducation locomotrice des amputés de membre inférieur, par exemple pour optimiser l'équilibre ou le coût énergétique à la marche. Ces résultats suggèrent un programme d'entraînement neuromoteur visant à améliorer la flexibilité des patterns de marche (Dixon and Pearsall 2010, Persine, Leteneur et al. 2022) pour améliorer l'adaptabilité de la marche des amputés sur différents types de sol. Par exemple un entraînement sur tapis de marche à double bandes permettant de déplacer les membres inférieurs à différentes vitesses pourrait être un outil de rééducation complémentaire approprié pour solliciter ces adaptations de la coordination (Gonzalez-Rubio, Velasquez et al. 2019). De plus, un renforcement musculaire spécifique des extenseurs de hanches côté amputé pourrait améliorer la capacité de propulsion du membre prothétique en fin d'appui et permettrait d'optimiser l'adaptation de la coordination entre membres supérieurs et membres inférieurs chez les ATF en condition de marche en dévers.

Limites et perspectives

Cette étude présente quelques limites. Les patients amputés de membre inférieur inclus étaient tous des ATF et ils présentaient différentes étiologies d'amputation et quelques différences sur leur matériel prothétique. Les résultats ne peuvent donc pas être étendus à l'ensemble des amputés de membre inférieur, ni à l'ensemble des types de prothèses pouvant être utilisés. Une autre limite concernait les conditions de marche. La marche en dévers a été réalisée en laboratoire sur des modules en bois, ce qui ne reflète pas exactement le milieu urbain réel. Des études futures devraient rechercher une approche en condition écologique. Par ailleurs, afin de pouvoir utiliser ces résultats dans la pratique clinique, une attention particulière devrait être accordée par les développeurs de logiciels d'analyse de la marche pour mettre en œuvre le calcul des CRP dans les routines cliniques.

Conclusion

Les analyses de la coordination membre supérieur / membre inférieur lors de la marche des ATF et des adaptations sur le dévers ont abouti à 3 résultats clés. Premièrement, la comparaison des CRP entre chaque épaule et sa hanche opposée dans le plan sagittal a montré que les ATF avaient une coordination asymétrique lors de la marche sur sol plat, pouvant varier en fonction du pied d'appui. Deuxièmement, la marche sur dévers a induit des adaptations chez les individus non pathologiques dans la CRP entre la hanche en amont du dévers et l'épaule en aval. Troisièmement, les ATF et les Ctrl ont montré des adaptations de la coordination en dévers seulement sur la CRP avec la hanche en amont du dévers. Tandis que la coordination du groupe Ctrl était modifiée en fin de phase oscillante, celle des ATF a révélé des différences au cours du second double appui lors de la phase d'appui prothétique. Les difficultés de raccourcissement du membre prothétique pour sécuriser la phase oscillante de la prothèse, surtout en dévers avec prothèse en amont, pourrait expliquer cette adaptation de la coordination. Quantifier ces adaptations permettrait de développer les programmes de rééducation pour améliorer la flexibilité des patterns de marche et de prévenir des conséquences d'une locomotion asymétrique.

Bilan de la 2^{ème} étude

La marche en milieu urbain peut s'avérer difficile pour les ATF, notamment lors de la marche en dévers avec la prothèse en amont. Les problématiques de raccourcissement du membre prothétique et les stratégies de compensation pour les gérer peuvent en effet être majorées en dévers.

Un balancement asymétrique des bras est observé cliniquement en condition de marche plus difficile pour les ATF comme le dévers. L'étude de la coordination croisée entre membres supérieurs et membres inférieurs a permis d'observer les adaptations réalisées par les ATF par rapport à une population contrôle dans un contexte de marche en dévers et ainsi d'émettre des hypothèses sur les liens de cause à effet entre la stratégie adoptée et ce à quoi elle pallie. Il a en effet été supposé que l'avance relative de l'épaule en aval du dévers par rapport à la hanche côté amputé en amont du dévers lors de la fin de la phase d'appui prothétique permette, de par l'inertie du membre supérieur, d'avancer le centre de masse et ainsi compenser le manque de propulsion du membre inférieur prothétique en fin d'appui. Cette propulsion est

nécessaire pour réaliser de façon sécuritaire et efficace la phase oscillante de la prothèse.

L'adaptation du SNC a une tâche locomotrice est réalisée en fonction de nombreux facteurs, dont l'environnement et les capacités intrinsèques du sujet. L'apprentissage de la marche avec la prothèse est réalisé dans un premier temps sur sol plat pour que l'ATF assimile le fonctionnement de la prothèse à chaque instant du cycle de marche, et notamment du genou prothétique pour enclencher la phase oscillante. Le premier feedback permettant de qualifier la qualité de cette phase sera le frottement du pied au sol. L'ATF comprend ainsi que le raccourcissement de son membre prothétique n'est pas efficace et qu'à la moindre variation de hauteur de terrain il risque de chuter. Les rééducateurs ont pour objectif de stimuler les ATF à exploiter le maximum des capacités de leur prothèse. Cependant, malgré l'évolution technologique, déclencher efficacement la phase oscillante prothétique requiert un travail dynamique des muscles proximaux résiduels lors de la phase d'appui prothétique. Sachant que le mode de fonctionnement du corps humain repose sur un principe d'économie énergétique et d'optimisation (Nelson 1983), les stratégies adoptées par les ATF pour répondre à ses problématiques de locomotion sont probablement le résultat permettant une réussite de la tâche (marche sécuritaire) en utilisant le moins d'énergie possible. Des stratégies d'élévation de l'hémi-bassin côté prothèse lors de la phase oscillante, ou de s'élever sur la pointe du pied opposé (vaulting) peuvent être observées chez les ATF pour répondre à la problématique de raccourcissement du membre prothétique. De même, il a été supposé dans cette étude que l'adaptation de la coordination croisée entre membre inférieur côté prothèse et membre supérieur opposé permettait de répondre à des problématiques de propulsion du membre prothétique juste avant la phase oscillante, en condition de marche sur dévers.

Il a été supposé dans la littérature que l'utilisation de stratégies d'adaptation (sollicitant notamment le tronc et le membre inférieur intact) avait sur le long terme des conséquences sur l'intégrité physique de l'amputé, notamment à type de dégénérescence précoce du système musculo-squelettique. L'évolution d'arthrose sur le membre intact peut en effet avoir de lourdes conséquences fonctionnelles sur la mobilité de l'ATF et sur sa qualité de vie. Une cause de développement d'arthrose étant la surcharge mécanique, observer les adaptations de la dynamique de la jambe intacte lors de la marche et les comparer à une population témoin permettrait d'évaluer une éventuelle sur-sollicitation du membre intact. De plus, cibler une population

utilisatrice de genoux prothétiques à microprocesseur permettrait d'analyser les adaptations de la dynamique de la jambe intacte par rapport à l'évolution technologique des prothèses.

Etude 3 : Adaptations de la dynamique de la jambe intacte des ATF équipés d'un genou à microprocesseur lors de la marche rapide

Cette étude a fait l'objet de la publication suivante (Annexe 6) :

Persine, S., Leteneur, S., Gillet, C., Bassement, J., Charlaté, F., & Simoneau-Buessinger, E. (2023). Kinetic adaptations of the intact limb in transfemoral amputees using a microprocessor prosthetic knee. *Gait & Posture*.

Le Comité de Protection des Personnes Sud-Ouest et Outre-mer a validé le projet dans lequel cette étude a été incluse en novembre 2021 (21.01842.000030). Tous les participants de cette étude ont signé un consentement éclairé en accord avec la déclaration d'Helsinki.

Introduction

Durant la dernière décennie, des prothèses de haute technologie incluant des genoux contrôlés par microprocesseur (MPK) ont été développées pour améliorer les capacités fonctionnelles des amputés de membre inférieur, et diminuer l'asymétrie de la marche avec prothèse. La différence entre les MPK et les genoux mécaniques se situe principalement dans la façon de gérer la phase d'appui et la phase oscillante du côté prothétique. Rappelons que des études ont montré l'intérêt des MPK pour améliorer la qualité de vie, la satisfaction vis-à-vis de la prothèse, et les performances fonctionnelles en comparaison avec les genoux mécaniques (Sawers and Hafner 2013, Burcak, Kesikburun et al. 2021). De plus, les MPK semblent réduire l'asymétrie de la marche sur des paramètres spatio-temporels et cinématiques comparé à des personnes non pathologiques, et plus particulièrement pour des mouvements dans le plan sagittal et pour les rotations du bassin (Kowal, Winiarski et al. 2021).

Les paramètres dynamiques des ATF avec un haut niveau de mobilité ont été étudiés récemment lors d'une tâche de marche spontanée (Jarvis, Reeves et al. 2021). Il en est ressorti que malgré les différences de cinématique entre les ATF et les personnes non amputées, des paramètres dynamiques étaient nécessaires pour caractériser davantage les troubles de la marche. De plus, l'asymétrie entre les paramètres dynamiques de chaque membre inférieur chez des personnes amputées de façon unilatéral serait exacerbée lors de la marche à vitesse rapide (Cao, Yu et al. 2018).

Il a été montré une amélioration significative des performances à la marche chez les ATF utilisant un genou MPK par rapport à un genou mécanique lors de la marche spontanée (Kaufman, Levine et al. 2007). Cependant, il y a un manque dans la littérature scientifique à propos de l'apport des MPK sur les performances à la marche lors de tâches locomotrices plus complexes telle que la marche à vitesse rapide. Sachant que les prothèses avec MPK améliorent les capacités fonctionnelles des ATF (Kaufman, Levine et al. 2007), il est important d'étudier leur impact sur la jambe intacte, en particulier au niveau des contraintes articulaires. Les comorbidités articulaires potentielles induisent des défis cliniques en termes de programmes de réadaptation et de suivi des patients (Kannenbergh, Zacharias et al. 2014). Quantifier les paramètres dynamiques de la jambe intacte des ATF en complément des bilans cliniques permettrait d'identifier plus précisément les risques de détérioration précoce du système musculo-squelettique en lien avec la marche prothétique.

L'objectif de cette étude était ainsi d'analyser les paramètres dynamiques de la jambe intacte des ATF avec MPK au cours d'une tâche de marche spontanée par rapport à une marche à vitesse rapide, et de les comparer à une population non amputée. Il était supposé que l'utilisation des MPK permettrait aux ATF d'adapter la dynamique de leur jambe intacte à des valeurs similaires à une population contrôle, malgré l'augmentation de la vitesse de marche.

Matériel/Méthode

Type d'étude et participants

Il s'agissait d'une étude observationnelle dans laquelle, de la même façon que pour la 2^{ème} étude, les ATF étaient recrutés lors de leur consultation de suivi d'appareillage. Le bilan clinique de suivi était ainsi complété d'une AQM dans différentes conditions de marche, dont la marche rapide.

Les patients ATF étaient inclus s'ils utilisaient au quotidien une prothèse avec MPK récent (< 5 ans). Les ATF étaient exclus si leur niveau de mobilité selon la MFCL était inférieur à 2, et en cas de pathologie cardiovasculaire, orthopédique, neurologique ou de diabète, non contrôlé sur le plan médical, ou encore en cas d'ulcère. Etaient également exclus les patients dont le périmètre de marche était inférieur à 50 m sans aide technique. La population non amputée (Control) a été recrutée de façon à être homogène selon des critères de taille, âge et masse corporelle semblables à la

population ATF de l'étude. Les données anthropométriques de chaque groupe sont présentées dans le Tableau X.

Matériel et procédure

Une analyse 3D de la marche a été réalisée pour chaque participant. De la même façon que les études cinématiques précédentes, 49 marqueurs rétro réfléchissants ont été disposés sur le corps des participants selon un modèle corps entier basé sur l'IOR (Figure 31) et suivant les recommandations de l'ISB (Wu, Siegler et al. 2002, Wu, van der Helm et al. 2005). Le système de capture 3D du mouvement Vicon (Vicon Nexus™, Oxford, UK) à 8 caméras a été utilisé pour enregistrer les coordonnées des marqueurs à une fréquence de 100 Hz. L'objectif de cette étude étant centré cette fois sur les paramètres dynamiques, les forces de réaction au sol ont été collectées au moyen de 2 plateformes de force AMTI (AMTI, Watertown, MA, USA), de dimension 120 x 60 cm, disposées longitudinalement par rapport au sens de la marche (Figure 38). La fréquence d'échantillonnage utilisée était de 1000 Hz.

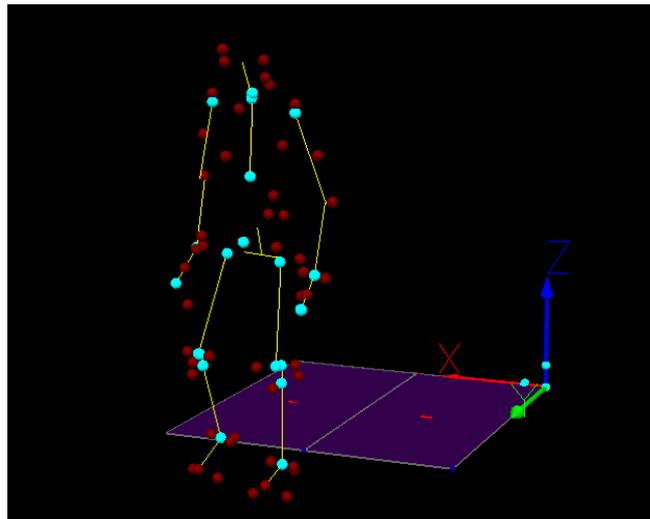


Figure 38 : Représentation de la position des plateformes AMTI dans le repère laboratoire par rapport au sens de déplacement du sujet (Visual 3D).

Pour cette étude 2 tâches ont été analysées : une condition de marche spontanée sur sol plat (SW – spontaneous walking) et une condition de marche rapide auto sélectionnée par le sujet (RW – rapid walking). Un minimum de 8 cycles de marche par participant a été enregistré pour chaque condition, et moyennés ensuite pour l'analyse.

Analyse des données

L'ensemble des paramètres biomécaniques a été analysés avec le logiciel Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD). Les données provenant des marqueurs ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 et une fréquence de coupure de 6 Hz. Les données provenant des plateformes de force ont, quant à elles, étaient filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 et une fréquence de coupure de 10 Hz. Plusieurs paramètres spatio-temporels ont été analysés, à savoir la vitesse de marche, la cadence, la longueur des pas, et la largeur des pas. Les paramètres dynamiques calculées, normalisés selon la masse du sujet, étaient les moments articulaires internes (Nm/kg) de la hanche, du genou et de la cheville dans les plans sagittal et frontal, ainsi que les puissances articulaires (W/kg) de ces mêmes articulations dans le plan sagittal. Pour le calcul des moments, le système de résolution était les coordonnées du segment proximal à l'articulation concernée. Les paramètres dynamiques ont été identifiées sur les phases d'appui du membre intact chez les ATF, et en reprenant la moyenne des côtés droit et gauche pour les sujets du groupe Control. Pour chacun de ces paramètres dynamiques, les valeurs maximales étaient identifiées lors de la phase de réception et lors de la phase de propulsion, correspondant respectivement à la première et la seconde partie de la phase d'appui. En complément des objectifs de cette étude, les données cinématiques du tronc et du bassin ont été analysées pour leur lien avec des paramètres dynamiques (Annexe 6).

Analyse statistique

L'analyse statistiques a été réalisée avec le logiciel SPSS (IBM, version 27.0.1.0). Des statistiques descriptives ont été utilisées pour analyser les caractéristiques des participants et des différents paramètres. La normalité des variables a été évaluée avec le test de Shapiro Wilk. Les paramètres spatio-temporels et dynamiques ont été analysés avec une ANOVA à 2 facteurs (groupe x condition de marche, 2 x 2, $\alpha=0.05$) avec mesures répétées sur un facteur (conditions de marche, SW et RW). Les analyses post-hoc ont été réalisées avec le LSD de Fisher. La taille de l'effet a été calculée avec des eta carré partiels (η^2p) pour préciser la significativité des différences statistiques entre les conditions de marche. La taille de l'effet pouvait ainsi être considérée comme petite (0.01), moyenne (0.06), ou grande (0.14 et plus). Le niveau de significativité retenu pour les tests statistiques était $p < 0.05$.

Résultats

Vingt-et-un ATF et 21 participants non amputés ont été inclus dans cette étude. Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les groupes sur les caractéristiques anthropométriques (Tableau X).

	TFA	CONTROL	P value
Age (years)	48 (15)	47 (16)	0.88
Mass (kg)	83 (16)	76 (15)	0.13
Height (m)	1.74 (0.10)	1.74 (0.09)	0.92
Gender	16 M 5F	16 M 5 F	
Etiology	11 trauma 9 dysvascular 1 neoplasm		
K level	7 K4 14 K3		
Prosthetic knee	13 C-leg4 4 C-leg3 3 Rheo3 1 Orion3		
Average time since amputation (years)	15 (13)		

Tableau X : Caractéristiques des participants

Des effets de groupe, de conditions de marche, et des interactions ont été mis en évidence par l'ANOVA sur tous les paramètres spatio-temporels (vitesse de marche, longueur des pas et cadence), excepté sur la largeur des pas avec seulement un effet de groupe (Tableau XI). Les analyses post-hoc utilisant le LSD de Fisher ont montré une largeur de pas plus importante dans le groupe des ATF comparé au groupe Control ($p < 0.001$) sur toutes les conditions de marche. L'augmentation de la vitesse de marche entre les conditions SW et RW était d'ailleurs de 45 (19) % chez les Control contre 30 (11) % chez les ATF.

	TFA		Control		P-value		
	SW	RW	SW	RW	Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group * walking condition
Walking speed (m/s)	1.03 (0.17)	1.33 (0.21)	1.21 (0.17)	1.73 (0.19)	<0.001	<0.001	<0.001
Prosthetic/right step length (m)	0.61 (0.12)	0.71 (0.13)	0.70 (0.10)	0.84 (0.09)	0.003	<0.001	0.01
Intact/left step length (m)	0.61 (0.08)	0.70 (0.09)	0.70 (0.07)	0.84 (0.08)	<0.001	<0.001	<0.001
Stride cadence (strides/min)	50 (5)	57 (5)	52 (4)	62 (5)	0.02	<0.001	0.001
Step width (m)	0.19 (0.04)	0.20 (0.04)	0.14 (0.03)	0.14 (0.03)	<0.001	0.23	0.53

Tableau XI : Moyennes et écarts types des paramètres spatio-temporels à la marche pour chaque groupe et chaque condition. La p-value indique les différences inter et intra groupes. Le côté prothétique des ATF correspond au côté droit des Control pour la longueur de pas.

Les moyennes, écarts types, et p-values des paramètres dynamiques sont rapportés dans le Tableau XII, et les résultats des analyses post-hoc dans le Tableau XIII. Les Figures 39 et 40 illustrent les paramètres dynamiques analysés, respectivement dans le plan frontal et dans le plan sagittal.

		TFA		Control		P-value		
		SW	RW	SW	RW	Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group * walking condition
Frontal plane	Landing phase							
	Hip moment	-0.80 (0.18)	-0.85 (0.21)	-0.88 (0.13)	-1.11 (0.15)	<0.001	<0.001	<0.001
	Knee moment	-0.31 (0.17)	-0.32 (0.22)	-0.48 (0.17)	-0.61 (0.22)	<0.001	<0.001	0.006
	Ankle moment	0.12 (0.06)	0.16 (0.07)	0.10 (0.07)	0.11 (0.06)	0.50	0.001	0.18
	Propulsion phase							
	Hip moment	-0.82 (0.20)	-0.83 (0.23)	-0.76 (0.12)	-0.73 (0.18)	0.23	0.34	0.09
Knee moment	-0.25 (0.18)	-0.26 (0.21)	-0.35 (0.17)	-0.33 (0.16)	0.03	0.67	0.33	
Ankle moment	-0.30 (0.15)	-0.35 (0.17)	-0.32 (0.09)	-0.39 (0.09)	0.54	<0.001	0.24	
Sagittal plane	Landing phase							
	Hip moment	-0.85 (0.16)	-1.07 (0.22)	-0.44 (0.12)	-0.73 (0.17)	<0.001	<0.001	0.05
	Hip power	1.24 (0.37)	1.83 (0.55)	0.36 (0.19)	0.64 (0.33)	<0.001	<0.001	0.04
	Knee moment	-0.49 (0.25)	-0.86 (0.36)	-0.68 (0.33)	-1.28 (0.30)	<0.001	<0.001	0.005
	Knee power	-0.75 (0.54)	-1.75 (1.19)	-0.84 (0.69)	-2.66 (0.93)	0.01	<0.001	0.002
	Ankle moment	0.28 (0.12)	0.38 (0.14)	0.26 (0.11)	0.40 (0.09)	0.88	<0.001	0.08
	Propulsion phase							
	Hip moment	0.66 (0.28)	0.85 (0.31)	1.04 (0.23)	1.56 (0.29)	<0.001	<0.001	<0.001
	Hip power	1.13 (0.43)	1.55 (0.51)	1.15 (0.37)	1.99 (0.61)	0.02	<0.001	<0.001
	Knee moment	-0.24 (0.16)	-0.28 (0.15)	-0.31 (0.13)	-0.43 (0.14)	<0.001	<0.001	0.02
Knee power	-1.23 (0.71)	-1.60 (0.75)	-1.50 (0.61)	-2.53 (0.80)	<0.001	<0.001	<0.001	
Ankle moment	-1.30 (0.22)	-1.49 (0.24)	-1.38 (0.14)	-1.56 (0.19)	0.17	<0.001	0.69	
Ankle power	2.91 (0.87)	3.89 (1.01)	2.98 (0.61)	4.60 (0.89)	0.04	<0.001	0.001	

Tableau XII : Moyennes et écarts types des moments (Nm/kg) et puissances (W/kg) articulaires dans les phases de réception et de propulsion (de la phase d'appui), pour chaque groupe et chaque condition de marche. Les p-values indiquent les différences inter et intragroupes. Les moments articulaires en flexion, abduction, et éversion sont exprimés en négatif. TFA : Transfemoral amputees ; SW : spontaneous walking ; RW : rapid walking

		Between subject post-hoc in SW (TFA/Control)	Between subject post- hoc in RW (TFA/Control)	Within subject post-hoc in TFA (SW/RW)	Within subject post-hoc in Control (SW/RW)
Spatio temporal parameters	Walking speed (m/s)	0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	Prosthetic/right step length (m)	0.014	<0.001	<0.001	<0.001
	Intact/left step length (m)	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	Stride cadence (strides/min)	0.21	0.002	<0.001	<0.001
	Step width (m)	<0.001	<0.001		
Landing phase in frontal plane	Hip moment	0.01	<0.001	0.08	<0.001
	Knee moment	<0.001	<0.001	0.48	<0.001
	Ankle moment			0.001	0.15
Propulsion phase in frontal plane	Knee moment	0.014	0.05		
	Ankle moment			<0.001	<0.001
Landing phase in sagittal plane	Hip moment	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	Hip power	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	Knee moment	0.017	<0.001	<0.001	<0.001
	Knee power	0.28	0.002	<0.001	<0.001
	Ankle moment			<0.001	<0.001
Propulsion phase in sagittal plane	Hip moment	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	Hip power	0.86	<0.001	<0.001	<0.001
	Knee moment	0.025	<0.001	0.20	<0.001
	Knee power	0.038	<0.001	0.011	<0.001
	Ankle moment			<0.001	<0.001
	Ankle power	0.53	0.005	<0.001	<0.001

Tableau XIII : Valeurs de p des analyses post-hoc.

Dans le plan frontal, un effet de groupe significatif ($p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.28$) a été observé sur le moment abducteur de hanche durant la phase de réception, ainsi qu'un effet de condition de marche ($p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.49$), et une interaction ($p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.25$). Les mêmes effets significatifs ont été observés sur le moment abducteur au genou sur cette même phase du cycle (effet de groupe $p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.37$; effet de la condition de marche $p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.28$; interaction $p = 0.006$, $\eta^2 p = 0.17$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation significative des moments abducteurs de genou et de hanche entre les conditions de marche SW et RW dans le groupe Control ($p < 0.001$), mais pas dans le groupe ATF (moment à la hanche $p = 0.08$, moment au genou $p = 0.48$). Les valeurs moyennes du pic du moment abducteur au genou étaient en effet de -0.31 (0.17) Nm/kg en SW et -0.32 (0.22) Nm/kg en RW chez les ATF, contre -0.48 (0.17) Nm/kg en SW et -0.61 (0.22) Nm/kg dans le groupe Control (Tableau XII). Un effet de condition de marche a également été observé dans le plan frontal sur le moment à la cheville dans la phase de réception ($p = 0.001$, $\eta^2 p = 0.23$), ainsi que dans la phase de propulsion ($p < 0.001$, $\eta^2 p = 0.51$). La Figure 39 illustre les moments articulaires à la

hanche, au genou et à la cheville lors de la phase d'appui sur le membre intact/chez les Control dans le plan frontal.

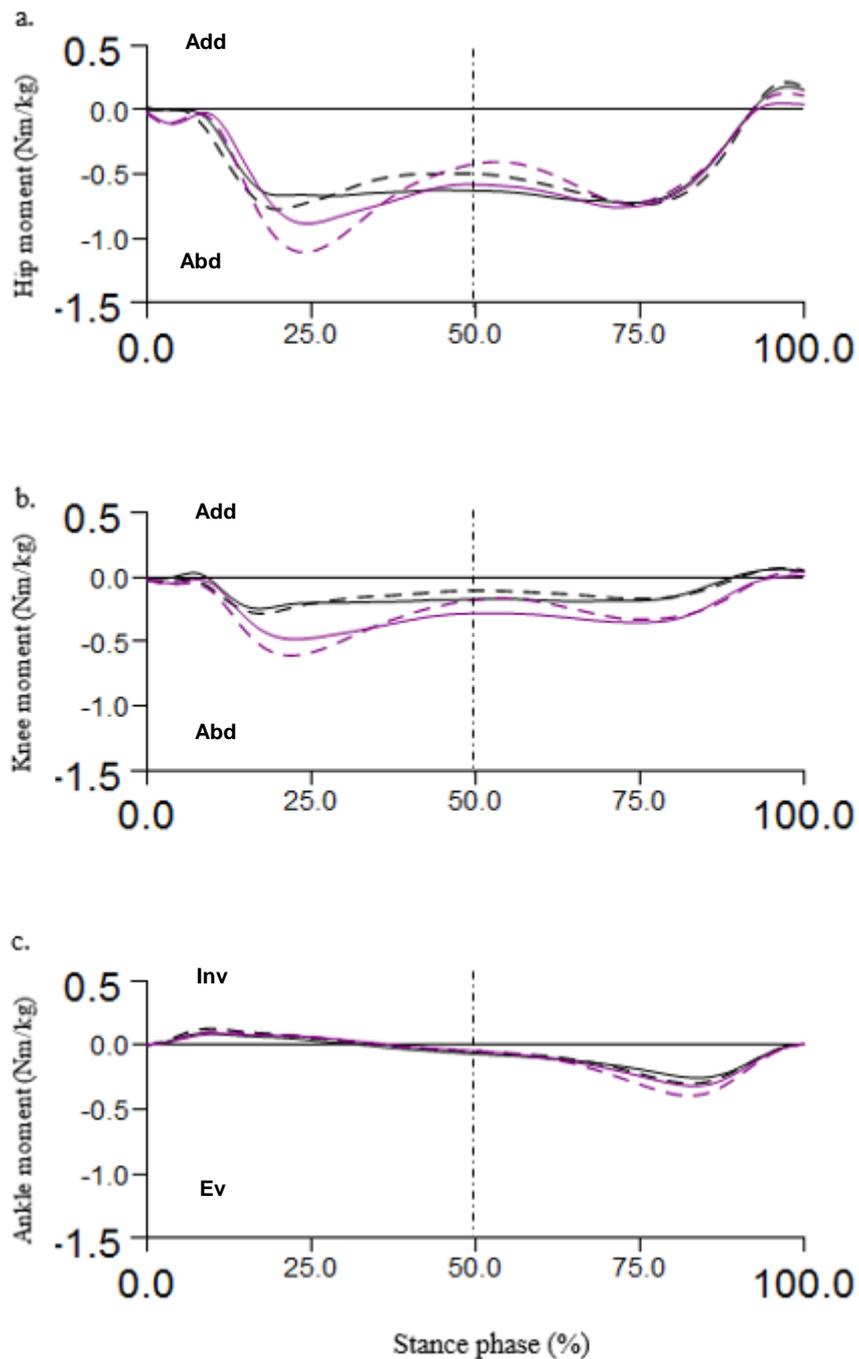


Figure 39 : Moments articulaires de la hanche (a), du genou (b), et de la cheville (c), dans le plan frontal au cours de la phase d'appui (0-50% correspond à la phase de réception et 50-100% à la phase de propulsion). La jambe intacte des ATF est représentée en noir et les Control en violet. Les lignes en trait plein correspondent à la condition de marche spontanée SW, et les pointillés à la condition de marche rapide RW. Abd/Add : moments en abduction et adduction ; Ev/Inv : moments en éversion et inversion.

Dans le plan sagittal, tous les moments articulaires et puissances articulaires ont montré un effet de condition de marche ($p < 0.001$, $\eta^2 p > 0.31$, Tableau XII). Ils

présentaient également tous un effet de groupe, hormis le moment sagittal à la cheville en phase de réception ($p=0.88$, $\eta^2p=0.001$), et en phase de propulsion ($p=0.17$, $\eta^2p=0.05$). Seuls 2 moments articulaires ne montraient pas d'interaction groupe*condition de marche : le moment à la cheville en phase de réception ($p=0.08$, $\eta^2p=0.07$), et en phase de propulsion ($p=0.69$, $\eta^2p=0.004$). Le moment extenseur de hanche montrait une tendance à l'interaction durant la phase de réception ($p=0.05$, $\eta^2p=0.09$). Les analyses post-hoc ont permis d'observer une augmentation du moment extenseur de hanche lors de la phase de réception chez les ATF par rapport au groupe Control ($p<0.001$ dans chaque condition de marche).

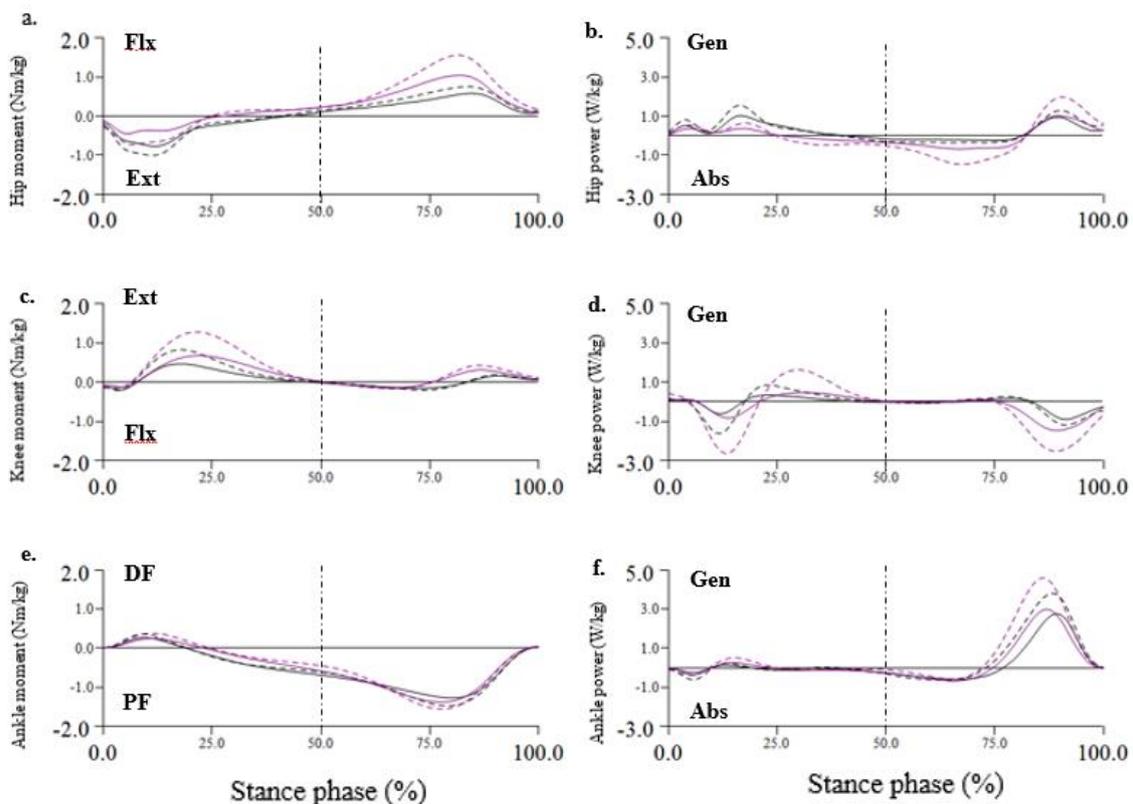


Figure 40 : Moments et puissances articulaires à la hanche (a,b), au genou (c,d), et à la cheville (e,f) dans le plan sagittal au cours de la phase d'appui (0-50% correspond à la phase de réception et 50-100% à la phase de propulsion). La jambe intacte des ATF est représentée en trait noir et les Control en violet. Les traits pleins représentent la condition de marche spontanée SW et les pointillés la marche rapide RW. Flx : moment en flexion ; Ext : moment en extension ; DF : moment en dorsiflexion ; PF : moment en flexion plantaire ; Gen : puissance générée ; Abs : puissance absorbée.

Discussion

L'objectif de cette étude était d'analyser la dynamique du membre intact en fonction de la vitesse de marche chez des ATF utilisant un genou MPK récent, et la comparer à des individus non amputés. Conformément à la littérature (Bonnet, Villa et al. 2014),

les ATF avaient une vitesse de marche spontanée plus lente et leur potentiel d'augmentation de vitesse de marche était inférieur à celui du groupe Control.

Les effets de groupe, de condition de marche, et d'interaction observés sur les paramètres spatio-temporels montrent que l'utilisation d'un genou MPK ne permet pas encore d'égaliser les performances de marche d'individus non amputés. Les ATF ont une largeur de pas plus élevée que les Control dans les 2 conditions de marche, or, il a été montré qu'une augmentation de la largeur des pas pouvait être liée à une diminution du moment externe adducteur au genou (Favre, Erhart-Hledik et al. 2016) et à une diminution du moment externe adducteur de hanche (Stief, Holder et al. 2021), respectivement équivalents au moment interne abducteur au genou et au moment interne abducteur de hanche.

En effet, dans le plan frontal, le moment abducteur à la hanche et le moment abducteur au genou n'ont pas augmenté en RW chez les ATF contrairement aux Control. De plus, le moment abducteur au genou était nettement inférieur chez les ATF, comparé aux Control, sur les 2 conditions de marche. En plus du lien entre largeur des pas et moment adducteur au genou, Favre a montré que les déplacements du tronc dans le plan frontal pouvaient réduire le moment interne abducteur au genou (Favre, Erhart-Hledik et al. 2016). Or, il n'est pas retrouvé dans cette population de différence significative sur les angulations du tronc dans le plan frontal lors de la phase d'appui sur le membre intact. Cependant, la cinématique du bassin dans le plan frontal a été modifiée chez les ATF pour s'adapter à la phase oscillante de la prothèse avec une augmentation de l'inclinaison du bassin (Villa, Loiret et al. 2017). Or, il a été montré qu'une chute du bassin (inclinaison controlatérale à l'appui) augmentait le moment interne abducteur sur le genou et serait donc un facteur de risque d'apparition d'arthrose de genou (Dunphy, Casey et al. 2016). On pourrait alors supposer qu'une inclinaison positive du bassin, causée par la nécessité de sécuriser le passage de la prothèse en phase oscillante, pourrait participer à diminuer le moment interne abducteur au genou côté intact. Dans la littérature, l'augmentation du moment interne abducteur au genou de la jambe intacte lors de la marche chez des ATF d'un bon niveau de mobilité (Butowicz, Krupenevich et al. 2020) pourrait être causée par la vitesse de marche imposée. La comparaison avec un groupe contrôle est ainsi méthodologiquement intéressante, mais impose un rythme de marche pour lequel

l'ATF doit potentiellement adapter la gestion de la phase d'appui sur la prothèse, et avoir des répercussions sur la jambe intacte afin de conserver stabilité et efficacité lors de la marche. Une étude récente a montré que l'augmentation des forces verticales, en réponse à l'augmentation de la vitesse de marche appliquée à des ATF, les exposait davantage qu'une population contrôle à des contraintes majorées sur le membre intact quand ils essayaient de marcher plus vite (Kobayashi, Hu et al. 2022).

Les ATF de cette étude avaient un bon niveau de mobilité (K3 et K4), et étaient actifs dans leurs activités de la vie quotidienne avec leur prothèse à genou MPK. En condition de marche rapide, ce profil d'ATF semble donc présenter des capacités locomotrices qui réduisent les moments internes abducteurs à la hanche et au genou côté intact durant la phase de réception de l'appui intact. Ces adaptations dynamiques seraient donc un avantage pour cette population en terme de prévention quant au risque d'arthrose.

Dans le plan sagittal, malgré l'augmentation (mais dans une moindre mesure) de la vitesse de marche chez les ATF, leur moment extenseur de hanche était plus important que dans le groupe Control. Ce résultat, n'apparaissant que dans la phase de réception, serait à mettre en lien avec le bassin qui est significativement plus antéversé chez les ATF dans cette phase du cycle par rapport au pas postérieur prothétique. Cette posture du bassin pourrait être mise en rapport avec l'extension majorée du tronc des ATF par rapport aux Control, et représenter une cause potentielle de lombalgie, fréquemment observée chez les ATF (Butowicz, Dearth et al. 2017, Harandi, Ackland et al. 2020).

Analyser les stratégies de propulsion et de réception lors de l'appui intact des ATF et étudier comment ils s'adaptent à différentes tâches locomotrices comme l'augmentation de la vitesse de marche, rendrait les exercices de rééducation plus personnalisés et orientés de manière plus spécifique selon l'adaptation souhaitée. En effet, les antécédents et les objectifs du patient doivent rester le pivot central de l'orientation thérapeutique et des exercices de rééducation. Réduire le risque potentiel de blessure lié à la surcharge articulaire du membre intact en s'appuyant sur un bilan quantifié de la marche permettrait de maintenir les qualités locomotrices souhaitées par le patient. Les exercices de rééducation seraient adaptés selon les valeurs des

paramètres biomécaniques ciblés, en fonction de différentes conditions de marche testées, pour améliorer le contrôle de la prothèse, la force musculaire (par exemple du moyen fessier (Hewson, Dent et al. 2020)), ou l'équilibre dynamique lors de la marche dans des conditions de vitesse et cadence de marche variées (Highsmith, Andrews et al. 2016). Cette étude confirme l'intérêt de conserver des asymétries de marche ciblées chez les ATF (Schaarschmidt, Lipfert et al. 2012), sans négliger les exercices de prévention contre la lombalgie chronique (Ehde, Smith et al. 2001, Butowicz, Dearth et al. 2017).

Cette étude observationnelle présentait quelques limites : d'une part, quant à l'hétérogénéité des étiologies d'amputation de la population et, d'autre part, pour répondre à l'objectif de l'étude, une population avec un bon niveau de mobilité et portant un genou MPK a été incluse. Les résultats ne peuvent donc pas être étendus à une population de niveau K2 ou utilisant un genou mécanique, ces populations faisant partie potentiellement des sujets à risque de lésions secondaires précoces du membre intact. De plus, la randomisation des conditions de marche n'a pas pu être effectuée en raison de la standardisation du protocole clinique. Enfin, concernant les conditions de marche, les sujets sélectionnaient de façon autonome leur vitesse pour qu'elle corresponde à leur vitesse spontanée et à une vitesse qu'ils considèrent comme rapide, les rendant différentes d'un sujet à un autre, et surtout d'un groupe à un autre. La comparaison intergroupe directe des paramètres dynamiques était donc biaisée. Cependant, le choix méthodologique de réaliser les conditions de marche en vitesse auto-sélectionnée par le sujet rend l'interprétation des stratégies identifiées plus représentative de leur déambulation du quotidien.

Conclusion

Dans la marche du quotidien, et notamment durant l'augmentation spontanée de la vitesse de marche, les amputés de membre inférieur adaptent différemment leur stratégie de marche par rapport à des personnes non amputées. La dynamique de la jambe intacte d'ATF actifs utilisant un MPK a montré une réduction du moment interne abducteur au genou dans le plan frontal par rapport aux Control. Les adaptations dans le plan sagittal étaient dépendantes de l'augmentation de la vitesse. Malgré l'évolution des prothèses au cours du temps, la jambe intacte des ATF n'a pas un comportement

similaire à une population non amputée. Ces adaptations devraient être identifiées par une analyse quantifiée de la marche. Mise en lien avec l'examen clinique des ATF, l'analyse de la marche permettrait de cibler des exercices de rééducation plus personnalisés, et d'agir en prévention pour répondre aux objectifs du patient tout en minimisant le risque de dégénération précoce du système musculo-squelettique. Promouvoir l'activité et la mobilité avec une posture adaptée dans cette population avec un style de vie plutôt sédentaire, limiterait le risque de développer des maladies chroniques associées.

Bilan de la 3^{ème} étude

Le développement des genoux prothétiques, notamment avec l'utilisation de capteurs intégrés pour en optimiser le fonctionnement grâce à un microprocesseur, a pour objectif de reproduire le plus fidèlement possible la marche physiologique. Ainsi, l'évolution technologique permettrait de diminuer les asymétries observées lors de la marche avec prothèse et d'améliorer le confort et la qualité de vie. La prothèse se rapprochant d'un fonctionnement auto-adaptatif basé sur la biomécanique de la marche normale, l'évolution des contraintes subies par le membre inférieur controlatéral devrait tendre vers la dynamique observée chez une population non pathologique.

Les résultats de cette étude ont montré, malgré l'augmentation de la vitesse de marche, une réduction du moment articulaire au genou intact, dans le plan frontal, comparativement à une population témoin. D'un point de vue mécanique, le risque d'arthrose précoce sur l'articulation concernée serait donc diminué. En plus de l'impact potentiel de l'évolution du fonctionnement des prothèses et des causes biomécaniques évoquées en discussion, le niveau de mobilité élevé ainsi que le niveau d'activité pourraient expliquer cette adaptation de la dynamique de la jambe intacte dans cette population ATF. En effet, le niveau de mobilité élevé (K3 et K4) des participants de l'étude témoigne d'un potentiel moteur facilitant le contrôle de la prothèse dans diverses situations locomotrices usuelles. Cette population entretenant son potentiel par une activité quotidienne de marche en terrain urbain et varié (population non sédentaire utilisant la prothèse la journée pour toutes les activités locomotrices), une forme d'expertise vis-à-vis de la marche avec prothèse dans les situations courantes

du quotidien s'est développée chez ces ATF entraînant des stratégies d'adaptation visant à anticiper, sécuriser et optimiser la marche.

Discussion générale

L'objectif principal de ce travail était dans un premier temps d'analyser et de mettre en évidence les stratégies d'adaptation réalisées par les ATF afin de se déplacer dans divers contextes issus de la locomotion usuelle avec prothèse, et dans un second temps, de permettre une meilleure compréhension de ces adaptations biomécaniques afin d'être plus spécifique dans les choix d'orientation thérapeutiques et/ou d'exercices de rééducation (e.g., caractéristiques adaptatives, capacités fonctionnelles).

Réorganisation de la locomotion après amputation transfémorale

La marche est le mode de déplacement naturel de l'humain et son apprentissage est réalisé de manière progressive tout au long du développement sensori-moteur, de l'enfant jusqu'à l'âge adulte. Cela lui permet d'acquérir une fonctionnalité de déplacement permettant, entre autre, des doubles tâches et des ajustements posturaux anticipateurs pour s'adapter à tout type de terrains (Wallard, Dietrich et al. 2016). L'amputation d'un membre inférieur perturbe, de fait, ce fonctionnement acquis par le SNC. La qualité de la réorganisation corticale (sensorielle et motrice) après amputation, a un impact sur les capacités d'adaptation du sujet à la prothèse (Hordacre, Bradnam et al. 2015). De ce fait, une phase de rééducation est nécessaire en parallèle de la mise en place de la prothèse pour développer des stratégies d'ajustement de la locomotion (Chui, Jorge et al. 2019, De Marchis, Ranaldi et al. 2019). Les capacités de contrôle moteur par le SNC permettent une flexibilité facilitant l'adaptation à un nouveau contexte (Kerlirzin, Dietrich et al. 2009), en l'occurrence l'intégration de la prothèse dans le schéma corporel. Ce dernier peut être défini comme « la représentation que chacun se fait de son corps et qui lui permet de se repérer dans l'espace » (Piéron 1951), il se construit et s'affine progressivement au cours du développement, se transformant continuellement avec l'expérience motrice active du sujet et le traitement continu des informations sensorielles (Wallard 2014).

Au terme de la période de rééducation initiale et de l'apprentissage de la locomotion avec prothèse, l'ATF est capable d'anticiper les réactions posturales nécessaires pour sécuriser sa locomotion avec prothèse dans son environnement quotidien (Chui, Jorge et al. 2019), d'appréhender les stratégies motrices lui permettant de minimiser le coût en énergie que la déambulation avec prothèse nécessite en fonction de la tâche à accomplir (Mengelkoch, Kahle et al. 2017), mais aussi d'intégrer (au niveau sensoriel

et moteur) le fonctionnement de la prothèse pour obtenir une fluidité de mouvement se rapprochant de la marche « normale » (Mahon, Butowicz et al. 2020).

Des séjours de rééducation fonctionnelle peuvent, au cours du temps, être proposés pour conserver un potentiel de mobilité. La première étude de cette thèse a révélé que l'amélioration des performances de marche nécessitait l'acquisition de nouvelles habiletés locomotrices chez les ATF. Ces adaptations se manifestaient par une diminution de l'asymétrie du balancement latéral du tronc et une augmentation de la mobilité du bassin dans le plan frontal.

Par ailleurs, il a été observé différents types de stratégies face à une problématique fonctionnelle lors de la marche de l'ATF, par exemple une inclinaison du bassin et/ou une propulsion de cheville côté intact (vaulting) pour passer la phase oscillante de la prothèse (Villa, Loiret et al. 2017). Plusieurs études analysant la marche avec prothèse ont également fait état de variations interindividuelles dans les stratégies employées lors de la locomotion (Varrecchia, Serrao et al. 2019, Carse, Scott et al. 2020). De nombreux paramètres peuvent en effet influencer la qualité de marche, comme des facteurs intrinsèques à l'individu (étiologie et niveau d'amputation, pathologie concomitante, niveau de mobilité, organisation motrice initiale et potentiel sensorimoteur) et des facteurs liés à la prothèse (emboiture, type de prothèse) (Chui, Jorge et al. 2019, Varrecchia, Serrao et al. 2019).

Les objectifs de mobilité et les habitudes de vie visées par l'ATF représentent également un élément clef dans les adaptations réalisées pour la locomotion avec la prothèse. Par exemple, la variété des expériences locomotrices avec la prothèse et des contextes environnementaux seront beaucoup plus importants dans une population avec un bon niveau de mobilité et évoluant sur plusieurs types de sol au cours de ses activités (différences déjà observées entre K3 et K4 (Sturk, Lemaire et al. 2018)), qu'un ATF sédentaire se limitant aux déplacements à domicile. La sédentarité chez les personnes amputées, pouvant être estimée par un nombre de pas < 5000 par jour (Seth, Pohlig et al. 2022), peut être liée à plusieurs facteurs comme des problématiques d'appareillage, une pathologie concomitante, ou encore un âge avancé. De plus, sachant que le vieillissement altère l'apprentissage de nouvelles tâches motrices de marche (Krishnan, Washabaugh et al. 2018), l'âge auquel une personne est amputée et commence la rééducation à la marche avec prothèse pourrait potentiellement influencer les adaptations locomotrices. Le niveau d'activité avant amputation est aussi un élément déterminant.

La qualité de marche ainsi que les performances fonctionnelles des ATF sont dépendantes de multiples facteurs qu'il peut s'avérer complexe d'isoler dans une étude au vu des caractéristiques épidémiologiques de cette population. Une étude longitudinale analysant l'évolution des adaptations locomotrices lors de la déambulation avec prothèse au cours du temps (suivi sur plusieurs années) permettrait d'identifier, en fonction des caractéristiques propres au sujet, les éventuelles causes biomécaniques de dégradation de la qualité de marche, et d'orienter de manière spécifique la prise en charge thérapeutique.

Adaptation des fonctions locomotrices à différents contextes de déplacements usuels chez l'ATF et répercussions sur le système musculo-squelettique

Les déplacements du quotidien ne se limitent pas à une condition de marche en ligne droite sur sol plat. Par exemple, les déplacements en milieu urbain requièrent, entre autres, la capacité de marcher sur un sol en dévers, et de pouvoir accélérer la vitesse de marche pour traverser une route. Dans la locomotion avec prothèse, l'objectif principal du SNC est de restaurer la fonction pour atteindre l'objectif visé dans les activités du quotidien. En plus de devoir accomplir la tâche locomotrice tout en sécurisant le mouvement effectué, le SNC aura tendance à favoriser des schémas moteurs économes en énergie (Nelson 1983). Ainsi, lors de la marche en dévers avec prothèse en amont chez une population d'un bon niveau de mobilité (étude 2), les ATF accélèrent le mouvement du membre supérieur opposé par rapport à la hanche côté prothèse pour compenser le manque de propulsion en fin d'appui du membre prothétique pour aider au passage de la prothèse en phase oscillante. Dans cette même problématique de passage de la phase oscillante de la prothèse en amont d'un dévers, les ATF sont susceptibles d'utiliser ou de majorer 2 types de stratégies, l'inclinaison du bassin et /ou le vaulting sur la cheville intacte (Villa, Loiret et al. 2017). Sur sol plat, même si l'utilisation des genoux à microprocesseur ne permettent pas encore d'égaliser les performances de personnes non amputées (étude 3), les ATF étaient capables d'augmenter significativement leur vitesse de marche.

Cependant, ces conditions de marche représentatives de déplacements du quotidien ont été réalisées en laboratoire. Dans l'objectif d'analyser la marche la plus proche possible des conditions réelles, deux méthodes ont été relevées dans la littérature. D'une part, un environnement virtuel synchronisé avec un tapis de marche instrumenté et un système de capture 3D du mouvement permettent, après une période de

familiarisation avec l'environnement, d'analyser des paramètres cinématiques et dynamiques sur des conditions de marche en pente (descente et montée de 7°), de dévers de 5°, et de sol inégal par des oscillations de la plateforme dans les 3 dimensions (Sturk, Lemaire et al. 2019, Sinitski, Lemaire et al. 2021). La réalité virtuelle peut également être utilisée en rééducation de la marche après amputation de membre inférieur et permet de travailler dans un environnement sécuritaire et se voulant représentatif de conditions de marche du quotidien (D'Angelo, Narayanan et al. 2010, Sheehan, Rabago et al. 2016, Abbas, Cooreman et al. 2021). D'autre part, des solutions embarquées se développent pour acquérir des données quantitatives de la marche en situation écologique. Une revue de la littérature fait état de l'utilisation et du développement de capteurs inertiels dans l'analyse de la marche d'amputés de membre inférieur (Demeco, Frizziero et al. 2023). Il en ressort une plus-value potentielle par rapport à des conditions de marche en laboratoire, cependant les études sont basées sur un faible échantillon pour la plupart, voire des individus non pathologiques, et sur des validations par rapport à un gold standard en laboratoire. De plus, une grande hétérogénéité est observée sur les études concernant le matériel, la localisation des capteurs, et l'algorithme utilisé pour le calcul des paramètres de marche (Demeco, Frizziero et al. 2023). D'un point de vue clinique, le développement d'une solution embarquée permettant d'objectiver la cinématique 3D du tronc et du bassin (étude 1) ainsi que des paramètres spatio-temporels comme la vitesse de marche (Batten, McPhail et al. 2019) compenserait les limites de l'analyse en laboratoire pour évaluer les adaptations locomotrices nécessaires dans la réalisation d'une fonction de déplacement sur une tâche de la vie quotidienne dans l'environnement propre de l'ATF.

Un autre objectif visé par la plupart des ATF est de « retrouver une marche normale ». C'est-à-dire qu'il y a un impératif d'insertion sociale pouvant se manifester par une qualité de marche perçue comme normale. Malgré une « zone grise » où des marches pathologiques peuvent être perçues comme normales (Handzic and Reed 2015), notre perception de la normalité tend vers une démarche symétrique. Ainsi, les objectifs de rééducation visant à améliorer la qualité de marche tendent à vouloir symétriser la marche pour répondre à cette contrainte sociale.

Nous avons observé tout au long de ce travail que la prothèse fémorale pouvait permettre de restaurer une fonction locomotrice mais n'avait pas encore les moyens

de remplacer l'ensemble des capacités motrices d'un membre inférieur valide. Des adaptations de la cinématique (étude 1 et 2), et de la dynamique (étude 3) sont donc nécessaires, et peuvent être d'autant plus importantes selon la difficulté de la tâche locomotrice visée (Sturk, Lemaire et al. 2019). De plus, des asymétries relevées comme le temps de contact au sol plus court sur le membre prothétique par rapport au membre intact, ou les différences de mise en charge, seraient liées aux limites fonctionnelles de la prothèse à remplacer un membre inférieur (Schaarschmidt, Lipfert et al. 2012).

Le contexte social et la réinsertion de l'ATF dans son milieu de vie sont des éléments primordiaux à considérer pour les rééducateurs. Une étude comparant la consommation énergétique, la qualité de marche, et les sollicitations musculaires entre une condition de marche spontanée en laboratoire et une condition de marche avec feedback stimulant la symétrie de paramètres cibles (par exemple du temps de contact au sol) permettrait d'extrapoler les potentiels efforts fournis par l'ATF pour répondre à l'objectif d'avoir une marche perçue comme normale, donc tendant vers la symétrie. En effet, si des sollicitations musculaires accrues ou des adaptations cinématiques ou dynamiques sont observées, ces informations seraient à prendre en considération dans les orientations thérapeutiques et le choix de programmes de rééducation adaptés.

Par ailleurs, il a été mis en évidence dans la littérature que la marche avec prothèse pouvait entraîner, au cours du temps, des dégradations précoces du système musculo-squelettique à type d'arthrose, notamment au niveau du genou du membre intact, et une lombalgie chronique (Butowicz, Dearth et al. 2017). Cette dernière étant une pathologie multifactorielle incluant des facteurs de risque physiques, mécaniques, et psycho-sociaux (Haute Autorité de Santé 2019), des liens de causalité sont étudiés entre lombalgie et amputation de membre inférieur afin de limiter la fréquence d'apparition de cette pathologie (Devan, Hendrick et al. 2014). Par exemple, une antéversion majorée du bassin peut être observée chez les ATF pour compenser un manque d'extension de hanche lors du pas postérieur prothétique (Ehde, Smith et al. 2001, Persine, Leteneur et al. 2023), et avoir pour conséquence une majoration de la lordose lombaire potentiellement à risque de lombalgie (Day, Smidt et al. 1984). Le manque d'extension peut être d'origine mécanique par la butée sur l'ischion dans le cas d'une emboiture à ischion intégré, ou à un déficit d'extensibilité musculaire du

psoas avec une attitude spontanée en flessum de hanche qui est fréquente du côté du membre résiduel (Chui, Jorge et al. 2019). Ainsi, chez un ATF avec lombalgie, et dont ce lien de causalité est supposé, un travail de stabilisation du bassin visant à limiter l'antéversion lors du pas postérieur prothétique serait à réaliser, et ce, sur le même principe que les protocoles de rééducation de lombalgie chronique. En parallèle, provoquer une diminution temporaire de la longueur du pas prothétique permettrait de limiter la majoration de la lordose lombaire quotidienne durant le temps d'apprentissage de la nouvelle posture. De plus, des ATF avec lombalgie présentent une augmentation d'amplitude de rotation du plan transversal au niveau lombaire, en comparaison à des ATF sans lombalgie (Morgenroth, Orendurff et al. 2010). Or, l'importance de cette rotation lombaire dans le plan transverse est associée à la sévérité de la dégénérescence du disque intervertébral (Fujiwara, Lim et al. 2000). Au cours d'une rééducation visant à diminuer ce facteur, il serait pertinent d'observer les potentielles adaptations de la cinématique de la marche conséquentes à ce changement pour en déterminer le choix thérapeutique le plus judicieux compte tenu des objectifs du patient et du bilan clinique. Les études mettant en lien lombalgie et amputation de membre inférieur se sont principalement intéressées à l'analyse de la marche, probablement de par l'aspect répétitif du mouvement sur un nombre de cycles pouvant être conséquent. Il y a cependant un manque de la littérature concernant d'autres mouvements ou postures de la vie quotidienne. Par exemple, l'équilibre postural assis a été étudié chez les ATF pour observer les sollicitations du tronc dans une posture du quotidien (Hendershot and Nussbaum 2013), mais aucun auteur ne s'est intéressé aux adaptations locomotrices lors d'une tâche quotidienne sollicitant les 2 membres supérieurs, comme se déplacer en portant un plateau. Ayant connaissances d'adaptations des membres supérieurs lors de la marche avec prothèse (Curtze, Hof et al. 2011, Persine, Simoneau-Buessinger et al. 2023), il serait pertinent d'analyser les adaptations cinématiques du tronc et du bassin dans ce type de tâche fonctionnelle contraignant les 2 membres supérieurs.

Concernant le risque d'arthrose précoce sur le membre inférieur intact dans la population amputée de membre inférieur, une étude allemande a recensé une prévalence d'arthrose de genou de 27% et d'arthrose de hanche de 14% chez une population d'étiologie traumatique, où aucune corrélation n'a été retrouvée entre arthrose et niveau d'amputation, temps depuis l'amputation, niveau de mobilité, et âge (Struyf, van Heugten et al. 2009). Le moment externe d'adduction au genou

(correspondant au moment interne d'abduction) est reconnu dans la littérature comme un facteur de risque d'arthrose de genou par rapport au lien avec les contraintes internes sur le compartiment médial du genou (Kutzner, Trepczynski et al. 2013). Plusieurs paramètres de marche permettent de réduire le moment externe d'adduction au genou, comme le balancement du tronc côté concerné et l'augmentation de la largeur des pas, et sont proposés comme axe de rééducation pour réduire les contraintes sur le compartiment interne du genou (Favre, Erhart-Hledik et al. 2016, Anderson, King et al. 2018). Les ATF ayant une largeur de pas supérieure à une population contrôle (Sturk, Lemaire et al. 2018, Persine, Leteneur et al. 2023), nous pouvons supposer que tenter de réduire la largeur des pas des ATF pour atteindre des valeurs similaires aux individus non amputés augmenterait le risque d'arthrose de genou. Par ailleurs, si augmenter l'inclinaison du tronc côté de l'appui intact participerait à protéger le genou, il faut prendre en considération l'augmentation de l'amplitude du tronc dans le plan frontal déjà observée dans la population ATF (Goujon-Pillet, Sapin et al. 2008), et les risques concomitants d'accentuer le risque de lombalgie chronique (Butowicz, Krupenevich et al. 2020). De plus, en considérant la cinématique du bassin dans le plan frontal observée chez les ATF, qui à l'inverse de la chute du bassin décrite comme facteur aggravant (Dunphy, Casey et al. 2016), pourrait protéger le genou intact mais en entraînant des contraintes répétitives au niveau lombaire (Persine, Leteneur et al. 2023), il y a donc une balance bénéfices / risques à prendre en compte dans la prise de décision médicale et l'orientation thérapeutique qui en suit. Les ressources du clinicien dans cette prise de décision se basent sur le bilan clinique et fonctionnel du patient qu'il met en parallèle de son expérience et des connaissances scientifiques de la pathologie concernée. Or, compléter le bilan fonctionnel par une approche quantitative mettant en avant les problématiques cliniques et les facteurs de risque liés à la dégradation des capacités locomotrices propres à la pathologie permettrait de compléter efficacement les données à disposition du clinicien dans le choix de l'orientation thérapeutique et des objectifs de rééducation.

Evaluation quantifiée de la qualité de marche dans un contexte de suivi des ATF, bilan et objectifs de rééducation

Le suivi médical spécialisé des ATF dans le cadre de leur appareillage est réalisé, en général, de façon annuelle ou biannuelle par un médecin de rééducation spécialisé en grand appareillage et l'orthoprothésiste de l'ATF. Dans le cadre de ces consultations

de suivi, un bilan de la qualité de marche peut être réalisé afin de détecter l'apparition de problématiques liées à la locomotion avec prothèse et ajuster en fonction la prise en charge. L'intérêt de l'AQM dans ce type de contexte est de fournir un suivi objectif de l'évolution de paramètres cinématiques et dynamiques au cours du temps. La détection de facteurs prédisposant à la perte de mobilité ou à une dégénérescence précoce du système musculo-squelettique lors de la marche permet d'orienter efficacement la prise en charge pour répondre aux objectifs de vie de l'ATF. L'AQM présente cependant des limites d'interprétation et de pertinence des données, notamment par rapport à la quantité importante d'informations pouvant être recueillies sur la marche (Armand 2005).

La partie 1.4.4 présentait le constat réalisé au centre Jacques Calvé par rapport à l'utilisation de l'AQM chez les patients amputés de membre inférieur. La principale limite évoquée avec le compte rendu classique était la difficulté de transposer les données de l'AQM à la pratique clinique. Pour que les résultats de l'AQM soient exploités par les cliniciens et intégrés à un moment précis du parcours de soins du patient, il serait donc nécessaire de cibler en amont :

- le contexte d'évaluation : l'interprétation doit répondre clairement à l'objectif de l'AQM. Par exemple une comparaison de paramètres d'intérêt au cours du temps lors d'un suivi longitudinal ;
- la population ciblée et ses modalités, à partir des données de la littérature ;
- les attentes des cliniciens quant à la problématique du patient : être au fait des objectifs de rééducation du patient oriente vers des paramètres cibles ;
- le format de compte rendu souhaité : cahier des charges des cliniciens et du service de soins de la structure.

Dans un contexte de suivi longitudinal de la qualité de marche des ATF par rapport à leurs objectifs de mobilité et à leur environnement, une réflexion visant à développer la méthode d'analyse et le rapport d'AQM a été initiée avec l'équipe du centre Jacques Calvé au cours de cette thèse CIFRE.

A la différence de la méthode classique d'analyse qui est plutôt de nature analytique avec les courbes de la cinématique et de la dynamique articulaires ainsi que des composantes de la force de réaction, l'analyse a été abordée avec une approche fonctionnelle où le rapport est donc construit pour répondre aux problématiques fonctionnelles concernées lors de la locomotion avec prothèse. Par exemple, il peut

être décrit la stratégie de gestion de la phase oscillante prothétique, ou la façon dont l'ATF va stabiliser la phase d'appui sur la prothèse puis se propulser.

L'ATF pouvant évoluer quotidiennement sur différents types de sols et à des vitesses de marche variées, il apparaît pertinent au regard des adaptations observées en fonction des différents contextes et situations de marche analysés au cours de ce travail de thèse, d'observer les ajustements réalisés par les ATF selon plusieurs conditions de marche pouvant le concerner. Par exemple, les ATF évoluant en milieu urbain sont susceptibles d'être confrontés régulièrement à des sols en dévers, en pentes, à des marches ou encore à des variations de vitesse de marche. Analyser les adaptations cinématiques et dynamiques sur les problématiques fonctionnelles de locomotion avec prothèse sur des tâches de marche plus difficiles mais reflétant leur quotidien, permet d'objectiver leur potentiel de mobilité et d'appréhender d'éventuelles difficultés relatives à la gestion optimale de la prothèse et pouvant être abordées en rééducation. Le verrou clinique qui résulte de la mise en évidence de ces adaptations sur une condition de marche donnée, est de déterminer leurs effets à long terme sur l'appareil locomoteur de l'ATF. Les problématiques de locomotion de l'ATF et leurs éventuelles conséquences sont multifactorielles, comme l'étiologie, les pathologies associées, le niveau de mobilité initial et le mode de vie, les caractéristiques de la prothèse. Le rapport d'AQM complète le bilan par une approche biomécanique de la locomotion avec prothèse.

Dans un premier temps, concernant les paramètres biomécaniques à cibler, une approche globale de la marche basée sur les paramètres spatio-temporels permet déjà, d'observer les performances à la marche et d'identifier des asymétries. Les plus utilisés (Sagawa, Turcot et al. 2011) concernent la vitesse de marche, la cadence, la longueur des pas et la différence entre le pas prothétique et le pas côté intact, la durée des phases du cycle de marche et la comparaison entre côté prothétique et côté intact, et la largeur des pas. Ils sont exprimés par la moyenne sur l'ensemble des cycles étudiés ainsi que l'écart type pour avoir un indicateur de la variabilité.

Dans un second temps, une approche ciblant directement les problématiques fonctionnelles spécifiques d'une pathologie dans son contexte, et identifiées par les cliniciens, permettrait d'établir un lien concret avec les répercussions cliniques et faciliterait la communication pluridisciplinaire. Dans un contexte de suivi longitudinal

de la qualité de marche des ATF, 3 axes principaux sont relevés avec pour chacun les problématiques fonctionnelles devant être gérées par le contrôle/mécanisme de la prothèse ou les capacités d'adaptation de l'ATF :

- Dans la gestion de la phase d'appui côté prothèse, l'ATF doit garder une stabilité tout en gérant l'avancée de son centre de masse au cours de la mise en charge sur le membre prothétique. La cinématique du tronc et du bassin dans le plan frontal peut potentiellement être altérée, en particulier lors de la phase de simple appui. De plus, la stratégie de réalisation du pas postérieur prothétique va déterminer l'efficacité de la fonction de propulsion du membre inférieur côté prothèse (observable avec la cinématique du bassin et de la hanche dans le plan sagittal, la cinématique du bassin dans le plan horizontal, ou encore de manière plus globale par la comparaison entre les forces de réaction au sol antéro-postérieures côté prothèse par rapport au côté intact).
- Concernant la gestion de la phase oscillante côté prothèse, l'ATF doit faire face à une problématique de raccourcissement du membre inférieur prothétique. Une ou plusieurs stratégies peuvent être employées, observables sur la cinématique du bassin et du tronc, ainsi que sur la puissance développée à la cheville côté intact pour caractériser le vaulting.
- Analyser la sollicitation du membre inférieur intact permet d'anticiper le risque de lésions arthrosiques précoces. Lors de la marche, les valeurs des moments articulaires dans le plan frontal au genou et à la hanche côté intact sont analysés, ainsi que la comparaison des forces de réaction au sol entre les 2 côtés. En position orthostatique, la répartition moyenne des appuis au sol entre le côté prothèse et le côté intact permet d'évaluer la mise en charge spontanée sur la prothèse.

Les paramètres biomécaniques ainsi identifiés sont analysés au cours du temps pour suivre l'évolution de la qualité de marche de l'ATF, et peuvent également être comparés à des valeurs de référence. Une base de données regroupant les paramètres cibles en fonction du niveau de mobilité des ATF permettrait de situer le sujet en fonction de données qui lui seraient directement comparables, ou alors dans un objectif d'amélioration du niveau de mobilité, se référer aux données de la catégorie du niveau supérieur. Un code couleur pourrait ainsi permettre aux patients et aux rééducateurs de se situer par rapport à la base de référence choisie. Par exemple, le vert situerait la valeur dans un intervalle autour de la moyenne inférieure à une fois

l'écart-type de la base de référence, en orange entre un à deux fois l'écart-type par rapport à la moyenne, et rouge supérieur à deux fois l'écart-type.

Dans cette approche, les questions principales auxquelles le compte-rendu doit répondre sont : « comment l'ATF va s'adapter pour répondre à la problématique fonctionnelle posée ? » et « les adaptations engendrent-elles potentiellement des risques de lésion du système musculo-squelettique ? ». Les adaptations réalisées par les ATF face à ces problématiques fonctionnelles permettent de préciser le bilan de la qualité de marche et d'augmenter les informations dans la balance bénéfiques / risques de laquelle sont issus les objectifs de rééducation.

L'intérêt de la rééducation dans ce contexte est d'orienter l'ATF vers des adaptations des stratégies locomotrices s'accordant avec ses objectifs d'activité et de mobilité tout en cherchant à limiter les risques de dégénérescence précoce du système musculo-squelettique potentiellement liés à la locomotion usuelle avec prothèse.

L'asymétrie de base entre le membre prothétique et le membre intact oriente la réflexion d'un axe de rééducation visant à aider à adapter le corps au fonctionnement de la prothèse dans le contexte de la locomotion souhaitée par le patient. L'axe de rééducation viserait ainsi un renforcement musculaire spécifique et la gestion du mouvement avec prothèse, et non pas une rééducation visant des objectifs de retour à des valeurs normatives de symétrie lors de la marche.

Un bilan précis de la qualité de marche en fonction du type de sol et de son évolution au cours du temps permet donc une sélection plus spécifique du type d'exercices à proposer au patient.

Sachant que les interactions perception / action permettent à un individu de se construire une représentation cohérente de ses mouvements par rapport au contexte environnemental, simuler, en rééducation, des perturbations extrinsèques et intrinsèques typiques du quotidien permettrait au SNC, par l'apprentissage et l'adaptation, d'anticiper les conséquences mécaniques d'une perturbation. Ciblée en fonction des capacités et des objectifs du patient, la stimulation d'ajustements posturaux anticipateurs intégrée par la répétition de tâches locomotrices permettrait au patient de développer une forme d'expertise liée directement à l'ensemble de ses activités locomotrices usuelles avec prothèse. Dans leur revue de la littérature, Escamilla-Nunezet et al. montrent que les systèmes de biofeedback sont intéressants

dans la rééducation à la marche de l'amputé de membre inférieur pour améliorer la prise de conscience des défauts de marche et optimiser les objectifs de rééducation fixés par le kinésithérapeute et/ou l'orthoprothésiste (Escamilla-Nunez, Michelini et al. 2020). Le feedback visuel était la modalité la plus utilisée, suivi du feedback auditif puis haptique. D'après les résultats de cette revue, la rééducation avec biofeedback semble être le plus efficace au cours des premières semaines de rééducation mais présente certaines problématiques d'utilisabilité lorsqu'il est utilisé chez des personnes âgées (Escamilla-Nunez, Michelini et al. 2020).

Des techniques émergentes en rééducation telle que la stimulation cérébrale non-invasive (non-invasive brain stimulation, NIBS) sont étudiées car elles favoriseraient la réorganisation et le fonctionnement « physiologique » du SNC en cas de difficulté persistantes des ATF à la locomotion avec prothèse. La revue de littérature de Hordacre conclue que les techniques de stimulation cérébrale peuvent être utilisées pour promouvoir sélectivement la plasticité des représentations corticales des membres inférieurs avec des améliorations de la fonction (G. Hordacre, C. Ridding et al. 2016).

Conclusion

L'amputation transfémorale impacte le potentiel de mobilité et la qualité de vie. La réorganisation corticale consécutive à l'ablation du membre entraîne le développement d'adaptations de la locomotion pour réaliser des activités de la vie quotidienne avec une prothèse. Cependant, malgré le développement technologique des prothèses et l'implication de la rééducation, une dégénérescence précoce du système musculo-squelettique peut être observée. Plusieurs études ont analysé la marche de personnes ATF sur sol plat et sur des activités supérieures de marche, permettant de mettre en avant des adaptations biomécaniques lors de la déambulation quotidienne avec prothèse fémorale. Ce travail a permis de préciser certains aspects peu explorés relatifs aux capacités d'adaptation locomotrices des ATF dans différentes situations quotidiennes de marche. Ainsi dans un contexte d'amélioration des performances à la marche, les ATF diminuaient l'asymétrie du balancement latéral du tronc et augmentaient la mobilité du bassin dans le plan frontal. Puis, l'étude de la coordination croisée entre membre supérieur et membre inférieur opposé en situation de marche sur dévers a permis de montrer des asymétries de coordination entre les côtés pouvant varier en fonction du pied d'appui (prothétique/intact). Enfin, il a été observé dans une population ATF d'un bon niveau de mobilité et utilisant des genoux récents à microprocesseur, que le stress mécanique appliqué sur la jambe intacte peut être réduit, malgré l'augmentation de la vitesse de marche, comparativement à une population non pathologique.

De manière globale, les adaptations réalisées par les ATF répondent à des problématiques fonctionnelles liées aux limites du matériel prothétique par rapport au niveau de sensation et de contrôle à leur disposition pour réaliser la tâche locomotrice visée.

L'intérêt de l'analyse quantifiée de la marche dans ce type de contexte est de fournir un suivi objectif de l'évolution de paramètres cinématiques et dynamiques au cours du temps. La détection de facteurs prédisposant à la perte de mobilité ou à la dégénérescence précoce du système musculo-squelettique lors de la marche permet d'orienter efficacement la prise en charge pour répondre aux objectifs de vie de l'ATF. Une approche centrée sur la fonction dans l'analyse et la rédaction du compte-rendu permettrait de faciliter le lien vers les répercussions cliniques.

Références bibliographiques

- Abbas, R. L., D. Cooreman, H. Al Sultan, M. El Nayal, I. M. Saab and A. El Khatib (2021). "The Effect of Adding Virtual Reality Training on Traditional Exercise Program on Balance and Gait in Unilateral, Traumatic Lower Limb Amputee." Games Health J **10**(1): 50-56.
- Aboyans, V., J.-B. Ricco, M.-L. E. L. Bartelink, M. Björck, M. Brodmann, T. Cohnert, J.-P. Collet, M. Czerny, M. De Carlo, S. Debus, C. Espinola-Klein, T. Kahan, S. Kownator, L. Mazzolai, A. R. Naylor, M. Roffi, J. Röther, M. Sprynger, M. Tendera, G. Tepe, M. Venermo, C. Vlachopoulos, I. Desormais and E. S. D. Group (2017). "2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS): Document covering atherosclerotic disease of extracranial carotid and vertebral, mesenteric, renal, upper and lower extremity arteries Endorsed by: the European Stroke Organization (ESO) The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases of the European Society of Cardiology (ESC) and of the European Society for Vascular Surgery (ESVS)." European Heart Journal **39**(9): 763-816.
- Alsancak, S., S. Guner and F. Celebi (2021). "The effects of domestic mechanical knee joints on pelvic motion in transfemoral amputees." Disabil Rehabil Assist Technol **16**(5): 446-452.
- Anderson, J., S. King, A. Przybyla, L. Ranganath and G. Barton (2018). "Reduction of frontal plane knee load caused by lateral trunk lean depends on step width." Gait Posture **61**: 483-487.
- Armand, S. (2005). Analyse Quantifiée de la Marche: extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.
- Arvin, M., J. H. van Dieen and S. M. Bruijn (2016). "Effects of constrained trunk movement on frontal plane gait kinematics." J Biomech **49**(13): 3085-3089.
- Balk, E. M., A. Gazula, G. Markozannes, H. J. Kimmel, I. J. Saldanha, L. J. Resnik and T. A. Trikalinos (2018). Lower Limb Prostheses: Measurement Instruments, Comparison of Component Effects by Subgroups, and Long-Term Outcomes. Rockville (MD).
- Batten, H. R., S. M. McPhail, A. M. Mandrusiak, P. N. Varghese and S. S. Kuys (2019). "Gait speed as an indicator of prosthetic walking potential following lower limb amputation." Prosthet Orthot Int **43**(2): 196-203.
- Becker, F. (2016). "Artériopathie oblitérante des membres inférieurs." Journal des Maladies Vasculaires **41**(2): 96.
- Bernstein, N. A. (1967). On the co-ordination and regulation of movements.
- Berthoz, A. (1991). "Le problème des référentiels dans la perception et le contrôle du mouvement." De la physiologie à la cognition, DGA Science et Défense, Paris, Dunod: 281-300.
- Bonnet, X., C. Villa, P. Fode, F. Lavaste and H. Pillet (2014). "Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity." Proc Inst Mech Eng H **228**(1): 60-66.

Bourigua, I., E. M. Simoneau, S. Leteneur, C. Gillet, G. Ido and F. Barbier (2014). "Chronic low back pain sufferers exhibit freezing-like behaviors when asked to move their trunk as fast as possible." Spine J **14**(7): 1291-1299.

Brasil-Neto, J. P., J. Valls-Sole, A. Pascual-Leone, A. Cammarota, V. E. Amassian, R. Cracco, P. Maccabee, J. Cracco, M. Hallett and L. G. Cohen (1993). "Rapid modulation of human cortical motor outputs following ischaemic nerve block." Brain **116 (Pt 3)**: 511-525.

Brooke, J. (1995). "SUS: A quick and dirty usability scale." Usability Eval. Ind. **189**.

Bruijn, S. M. and J. H. van Dieen (2018). "Control of human gait stability through foot placement." J R Soc Interface **15**(143).

Burcak, B., B. Kesikburun, B. F. Koseoglu, O. Oken and A. Dogan (2021). "Quality of life, body image, and mobility in lower-limb amputees using high-tech prostheses: A pragmatic trial." Ann Phys Rehabil Med **64**(1): 101405.

Butowicz, C. M., J. C. Acasio, C. L. Dearth and B. D. Hendershot (2018). "Trunk muscle activation patterns during walking among persons with lower limb loss: Influences of walking speed." J Electromyogr Kinesiol **40**: 48-55.

Butowicz, C. M., J. C. Acasio, S. P. Silfies, M. A. Nussbaum and B. D. Hendershot (2019). "Chronic low back pain influences trunk neuromuscular control during unstable sitting among persons with lower-limb loss." Gait Posture **74**: 236-241.

Butowicz, C. M., C. L. Dearth and B. D. Hendershot (2017). "Impact of Traumatic Lower Extremity Injuries Beyond Acute Care: Movement-Based Considerations for Resultant Longer Term Secondary Health Conditions." Adv Wound Care (New Rochelle) **6**(8): 269-278.

Butowicz, C. M., R. L. Krupenevich, J. C. Acasio, C. L. Dearth and B. D. Hendershot (2020). "Relationships between mediolateral trunk-pelvic motion, hip strength, and knee joint moments during gait among persons with lower limb amputation." Clin Biomech (Bristol, Avon) **71**: 160-166.

Camilleri, A. (2011). "L'amputation transfémorale. Principes chirurgicaux." Le Journal de l'orthopédie(41): 1823-1827.

Camilleri, A., P. Anract, G. Missenard, J. Larivière and D. Ménager (2000). "Amputations et désarticulations des membres." Membre inférieur. Encycl Méd Chir (Editions Médicales et Scientifiques Eselvier SAS, Paris), Techniques chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie **27**: 44-109.

Campos, M. P. O., B. J. Hassan, R. Riechelmann and A. Del Giglio (2011). "Cancer-related fatigue: a practical review." Ann Oncol **22**(6): 1273-1279.

Cao, W., H. Yu, Q. Meng, W. Chen and S. Li (2018). "Plantar pressure analysis of above-knee amputee with a developed microprocessor-controlled prosthetic knee." Acta Bioeng Biomech **20**(4): 33-40.

Carse, B., H. Scott, L. Brady and J. Colvin (2020). "A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics, kinetics and oxygen consumption measures." Gait Posture **75**: 98-104.

Castiglia, S. F., A. Ranavolo, T. Varrecchia, C. De Marchis, A. Tatarelli, F. Magnifica, L. Fiori, C. Conte, F. Draicchio, S. Conforto and M. Serrao (2020). "Pelvic obliquity as a compensatory mechanism leading to lower energy recovery: Characterization among the types of prostheses in subjects with transfemoral amputation." Gait Posture **80**: 280-284.

Chen, M. C., S. S. Lee, Y. L. Hsieh, S. J. Wu, C. S. Lai and S. D. Lin (2008). "Influencing factors of outcome after lower-limb amputation: a five-year review in a plastic surgical department." Ann Plast Surg **61**(3): 314-318.

Chiche, L. and M. Menant (2012). "Traitements chirurgical et endovasculaire de l'AOMI." Réalités cardiologiques **286**; Avril 2012.

Chui, K. C., M. Jorge, S.-C. Yen and M. M. Lusardi (2019). Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation E-Book, Elsevier Health Sciences.

Curtze, C., A. L. Hof, K. Postema and B. Otten (2011). "Over rough and smooth: amputee gait on an irregular surface." Gait Posture **33**(2): 292-296.

Cutti, A. G., G. Verni, G. L. Migliore, A. Amoresano and M. Raggi (2018). "Reference values for gait temporal and loading symmetry of lower-limb amputees can help in refocusing rehabilitation targets." J Neuroeng Rehabil **15**(Suppl 1): 61.

D'Angelo, M., S. Narayanan, D. B. Reynolds, S. Kotowski and S. Page (2010). "Application of virtual reality to the rehabilitation field to aid amputee rehabilitation: findings from a systematic review." Disabil Rehabil Assist Technol **5**(2): 136-142.

Day, J. W., G. L. Smidt and T. Lehmann (1984). "Effect of pelvic tilt on standing posture." Phys Ther **64**(4): 510-516.

de Leva, P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." J Biomech **29**(9): 1223-1230.

De Marchis, C., S. Ranaldi, M. Serrao, A. Ranavolo, F. Draicchio, F. Lacquaniti and S. Conforto (2019). "Modular motor control of the sound limb in gait of people with trans-femoral amputation." J Neuroeng Rehabil **16**(1): 132.

Decoufour, N. (2010). Adaptations du geste du rameur expert à l'augmentation de la cadence sur ergomètre, Université de valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Demeco, A., A. Frizziero, C. Nuresi, G. Buccino, F. Pisani, C. Martini, R. Foresti and C. Costantino (2023). "Gait Alteration in Individual with Limb Loss: The Role of Inertial Sensors." Sensors (Basel) **23**(4).

Devan, H., P. Hendrick, D. C. Ribeiro, L. A. Hale and A. Carman (2014). "Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation?" Med Hypotheses **82**(1): 77-85.

Dillingham, T. R., L. E. Pezzin and E. J. MacKenzie (2002). "Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States." South Med J **95**(8): 875-883.

Dixon, P. C. and D. J. Pearsall (2010). "Gait dynamics on a cross-slope walking surface." J Appl Biomech **26**(1): 17-25.

- Donker, S. F. and P. J. Beek (2002). "Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity." Acta Psychol (Amst) **110**(2-3): 265-288.
- Dunphy, C., S. Casey, A. Lomond and D. Rutherford (2016). "Contralateral pelvic drop during gait increases knee adduction moments of asymptomatic individuals." Hum Mov Sci **49**: 27-35.
- Ehde, D. M., D. G. Smith, J. M. Czerniecki, K. M. Campbell, D. M. Malchow and L. R. Robinson (2001). "Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations." Arch Phys Med Rehabil **82**(6): 731-734.
- Engsberg, J. R., K. H. Bridwell, A. K. Reitenbach, M. L. Urich, C. Baldus, K. Blanke and L. G. Lenke (2001). "Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls." Spine (Phila Pa 1976) **26**(18): 2020-2028.
- Ephraim, P. L., S. T. Wegener, E. J. MacKenzie, T. R. Dillingham and L. E. Pezzin (2005). "Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey." Arch Phys Med Rehabil **86**(10): 1910-1919.
- Erstad, D. J., J. Ready, J. Abraham, M. L. Ferrone, M. M. Bertagnolli, E. H. Baldini and C. P. Raut (2018). "Amputation for Extremity Sarcoma: Contemporary Indications and Outcomes." Ann Surg Oncol **25**(2): 394-403.
- Escamilla-Nunez, R., A. Michelini and J. Andrysek (2020). "Biofeedback systems for gait rehabilitation of individuals with lower-limb amputation: a systematic review." Sensors **20**(6): 1628.
- Esquenazi, A. (2014). "Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation." Phys Med Rehabil Clin N Am **25**(1): 153-167.
- Fatone, S., R. Stine, R. Caldwell, J. Angelico, S. A. Gard, M. Oros and M. J. Major (2022). "Comparison of Ischial Containment and Subischial Sockets Effect on Gait Biomechanics in People With Transfemoral Amputation: A Randomized Crossover Trial." Arch Phys Med Rehabil.
- Favre, J., J. C. Erhart-Hledik, E. F. Chehab and T. P. Andriacchi (2016). "General scheme to reduce the knee adduction moment by modifying a combination of gait variables." J Orthop Res **34**(9): 1547-1556.
- Fujiwara, A., T.-H. Lim, H. S. An, N. Tanaka, C.-H. Jeon, G. B. Andersson and V. M. Haughton (2000). "The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine." Spine **25**(23): 3036-3044.
- G. Hordacre, B., M. C. Ridding and L. V. Bradnam (2016). "The potential for non-invasive brain stimulation to improve function after amputation." Disability and Rehabilitation **38**(15): 1521-1532.
- Gailey, R., I. Gaunard, M. Raya, N. Kirk-Sanchez, L. M. Prieto-Sanchez and K. Roach (2020). "Effectiveness of an Evidence-Based Amputee Rehabilitation Program: A Pilot Randomized Controlled Trial." Phys Ther **100**(5): 773-787.

- Gailey, R. S., K. E. Roach, E. B. Applegate, B. Cho, B. Cunniffe, S. Licht, M. Maguire and M. S. Nash (2002). "The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate." Arch Phys Med Rehabil **83**(5): 613-627.
- Gale, T., S. Yang, R. McGough, G. Fiedler and W. Anderst (2020). "Motion of the residual femur within the socket during gait is associated with patient-reported problems in transfemoral amputees." Journal of Biomechanics **112**: 110050.
- Gale, T., S. Yang, R. McGough, G. Fiedler and W. Anderst (2021). "Residual limb shear strain during gait is correlated with patient reported outcomes for persons with transfemoral amputation." Journal of Biomechanics **129**: 110826.
- Gillet, C., J. Duboy, F. Barbier, S. Armand, R. Jeddi, F. X. Lepoutre and P. Allard (2003). "Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait." Am J Phys Med Rehabil **82**(2): 101-109.
- Gimmon, Y., R. Riemer, H. Rashed, A. Shapiro, R. Debi, I. Kurz and I. Melzer (2015). "Age-related differences in pelvic and trunk motion and gait adaptability at different walking speeds." J Electromyogr Kinesiol **25**(5): 791-799.
- Gonzalez-Rubio, M., N. F. Velasquez and G. Torres-Oviedo (2019). "Explicit Control of Step Timing During Split-Belt Walking Reveals Interdependent Recalibration of Movements in Space and Time." Front Hum Neurosci **13**: 207.
- Gottschalk, F. (2016). "The importance of soft tissue stabilization in trans-femoral amputation : English version." Orthopade **45 Suppl 1**: S1-4.
- Gottschalk, F. A. and M. Stills (1994). "The biomechanics of trans-femoral amputation." Prosthet Orthot Int **18**(1): 12-17.
- Goujon-Pillet, H., E. Sapin, P. Fodé and F. Lavaste (2008). "Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait." Archives of physical medicine and rehabilitation **89**(1): 87-94.
- Haddad, J. M., R. E. van Emmerik, S. N. Whittlesey and J. Hamill (2006). "Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking." Gait Posture **23**(4): 429-434.
- Hahn, A., S. Bueschges, M. Prager and A. Kannenberg (2021). "The effect of microprocessor controlled exo-prosthetic knees on limited community ambulators: systematic review and meta-analysis." Disabil Rehabil: 1-19.
- Hak, L., J. H. van Dieen, P. van der Wurff and H. Houdijk (2014). "Stepping asymmetry among individuals with unilateral transtibial limb loss might be functional in terms of gait stability." Phys Ther **94**(10): 1480-1488.
- Hamill, J., R. E. van Emmerik, B. C. Heiderscheit and L. Li (1999). "A dynamical systems approach to lower extremity running injuries." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(5): 297-308.
- Handzic, I. and K. B. Reed (2015). "Perception of gait patterns that deviate from normal and symmetric biped locomotion." Front Psychol **6**: 199.
- Harandi, V. J., D. C. Ackland, R. Haddara, L. E. C. Lizama, M. Graf, M. P. Galea and P. V. S. Lee (2020). "Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees." Med Eng Phys **77**: 95-106.

HAS (2007). "Haute Autorité de Santé. Commission D'Evaluation Des Produits Et Prestations."

HAS (2007). "Prise en charge de l'artériopathie chronique oblitérante athéroscléreuse des membres inférieurs (indications médicamenteuses, de revascularisation et de rééducation)." Ann Dermatol Venereol **134**: 199-206.

Haute Autorité de Santé, H. A. S. (2019). *Prise en charge du patient présentant une lombalgie commune*. Saint-Denis La Plaine.

Heitzmann, D. W. W., J. Leboucher, J. Block, M. Gunther, C. Putz, M. Gotze, S. I. Wolf and M. Alimusaj (2020). "The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation." PLoS One **15**(9): e0238093.

Hendershot, B. D. and M. A. Nussbaum (2013). "Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance." Gait & posture **38**(3): 438-442.

Hewson, A., S. Dent and A. Sawers (2020). "Strength deficits in lower limb prosthesis users: A scoping review." Prosthet Orthot Int **44**(5): 323-340.

Highsmith, M. J., C. R. Andrews, C. Millman, A. Fuller, J. T. Kahle, T. D. Klenow, K. L. Lewis, R. C. Bradley and J. J. Orriola (2016). "Gait Training Interventions for Lower Extremity Amputees: A Systematic Literature Review." Technol Innov **18**(2-3): 99-113.

Highsmith, M. J., L. M. Goff, A. L. Lewandowski, S. Farrokhi, B. D. Hendershot, O. T. Hill, C. A. Rabago, E. Russell-Espinoza, J. J. Orriola and J. M. Mayer (2019). "Low back pain in persons with lower extremity amputation: a systematic review of the literature." Spine J **19**(3): 552-563.

Highsmith, M. J., J. T. Kahle, D. R. Bongiorno, B. S. Sutton, S. Groer and K. R. Kaufman (2010). "Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: A review of the literature." Prosthet Orthot Int **34**(4): 362-377.

Horak, F. B. and L. M. Nashner (1986). "Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations." J Neurophysiol **55**(6): 1369-1381.

Hordacre, B. and L. Bradnam (2013). "Reorganisation of primary motor cortex in a transtibial amputee during rehabilitation: a case report." Clin Neurophysiol **124**(9): 1919-1921.

Hordacre, B., L. V. Bradnam, C. Barr, B. L. Patriitti and M. Crotty (2015). "Intracortical inhibition is modulated by phase of prosthetic rehabilitation in transtibial amputees." Front Hum Neurosci **9**: 276.

Hordacre, B., L. V. Bradnam and M. Crotty (2017). "Reorganization of the primary motor cortex following lower-limb amputation for vascular disease: a pre-post-amputation comparison." Disabil Rehabil **39**(17): 1722-1728.

Hsu, M. J., D. H. Nielsen, S. J. Lin-Chan and D. Shurr (2006). "The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation." Arch Phys Med Rehabil **87**(1): 123-129.

Imam, B., W. C. Miller, H. C. Finlayson, J. J. Eng and T. Jarus (2017). "Incidence of lower limb amputation in Canada." Can J Public Health **108**(4): e374-e380.

Ippersiel, P., V. Shah and P. C. Dixon (2022). "The impact of outdoor walking surfaces on lower-limb coordination and variability during gait in healthy adults." Gait Posture **91**: 7-13.

Jaegers, S. M., J. H. Arendzen and H. J. de Jongh (1995). "Changes in hip muscles after above-knee amputation." Clin Orthop Relat Res(319): 276-284.

Jaegers, S. M., J. H. Arendzen and H. J. de Jongh (1996). "An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking." Clin Orthop Relat Res(328): 119-128.

Jarvis, H. L., N. D. Reeves, M. Twiste, R. D. Phillip, J. Etherington and A. N. Bennett (2021). "Can high-functioning amputees with state-of-the-art prosthetics walk normally? A kinematic and dynamic study of 40 individuals." Ann Phys Rehabil Med **64**(1): 101395.

Kahle, J. T. and M. J. Highsmith (2013). "Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: ischial containment versus brimless." J Rehabil Res Dev **50**(9): 1241-1252.

Kahle, J. T., R. M. Miro, L. T. Ho, M. R. Porter, D. J. Lura, S. L. Carey, P. Lunseth, A. E. Swanson and M. J. Highsmith (2021). "Effect of transfemoral prosthetic socket interface design on gait, balance, mobility, and preference: A randomized clinical trial." Prosthet Orthot Int **45**(4): 304-312.

Kannenbergh, A., B. Zacharias and E. Probsting (2014). "Benefits of microprocessor-controlled prosthetic knees to limited community ambulators: systematic review." J Rehabil Res Dev **51**(10): 1469-1496.

Kaufman, K. R., J. A. Levine, R. H. Brey, B. K. Iverson, S. K. McCrady, D. J. Padgett and M. J. Joyner (2007). "Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees." Gait Posture **26**(4): 489-493.

Kerlirzin, Y., G. Dietrich and S. Vieilledent (2009). Le contrôle moteur: organisation et contrôle du mouvement, Presses universitaires de France.

Klotz, R., B. Colobert, M. Botino and I. Permentiers (2011). "Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee." Ann Phys Rehabil Med **54**(7): 399-410.

Kobayashi, T., M. Hu, R. Amma, G. Hisano, H. Murata, D. Ichimura and H. Hobara (2022). "Effects of walking speed on magnitude and symmetry of ground reaction forces in individuals with transfemoral prosthesis." J Biomech **130**: 110845.

Kobayashi, T., M. S. Orendurff and D. A. Boone (2013). "Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses: case series." J Biomech **46**(14): 2539-2545.

Kowal, M., S. Winiarski, E. Gieysztor, A. Kolcz, K. Walewicz, W. Borowicz, A. Rutkowska-Kucharska and M. Paprocka-Borowicz (2021). "Symmetry function in gait pattern analysis in patients after unilateral transfemoral amputation using a mechanical or microprocessor prosthetic knee." J Neuroeng Rehabil **18**(1): 9.

Krajchich, J. I. (1998). "Lower-limb deficiencies and amputations in children." J Am Acad Orthop Surg **6**(6): 358-367.

- Krishnan, C., E. P. Washabaugh, C. E. Reid, M. M. Althoen and R. Ranganathan (2018). "Learning new gait patterns: Age-related differences in skill acquisition and interlimb transfer." Exp Gerontol **111**: 45-52.
- Kulkarni, J., W. J. Gaine, J. G. Buckley, J. J. Rankine and J. Adams (2005). "Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees." Clin Rehabil **19**(1): 81-86.
- Kurz, M. J. and N. Stergiou (2002). "Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase." J Biomech **35**(3): 369-374.
- Kutzner, I., A. Trepczynski, M. O. Heller and G. Bergmann (2013). "Knee adduction moment and medial contact force—facts about their correlation during gait." PloS one **8**(12): e81036.
- Laboratories, A. T. S. C. o. P. S. f. C. P. F. (2002). "ATS statement: guidelines for the six-minute walk test." Am J Respir Crit Care Med **166**(1): 111-117.
- Latash, M. L., J. P. Scholz and G. Schoner (2007). "Toward a new theory of motor synergies." Motor Control **11**(3): 276-308.
- Lee, I. C., M. M. Pacheco, M. D. Lewek and H. Huang (2020). "Perceiving amputee gait from biological motion: kinematics cues and effect of experience level." Sci Rep **10**(1): 17093.
- Leroux, A., J. Fung and H. Barbeau (2002). "Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies." Gait Posture **15**(1): 64-74.
- Leteneur, S., C. Gillet, H. Sadeghi, P. Allard and F. Barbier (2009). "Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait." Clin Biomech (Bristol, Avon) **24**(2): 190-195.
- Liang, F. Y., F. Gao, J. Cao, S. W. Law and W. H. Liao (2022). "Gait Synergy Analysis and Modeling on Amputees and Stroke Patients for Lower Limb Assistive Devices." Sensors (Basel) **22**(13).
- Lin, S. J. and N. H. Bose (2008). "Six-minute walk test in persons with transtibial amputation." Arch Phys Med Rehabil **89**(12): 2354-2359.
- Liu, C. and J. M. Finley (2020). "Asymmetric gait patterns alter the reactive control of intersegmental coordination patterns in the sagittal plane during walking." PLoS One **15**(5): e0224187.
- Liu, D. and E. Todorov (2007). "Evidence for the flexible sensorimotor strategies predicted by optimal feedback control." J Neurosci **27**(35): 9354-9368.
- Lloyd, C. H., S. J. Stanhope, I. S. Davis and T. D. Royer (2010). "Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait." Gait Posture **32**(3): 296-300.
- Luft, A. R., G. V. Smith, L. Forrester, J. Whittall, R. F. Macko, T. K. Hauser, A. P. Goldberg and D. F. Hanley (2002). "Comparing brain activation associated with isolated upper and lower limb movement across corresponding joints." Hum Brain Mapp **17**(2): 131-140.
- Mahon, C. E., C. M. Butowicz, C. L. Dearth and B. D. Hendershot (2020). "Changes in Trunk and Pelvis Motion Among Persons With Unilateral Lower Limb Loss During the First Year of Ambulation." Arch Phys Med Rehabil **101**(3): 426-433.
- Makin, T. R. and H. Flor (2020). "Brain (re)organisation following amputation: Implications for phantom limb pain." Neuroimage **218**: 116943.

- McGibbon, C. A. and D. E. Krebs (2001). "Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait." J Neurophysiol **85**(5): 1923-1931.
- Mengelkoch, L. J., J. T. Kahle and M. J. Highsmith (2017). "Energy costs and performance of transfemoral amputees and non-amputees during walking and running: A pilot study." Prosthet Orthot Int **41**(5): 484-491.
- Meyns, P., S. M. Bruijn and J. Duysens (2013). "The how and why of arm swing during human walking." Gait Posture **38**(4): 555-562.
- Meyns, P., P. Van de Walle, K. Desloovere, S. Janssens, S. Van Sever and A. Hallemans (2020). "Age-related differences in interlimb coordination during typical gait: An observational study." Gait Posture **81**: 109-115.
- Mirabello, L., R. J. Troisi and S. A. Savage (2009). "Osteosarcoma incidence and survival rates from 1973 to 2004: data from the Surveillance, Epidemiology, and End Results Program." Cancer **115**(7): 1531-1543.
- Modest, J. M., J. E. Raducha, E. J. Testa and C. P. Ebersson (2020). "Management of Post-Amputation Pain." R I Med J (2013) **103**(4): 19-22.
- Morgenroth, D. C., A. C. Gellhorn and P. Suri (2012). "Osteoarthritis in the disabled population: a mechanical perspective." PM R **4**(5 Suppl): S20-27.
- Morgenroth, D. C., M. S. Orendurff, A. Shakir, A. Segal, J. Shofer and J. M. Czerniecki (2010). "The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees." American journal of physical medicine & rehabilitation **89**(8): 635-643.
- Morris, C. D., B. K. Potter, E. A. Athanasian and V. O. Lewis (2015). "Extremity amputations: principles, techniques, and recent advances." Instr Course Lect **64**: 105-117.
- Mussig, J. A., T. Brauner, I. Kroger, P. A. Varady, A. Brand, I. Klopfer-Kramer, S. Simmel, T. Horstmann and P. Augat (2019). "Relation between the amount of daily activity and gait quality in transfemoral amputees." Int J Rehabil Res **42**(2): 139-144.
- Nelson, W. L. (1983). "Physical principles for economies of skilled movements." Biol Cybern **46**(2): 135-147.
- Persine, S., S. Leteneur, C. Gillet, J. Bassement, F. Charlate and E. Simoneau-Buessinger (2022). "Walking abilities improvements are associated with pelvis and trunk kinematic adaptations in transfemoral amputees after rehabilitation." Clin Biomech (Bristol, Avon) **94**: 105619.
- Persine, S., S. Leteneur, C. Gillet, J. Bassement, F. Charlaté and E. Simoneau-Buessinger (2023). "Kinetic adaptations of the intact limb in transfemoral amputees using a microprocessor prosthetic knee." Gait & Posture.
- Persine, S., E. Simoneau-Buessinger, F. Charlate, J. Bassement, C. Gillet, N. Decoufour and S. Leteneur (2023). "Transfemoral amputees adapt their gait during cross-slope walking with specific upper-lower limb coordination." Gait Posture **105**: 171-176.

Piéron, H. (1951). "Vocabulaire de la psychologie [Dictionary of psychology]." Paris, France: Presses Universitaires de France.

Podsiadlo, D. and S. Richardson (1991). "The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons." J Am Geriatr Soc **39**(2): 142-148.

Pradon, D. and N. Roche (2009). "Utilisation et pertinence des systèmes 3D pour la quantification du mouvement: Analyse de la marche chez les patients." Kinésithérapie, la Revue **9**(85): 35-36.

Queen, R., L. Dickerson, S. Ranganathan and D. Schmitt (2020). "A novel method for measuring asymmetry in kinematic and kinetic variables: The normalized symmetry index." J Biomech **99**: 109531.

Russell Esposito, E. and J. M. Wilken (2014). "The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations." Gait Posture **40**(4): 640-646.

Rutkowska-Kucharska, A., M. Kowal and S. Winiarski (2018). "Relationship between Asymmetry of Gait and Muscle Torque in Patients after Unilateral Transfemoral Amputation." Appl Bionics Biomech **2018**: 5190816.

Sagawa, Y., Jr., K. Turcot, S. Armand, A. Thevenon, N. Vuillerme and E. Watelain (2011). "Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review." Gait Posture **33**(4): 511-526.

Saha, D., S. Gard and S. Fatone (2008). "The effect of trunk flexion on able-bodied gait." Gait Posture **27**(4): 653-660.

Sahyoun, C., A. Floyer-Lea, H. Johansen-Berg and P. M. Matthews (2004). "Towards an understanding of gait control: brain activation during the anticipation, preparation and execution of foot movements." Neuroimage **21**(2): 568-575.

Samuelsson, K. A., O. Toytari, A. L. Salminen and A. Brandt (2012). "Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review." Prosthet Orthot Int **36**(2): 145-158.

Sawers, A. B. and B. J. Hafner (2013). "Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review." J Rehabil Res Dev **50**(3): 273-314.

Schaarschmidt, M., S. W. Lipfert, C. Meier-Gratz, H. C. Scholle and A. Seyfarth (2012). "Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees." Hum Mov Sci **31**(4): 907-917.

Schafer, Z. A., J. L. Perry and N. Vanicek (2018). "A personalised exercise programme for individuals with lower limb amputation reduces falls and improves gait biomechanics: A block randomised controlled trial." Gait Posture **63**: 282-289.

Schley, M. T., P. Wilms, S. Toepfner, H. P. Schaller, M. Schmelz, C. J. Konrad and N. Birbaumer (2008). "Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees." J Trauma **65**(4): 858-864.

Schwenkreis, P., B. Pleger, B. Cornelius, U. Weyen, R. Dertwinkel, M. Zenz, J. P. Malin and M. Tegenthoff (2003). "Reorganization in the ipsilateral motor cortex of patients with lower limb amputation." Neurosci Lett **349**(3): 187-190.

Seth, M., R. T. Pohlig, G. E. Hicks and J. M. Sions (2022). "Clinical mobility metrics estimate and characterize physical activity following lower-limb amputation." BMC Sports Sci Med Rehabil **14**(1): 124.

Sheehan, R. C., C. A. Rabago, J. H. Rylander, J. B. Dingwell and J. M. Wilken (2016). "Use of Perturbation-Based Gait Training in a Virtual Environment to Address Mediolateral Instability in an Individual With Unilateral Transfemoral Amputation." Phys Ther **96**(12): 1896-1904.

Sinitski, E. H., E. D. Lemaire, N. Baddour, M. Besemann, N. Dudek and J. S. Hebert (2021). "Maintaining stable transtibial amputee gait on level and simulated uneven conditions in a virtual environment." Disabil Rehabil Assist Technol **16**(1): 40-48.

Sions, J. M., E. H. Beisheim, T. J. Manal, S. C. Smith, J. R. Horne and F. B. Sarlo (2018). "Differences in Physical Performance Measures Among Patients With Unilateral Lower-Limb Amputations Classified as Functional Level K3 Versus K4." Arch Phys Med Rehabil **99**(7): 1333-1341.

Sjodahl, C., G. B. Jarnlo, B. Soderberg and B. M. Persson (2002). "Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education." Prosthet Orthot Int **26**(2): 101-112.

Sjodahl, C., G. B. Jarnlo, B. Soderberg and B. M. Persson (2003). "Pelvic motion in trans-femoral amputees in the frontal and transverse plane before and after special gait re-education." Prosthet Orthot Int **27**(3): 227-237.

Stief, F., J. Holder, Z. Feja, A. Lotfolahpour, A. Meurer and J. Wilke (2021). "Impact of subject-specific step width modification on the knee and hip adduction moments during gait." Gait Posture **89**: 161-168.

Stimpson, K. H., L. N. Heitkamp, J. S. Horne and J. C. Dean (2018). "Effects of walking speed on the step-by-step control of step width." J Biomech **68**: 78-83.

Struyf, P. A., C. M. van Heugten, M. W. Hitters and R. J. Smeets (2009). "The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees." Arch Phys Med Rehabil **90**(3): 440-446.

Sturk, J. A., E. D. Lemaire, E. Sinitski, N. L. Dudek, M. Besemann, J. S. Hebert and N. Baddour (2018). "Gait differences between K3 and K4 persons with transfemoral amputation across level and non-level walking conditions." Prosthet Orthot Int **42**(6): 626-635.

Sturk, J. A., E. D. Lemaire, E. H. Sinitski, N. L. Dudek, M. Besemann, J. S. Hebert and N. Baddour (2019). "Maintaining stable transfemoral amputee gait on level, sloped and simulated uneven conditions in a virtual environment." Disabil Rehabil Assist Technol **14**(3): 226-235.

Su, P. F., S. A. Gard, R. D. Lipschutz and T. A. Kuiken (2008). "Differences in gait characteristics between persons with bilateral transtibial amputations, due to peripheral vascular disease and trauma, and able-bodied ambulators." Arch Phys Med Rehabil **89**(7): 1386-1394.

Tatarelli, A., M. Serrao, T. Varrecchia, L. Fiori, F. Draicchio, A. Silveti, S. Conforto, C. De Marchis and A. Ranavolo (2020). "Global Muscle Coactivation of the Sound Limb in Gait of People with Transfemoral and Transtibial Amputation." Sensors (Basel) **20**(9).

Team, R. C. (2013). "R: A language and environment for statistical computing." R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.

Thomas-Pohla, M., D. Rogeza, L. Borrinia, D. Azoulayb, L. Darmona and É. Lapeyrea (2015). "Les genoux prothétiques: avancées technologiques et modalités de prise en charge chez l'amputé militaire." médecine et armées **43**(4): 383-388.

Thorstensson, A., J. Nilsson, H. Carlson and M. R. Zomlefer (1984). "Trunk movements in human locomotion." Acta Physiol Scand **121**(1): 9-22.

Traballesi, M., A. S. Delussu, T. Averna, R. Pellegrini, F. Paradisi and S. Brunelli (2011). "Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket." Gait & Posture **34**(2): 270-274.

UNIPOD (2015). "United National Institute for Prosthetics & Orthotics Development. A repository for quantitative information on the UK limbless population REFERRED for prosthetics treatment i.e. people without limb(s) due to limb loss (amputation) or congenital limb absence (present at birth) ." Manchester **10**.

van Schie, C. H. (2008). "Neuropathy: mobility and quality of life." Diabetes Metab Res Rev **24 Suppl 1**: S45-51.

Varrecchia, T., M. Serrao, M. Rinaldi, A. Ranavolo, S. Conforto, C. De Marchis, A. Simonetti, I. Poni, S. Castellano, A. Silveti, A. Tatarelli, L. Fiori, C. Conte and F. Draicchio (2019). "Common and specific gait patterns in people with varying anatomical levels of lower limb amputation and different prosthetic components." Hum Mov Sci **66**: 9-21.

Veneman, J. F., J. Menger, E. H. van Asseldonk, F. C. van der Helm and H. van der Kooij (2008). "Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics." Gait Posture **28**(1): 157-163.

Villa, C. (2014). Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers-ENSAM.

Villa, C., I. Loiret, K. Langlois, X. Bonnet, F. Lavaste, P. Fode and H. Pillet (2017). "Cross-Slope and Level Walking Strategies During Swing in Individuals With Lower Limb Amputation." Arch Phys Med Rehabil **98**(6): 1149-1157.

Villa, C., H. Pillet, P. Fode, J. Paysant, C. Sauret, N. Martinet and F. Lavaste (2012). "Gait analysis of amputee people in limiting situations of daily living." Comput Methods Biomech Biomed Engin **15 Suppl 1**: 175-176.

Vrieling, A. H., H. G. van Keeken, T. Schoppen, A. L. Hof, B. Otten, J. P. Halbertsma and K. Postema (2009). "Gait adjustments in obstacle crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation." Clin Rehabil **23**(7): 659-671.

Wallard, L. (2014). Étude de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs, Université René Descartes-Paris V.

- Wallard, L., S. Boulet, O. Cornu, J. E. Dubuc, P. Mahaudens, D. Postlethwaite, M. Van Cauter and C. Detrembleur (2018). "Intersegmental kinematics coordination in unilateral peripheral and central origin: Effect on gait mechanism?" Gait Posture **62**: 124-131.
- Wallard, L., G. Dietrich, Y. Kerlirzin and J. Bredin (2016). "Apprentissage moteur et contrôle postural chez l'enfant - Activité physique régulière et contrôle postural." In Paillard, T. (Eds), Posture et équilibration humaines, collections Posture, équilibre et mouvement. De Boeck Solal **183-89**.
- Wang, Y. and M. Srinivasan (2014). "Stepping in the direction of the fall: the next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking." Biol Lett **10**(9).
- Watelain, E., J. Froger, M. Rousseaux, G. Lensel, F. Barbier, F. X. Lepoutre and A. Thevenon (2005). "Variability of video-based clinical gait analysis in hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties." J Rehabil Med **37**(5): 317-324.
- Waters, R. L., J. Perry, D. Antonelli and H. Hislop (1976). "Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation." J Bone Joint Surg Am **58**(1): 42-46.
- Webster, J. B., K. N. Hakimi, R. M. Williams, A. P. Turner, D. C. Norvell and J. M. Czerniecki (2012). "Prosthetic fitting, use, and satisfaction following lower-limb amputation: A prospective study." J Rehabil Res Dev **49**(10): 1453-1504.
- Wentink, E. C., E. C. Prinsen, J. S. Rietman and P. H. Veltink (2013). "Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking." J Neuroeng Rehabil **10**: 87.
- Werhahn, K. J., J. Mortensen, A. Kaelin-Lang, B. Boroojerdi and L. G. Cohen (2002). "Cortical excitability changes induced by deafferentation of the contralateral hemisphere." Brain **125**(Pt 6): 1402-1413.
- Winter, D. A., C. D. MacKinnon, G. K. Ruder and C. Wieman (1993). "An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait." Prog Brain Res **97**: 359-367.
- Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, Standardization and B. Terminology Committee of the International Society of (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics." J Biomech **35**(4): 543-548.
- Wu, G., F. C. van der Helm, H. E. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz and B. International Society of (2005). "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 **38**(5): 981-992.
- Ziegler-Graham, K., E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison and R. Brookmeyer (2008). "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050." Arch Phys Med Rehabil **89**(3): 422-429.

Annexes

Annexe 1 : Amputee Mobility Predictor Questionnaire (AMP), Gailey 2002

Amputee Mobility Predictor Questionnaire

Initial instructions:

Testee is seated in a hard chair with arms. The following maneuvers are tested with or without the use of the prosthesis. Advise the person of each task or group of tasks prior to performance. Please avoid unnecessary chatter throughout the test. Safety first, no task should be performed if either the tester or testee is uncertain of a safe outcome.

The Right Limb is: PF TT KD TF HD intact. The Left Limb is: PF TT KD TF HD intact.

1. Sitting balance: sit forward in a chair with arms folded across chest for 60s.	Cannot sit upright independently for 60s Can sit upright independently for 60s	= 0 = 1	_____
2. Sitting reach: reach forward and grasp the ruler. (Tester holds ruler 12in beyond extended arms midline to the sternum.)	Does not attempt Cannot grasp or requires arm support Reaches forward and successfully grasps item	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
3. Chair to chair transfer: 2 chairs at 90°. Pt may choose direction and use their upper extremities.	Cannot do or requires physical assistance Performs independently, but appears unsteady Performs independently, appears to be steady and safe	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
4. Arises from a chair: ask pt to fold arms across chest and stand. If unable, use arms or assistive device.	Unable without help (physical assistance) Able, uses arms/assist device to help Able, without using arms	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
5. Attempts to arise from a chair (stopwatch ready): if attempt in no. 4 was without arms then ignore and allow another attempts without penalty.	Unable without help (physical assistance) Able requires >1 attempt Able to rise 1 attempt	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
6. Immediate standing balance (first 5s): begin timing immediately.	Unsteady (staggers, moves foot, sways) Steady using walking aid or other support Steady without walker or other support	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
7. Standing balance (30s) (stopwatch ready): For items nos. 7 & 8, first attempt is without assistive device. If support is required, allow after first attempt.	Unsteady Steady but uses walking aid or other support Standing without support	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
8. Single-limb standing balance (stopwatch ready): time the duration of single limb standing on both the sound and prosthetic limb up to 30s. Grade the quality, not the time.	Nonprosthetic side Unsteady Steady but uses walking aid or other support for 30s Single-limb standing without support for 30s	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
Sound side ____ seconds	Prosthetic Side Unsteady Steady but uses walking aid or other support for 30s Single-limb standing without support for 30s	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
Prosthetic side ____ seconds	Does not attempt Cannot grasp or requires arm support on assistive device	= 0 = 1	_____ _____
9. Standing reach: reach forward and grasp the ruler. (Tester holds ruler 12in beyond extended arm(s) midline to the sternum.)	Reaches forward and successfully grasps item no support	= 2	_____
10. Nudge test (subject at maximum position #7): with feet as close together as possible, examiner pushes firmly on subject's sternum with palm of hand 3 times (toes should rise).	Begins to fall Staggers, grabs, catches self, or uses assistive device Steady	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
11. Eyes closed (at maximum position #7): if support is required grade as unsteady.	Unsteady or grips assistive device Steady without any use of assistive device	= 0 = 1	_____ _____
12. Picking up objects off the floor (pick up a pencil off the floor placed midline 12in in front of foot).	Unable to pick up object and return to standing Performs with some help (table, chair, walking aid, etc) Performs independently (without help from object or person)	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
13. Sitting down: ask pt to fold arms across chest and sit. If unable, use arm or assistive device.	Unsafe (misjudged distance, falls into chair) Uses arms, assistive device, or not a smooth motion Safe, smooth motion	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
14. Initiation of gait (immediately after told to "go").	Any hesitancy or multiple attempts to start No hesitancy	= 0 = 1	_____ _____
15. Step length and height: walk a measured distance of 12ft twice (up and back). Four scores are required or 2 scores (a & b) for each leg. "Marked deviation" is defined as extreme substitute movements to permit clearing the floor.	a. Swing foot Does not advance a minimum of 12in Advances a minimum of 12in	= 0 = 1	_____ _____ _____
b. Foot clearance	Foot does not completely clear floor without deviation Foot completely clears floor without marked deviation	= 0 = 1	_____ _____ _____
16. Step continuity.	Stopping or discontinuity between steps (stop & go gait) Steps appear continuous	= 0 = 1	_____ _____
17. Turning: 180° turn when returning to chair.	Unable to turn, requires intervention to prevent falling Greater than 3 steps but completes task without intervention No more than 3 continuous steps with or without assistive aid	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
18. Variable cadence: walk a distance of 12ft fast as safely as possible 4 times. (Speeds may vary from slow to fast and fast to slow, varying cadence.)	Unable to vary cadence in a controlled manner Asymmetrical increase in cadence controlled manner Symmetrical increase in speed in a controlled manner	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
19. Stepping over obstacle: place a movable box of 4in in height in the walking path.	Cannot step over the box Catches foot, interrupts stride Steps over without interrupting stride	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
20. Stairs (must have at least 2 steps): try to go up and down these stairs without holding on to the railing. Don't hesitate to permit pt to hold on to rail. Safety first, if examiner feels that any risk in involved omit and score as 0.	Ascending Unsteady, cannot do One step at a time, or must hold on to railing or device Steps over step, does not hold onto the railing or device	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
	Descending Unsteady, cannot do One step at a time, or must hold on to railing or device Steps over step, does not hold onto the railing or device	= 0 = 1 = 2	_____ _____ _____
21. Assistive device selection: add points for the use of an assistive device if used for 2 or more items. If testing without prosthesis use of appropriate assistive device is mandatory.	Bed bound Wheelchair Walker Crutches (axillary or forearm) Cane (straight or quad) None	= 0 = 1 = 2 = 3 = 4 = 5	_____ _____ _____ _____ _____ _____
	Total Score _____/47		

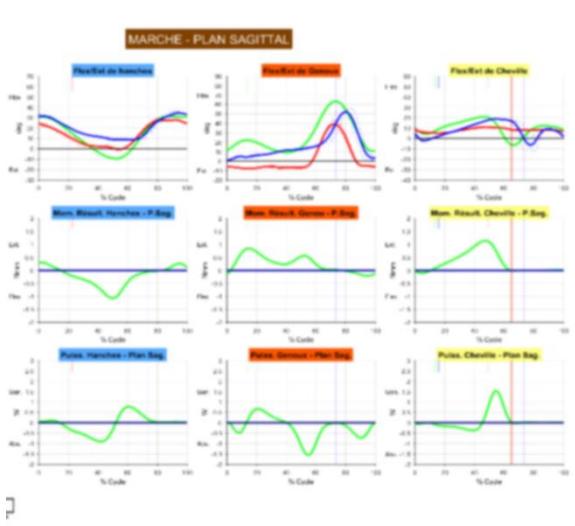
Trial no prosthesis with prosthesis Observer _____ Date _____

Annexe 2 : Parties d'un rapport d'AQM classique reprenant dans un tableau les paramètres spatio-temporels de marche, des courbes avec les données cinématiques et dynamiques, et un compte rendu écrit avec synthèse des résultats et interprétation médicale

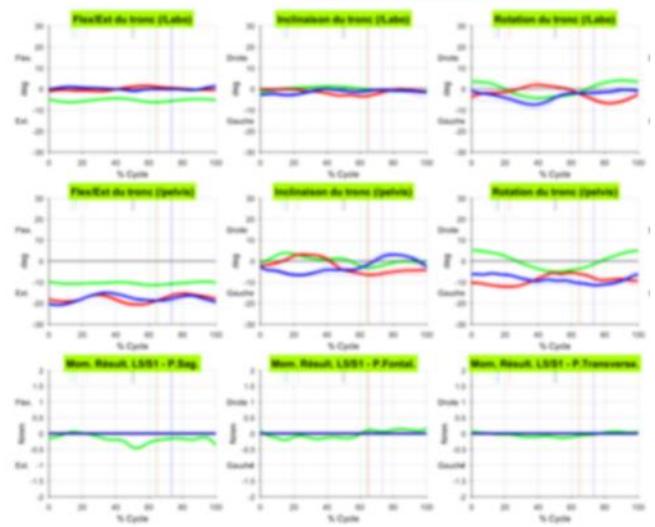
Paramètres Spatio-temporels :

	36.43 (0.37) Engren	36.43 (0.37) Engren	55.14 (2.46) Engren
cadence			
Durée	1.94 (0.00) s	2.00 (0.00) s	1.13 (0.00) s
Durée Décl App appr POG	0.31 (0.00) s	0.31 (0.00) s	0.16 (0.00) s
Durée Décl App appr POG	0.46 (0.01) s	0.46 (0.01) s	0.16 (0.00) s
Durée Rel Décl App appr POG	16.00 (2.52) %	15.96 (2.52) %	13.62 (2.39) %
Durée Rel Décl App appr POG	22.78 (0.39) %	22.78 (0.39) %	15.69 (2.15) %
Durée Relative Simple Appui	26.28 (1.46) %	24.67 (0.90) %	37.13 (2.09) %
Durée Simple Appui	0.51 (0.02) s	0.69 (0.01) s	0.42 (0.04) s
Gilette Gait Index	134.31 (16.02)	158.76 (18.37)	14.72 (6.13)
Longueur du Pas	0.17 (0.02) m	0.22 (0.04) m	0.10 (0.04) m
Longueur Enjambée	0.78 (0.05) m	0.77 (0.03) m	1.28 (0.11) m
Longueur/Pas	0.41 (0.02) m	0.36 (0.02) m	0.84 (0.06) m
Vitesse	0.39 (0.02) m/s	0.39 (0.02) m/s	1.14 (0.12) m/s

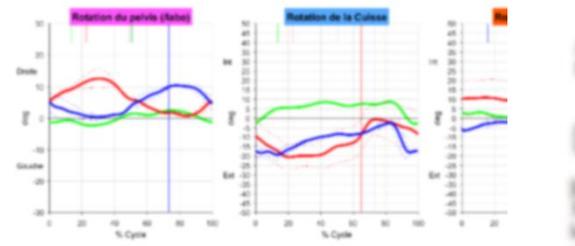
Sujets saine



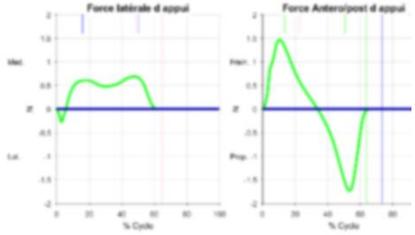
CINEMATIQUE & CINETIQUE DU TRONC



MARCHE - PLAN TRANSVERSE



FORCES AU SOL



Analyse de la marche chez une patiente présentant une impairment fonctionnel gauche.
Marche stabilisée avec une canne anglaise.

RESUME

Sur la plus grande vitesse, vitesse de marche diminuée à 0.39 m/s, avec cadence diminuée à 36, et longueur de pas diminuée de façon asymétrique, 0,17 m à gauche pour 0,22 m à droite. La largeur de pas est asymétrique, mesurée à droite à 0,22 m. La durée relative des appuis après un appui unique, diminuée à gauche à 26 %.

Sur la plus confortable, on note dans le plus grand des recadrés diminués de côté droit une préférence, avec une flexion droite qui ne passe pas en extension au passage de pas (10°), une diminution de la flexion de gauche à l'étape de pas, une stabilité de cheville dans les flexions de la marche.

Sur côté gauche préférentiel, on note à l'étape de pas une diminution de la flexion de flexion à 10°, une passage en extension obtenue. La gauche présente une flexion totale maximum de 60°, l'étape de pas gauche se fait avec 10° de flexion droite. La stabilité est quasi nulle.

Fait à Besen, le [redacted]

Annexe 3 : Illustration d'un rapport spécifique d'AQM répondant au cahier des charges des praticiens du centre Jacques Calvé.

SOMMAIRE	
QUANTIFIABLES	
1. Satisfaction à l'effort du 100%	100 points
2. Le nombre souhaité de heures de travail	2000h
3. Nombre d'épaves de mercre au 1 point	10
4. Temps passé avec un technicien	2
NON QUANTIFIABLES	
5. Amplitude articulaire des membres inférieurs en flexion et en extension, en rotation interne et externe, en abduction et en adduction au 100%	100 points Minimum global de 100 points (100%)
6. TMS	100 points
7. Non-prise en compte de l'âge du 100%	100 points
8. Absence de la douleur chronique au 100%	100 points
9. Non-prise en compte de l'âge du 100%	100 points
10. Non-prise en compte de l'âge du 100%	100 points
11. Non-prise en compte de l'âge du 100%	100 points
12. Non-prise en compte de l'âge du 100%	100 points
ASPECTS DE LA MÉTIÈRE	
13. Conditions de travail Méthode de travail : Méthode de travail : Méthode de travail	Méthode de travail : Méthode de travail : Méthode de travail
14. Absence de bruit	100 points
15. Absence de vibration	100 points
16. Longueur des jours de 100%	100 points
17. Absence de bruit	100 points
18. Rapport des phases de travail au 100%	100 points
19. Absence de bruit	100 points
20. Longueur des jours de 100%	100 points
21. Absence de vibration	100 points
22. Temps d'appel de 100%	100 points
23. Absence de bruit	100 points
ORGANISATION	
24. Répartition des appels de 100%	100 points
CONTEXTE	
25. Répartition des appels de 100%	100 points
CONCLUSION	
26. Répartition des appels de 100%	100 points
27. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
28. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
29. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
30. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
31. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
32. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
33. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
34. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
35. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
36. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
37. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
38. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
39. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
40. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
41. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
42. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
43. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
44. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
45. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
46. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
47. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
48. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
49. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
50. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
51. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
52. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
53. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
54. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
55. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
56. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
57. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
58. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
59. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
60. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
61. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
62. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
63. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
64. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
65. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
66. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
67. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
68. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
69. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
70. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
71. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
72. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
73. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
74. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
75. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
76. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
77. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
78. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
79. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
80. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
81. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
82. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
83. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
84. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
85. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
86. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
87. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
88. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
89. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
90. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
91. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
92. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
93. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
94. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
95. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
96. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
97. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
98. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
99. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	
100. Répartition des appels de 100%	100 points
RECOMMANDATIONS	

Annexe 4 : Article concernant la première étude, publié dans le journal Clinical Biomechanics

Clinical Biomechanics 94 (2022) 105619



Contents lists available at ScienceDirect

Clinical Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/clinbiomech



Walking abilities improvements are associated with pelvis and trunk kinematic adaptations in transfemoral amputees after rehabilitation

S. Persine^{a,b,*}, S. Leteneur^b, C. Gillet^b, J. Bassement^c, F. Charlaté^a, E. Simoneau-Buessinger^b

^a Centre Jacques Calvé, Fondation HOPALE, Berck-sur-mer, France

^b Univ. Polytechnique Hauts-de-France, LAMIH, CNRS, UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France

^c Centre Hospitalier de Valenciennes, Valenciennes, France

ARTICLE INFO

Keywords:
Amputation
Rehabilitation
Biomechanics
Locomotion

ABSTRACT

Background: Rehabilitation can be proposed to transfemoral amputees to improve functional abilities and limit the risk of early degeneration of the musculoskeletal system partly due to altered kinematic behavior. The main aim of this study was to assess the impact of functional rehabilitation on clinical walking tests, gait symmetry and pelvis and trunk kinematics in transfemoral amputees during overground walking.

Method: Eleven transfemoral amputees followed a functional rehabilitation program with objectives aimed at improving walking abilities and gait symmetry. Clinical functional tests, symmetry between prosthetic and intact sides and trunk and pelvis motions were recorded before and after rehabilitation.

Findings: Clinical walking tests were improved after rehabilitation ($p < 0.05$), and step width was reduced ($p = 0.04$). Regarding symmetry between the single stances on the prosthesis and intact sides, only a significant decrease in trunk frontal inclination asymmetry was noted after rehabilitation ($p = 0.01$). Pelvic frontal obliquity was significantly increased during prosthetic ($p = 0.02$) and intact single stances ($p = 0.005$).

Interpretation: Our study showed a positive effect of rehabilitation on transfemoral amputees functional abilities. These improvements were associated with higher pelvic mobility in frontal plane and a more symmetrical redistribution of the frontal trunk sway around the vertical axis during gait. These results suggest the importance of a postural reeducation program for transfemoral amputees aimed at improving pelvic dynamic control while repositioning the trunk by postural corrections during gait.

1. Introduction

Amputation is a life-altering event with an immediate and obvious effect on daily life activities and quality of life (Samuelsson et al., 2012). There is heterogeneity in amputees with distinct needs that are dependent upon age, etiology of limb loss, level of amputation, comorbidities, duration since amputation, and health status². Rehabilitation programs for the postoperative phase and long-term amputation must consider these clinical parameters (Chui et al., 2020). Furthermore, studies on gait analysis in transfemoral amputees (TFAs) showed significant differences between healthy people and amputees (Carse et al., 2020; Villa et al., 2012). Asymmetrical movements of the lower limbs and compensatory strategies of the pelvis and trunk are associated with an elevated risk for developing deleterious secondary health conditions that significantly limit physical function and reduce quality of life (Butowicz et al., 2020; Harandi et al., 2020). Some studies have shown

that 52–89% of unilateral lower limb amputees will experience low back pain and that 41 to 63% will develop osteoarthritis on intact limbs (Ehde et al., 2001; Ephraim et al., 2005; Morgenroth et al., 2012). Specific rehabilitation programs can be proposed to TFAs to improve functional abilities and limit risks for early degeneration of the musculoskeletal system. Physical therapy most often includes therapeutic exercises, neuromuscular re-education and gait training (Highsmith et al., 2016). It is now well established that therapeutic gait training methods are effective in reducing spatiotemporal gait deviations and improving functional mobility (Gailey et al., 2020; Highsmith et al., 2016). It is also commonly accepted that the objectives of rehabilitation are to regain symmetric walking (Esquenazi, 2014; Gailey et al., 2020; Highsmith et al., 2016). However, the literature does not clearly indicate that striving for perfect symmetry would truly be the best option (Cutti et al., 2018). Unilateral transfemoral amputees display gait functional asymmetries that may depend on their prosthetic type (Castiglia et al., 2020;

* Corresponding author.

E-mail address: s.persine@gmail.com (S. Persine).

Cutti et al., 2018; Kowal et al., 2021) revealed by spatiotemporal and kinematic parameters, especially for the pelvis and lower limbs (Castiglia et al., 2020; Cutti et al., 2018; Harandi et al., 2020; Heitzmann et al., 2020; Sjødahl et al., 2002; Sjødahl et al., 2003). In addition, muscle strength (Harandi et al., 2020; Heitzmann et al., 2020; Rutkowska-Kucharska et al., 2018) and activation (Butowicz et al., 2018; Tatarelli et al., 2020; Wentink et al., 2013) are asymmetrical between the lower limbs. These asymmetries could play a functional role in locomotion by compensating for the propulsion deficit related to the prosthesis and improving gait stability (Hak et al., 2014; Schaarschmidt et al., 2012). On the other hand, the patient's main objective is to recover a "normal gait", which is perceived as that displayed by able-bodied people. However, a gray and undefined area exists in human perception of gait. Specifically, human gait may be abnormal but perceived as unimpaired or uncanny by observers (Handzic and Reed, 2015). This perception bias could be taken into consideration in the rehabilitation program.

In addition to spatiotemporal parameters, gait analysis often relies on kinematic data. To the best of our knowledge, only two studies have examined lower limb and pelvis kinematics before and after gait training in TFA (Sjødahl et al., 2002; Sjødahl et al., 2003). However, kinematics of the trunk were not investigated, and the mass of the trunk in humans corresponds to approximately half of the total body mass (de Leva, 1996). Thus, trunk position has an important impact on human motion (Gillet et al., 2003; Leteneur et al., 2009). In particular, the main effects of trunk inclination on kinematics during walking were well identified for able populations (Leroux et al., 2002; Saha et al., 2008; Thorstensson et al., 1984), elderly individuals (McGibbon and Krebs, 2001) and people with trunk deformities (Engsberg et al., 2001). Given that compensation occurring at the pelvis and trunk level could increase the risk of low back pain (Highsmith et al., 2019), it is relevant to quantify the evolution of these parameters following a functional rehabilitation program in TFAs.

In light of these considerations, the main aim of this study was to assess the impact of a functional rehabilitation program on pelvis and trunk three-dimensional (3D) kinematics in TFA during overground walking. It was assumed that improvements in functional clinical tests following the program would be associated with a higher step symmetry and more symmetrical behavior of the trunk and pelvis between intact and prosthetic sides.

2. Methods

2.1. Study design

This retrospective study was conducted at the rehabilitation center J. Calvé (Fondation Hopale), Berck-sur-mer, France in cooperation with the university Polytechnique Hauts-de-France, LAMIH, CNRS, UMR 8201, Valenciennes, France. Participants followed a four-week functional rehabilitation program at the rehabilitation center. The functional rehabilitation program was based on balance and gait training on

different surfaces, postural corrections, endurance training, muscle strengthening and stretching and other physically adapted activities. To complete the lower limb amputee clinical assessment, full body motion capture was systematically analyzed for different walking conditions: self-selected normal and fast speed on overground, cross-slope, turn around. Measurements were performed before and after the rehabilitation program.

This study was approved by a local ethics committee (RNIPH-2021-14). All participants signed a written, informed consent form.

2.2. Participants

Eleven unilateral TFA (Table 1) were recruited. Patients were included if they had their definitive prosthesis for at least a month and if their rehabilitation objectives aimed at improving walking abilities and gait symmetry. Individuals were excluded if the k-level was less than 2 according to the Medicare level functional classification (Gailey et al., 2002); if they had uncontrolled diabetes, cardiovascular, orthopedic, neurologic conditions, or ulcers; or if their walking perimeter was less than 50 m.

2.3. Instrumentation and procedures

Functional abilities were determined by widely used clinical tests typically performed with amputees, such as the 6-min walk test (6MWT) (Lin and Bose, 2008; Sions et al., 2018) and the timed up-and-go test (TUG) (Sions et al., 2018). For the 6MWT, patients were asked to walk at their maximal speed along a 30-m corridor in a back and forth fashion for 6 min. Participants were allowed to slow down, stop, and rest if necessary. The covered distance was recorded (Podsiadlo and Richardson, 1991). According to the original guidelines of the TUG (Laboratories ATSCoP&CPF, 2002), each subject was instructed to rise from a standard armchair, walk 3 m, turn around, walk back, and return to sit in the chair as fast as possible. The time to complete this task was recorded.

To complete the clinical assessment, an 8-camera 3D motion capture system (Vicon Nexus™, Oxford, UK) was used in routine care with a sampling frequency of 100 Hz. To identify biomechanical compensations, forty-nine retroreflective markers were set on the lower and upper limbs, pelvis and trunk based on the IOR gait model (Leardini et al., 2007).

For this retrospective study, we focused on trunk and pelvis movements. To model the trunk, we used markers placed over the C7, T2, T7 and L1 spinous processes, sternal notch and xiphoid. Bilateral anterior and posterior superior iliac spines allowed us to locate the pelvis. The trunk and pelvis were modeled as single rigid segments according to the International Society of Biomechanics recommendations (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005). Pelvis axes were defined as follows: the X axis is the line parallel to a line connecting the right and left anterior superior iliac spines and pointing to the right; the Y axis is the line lying in the plane defined by the two anterior superior iliac spines and the midpoint

Table 1
Participants characteristics.

	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Gender	Etiology	K level	Prosthetic knee	Number of crutches
TF_01	64	74	1.65	M	Trauma	3	C-leg	0
TF_02	71	108	1.78	M	Vascular	3	Kenevo C	1
TF_03	60	55	1.54	F	Trauma	4	Rheo	0
TF_04	76	61	1.55	F	Cancer	2	Procedo	0
TF_05	72	100	1.76	M	Vascular	3	C-leg	1
TF_06	64	96	1.60	F	Vascular	2	Kenevo C	1
TF_07	52	77	1.75	M	Vascular	3	C-leg	0
TF_08	61	75	1.76	M	Trauma	3	C-leg	0
TF_09	68	75	1.70	F	Vascular	2	Kenevo C	1
TF_10	21	97	1.91	M	Cancer	4	C-leg	0
TF_11	33	72	1.72	M	Trauma	4	Rheo	0
AVG	58	81	1.70					
SD	17	17	0.11					

of the two posterior superior iliac spines, orthogonal to the X axis, and pointing anteriorly; and the Z axis is the line perpendicular to both X and Y, pointing cranially. Trunk axes are defined as follows: the X axis is the line perpendicular to the plane formed by sternal notch and C7 spinous process and the midpoint between sternal xiphoid and T7 spinous process and pointing to the right; the Z axis is the line connecting the midpoint between the sternal xiphoid and T7 spinous process and the midpoint between the sternal notch and C7 spinous process and pointing upward; and the Y axis is the common line perpendicular to the X axis and Z axis, pointing forward. All segmental kinematics were defined in the global coordinate system.

TFAs were asked to walk at a self-selected comfortable gait speed on a 10-m walkway, and a minimum of 8 complete gait cycles were recorded. The patients wore their own normal walking shoes before and after the rehabilitation program. The same shoes and prostheses were used for the two measurement periods. If the patients had to walk with crutches, they performed the test in the same manner for both conditions. After each acquisition session, 3D marker trajectories were reconstructed, and the right and left stride phases were identified.

2.4. Data analysis

Kinematic data were processed using Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD). Data were low-pass filtered with the Butterworth 4th order and a 6-Hz cutoff frequency. Pelvis and trunk angles were calculated in transverse, frontal and sagittal planes. Consequences of prosthetic support on trunk and pelvis motions were studied with trunk and pelvis range of motion (RoM, deduced from angles) during the single prosthetic stance (from foot off intact side to foot strike intact side) and the single intact stance (from foot off prosthetic side to foot strike prosthetic side). A global mean of spatiotemporal parameters, such as gait velocity (calculated from the CoM), step length by side (distance between two consecutive footsteps measured from the heel 3D coordinate of one footstrike to the heel of the next footstrike), and step width (distance between heels in mediolateral axis of two consecutive footsteps), were calculated over all gait cycles. The following equation was used to compare step length symmetry and pelvis and trunk RoM symmetry between the prosthetic side and intact side before and after

reeducation:

$$S_{it} = |x_p - x_I|$$

where S designates symmetry for an x variable between the prosthetic side P and intact side I for t_i time (t_0 = before reeducation and t_1 = after reeducation).

Statistical analysis was performed using R software (Team RC, 2013). Descriptive statistics were calculated to analyze participant characteristics and parameters. After assessing data normality, paired sample t -tests were used to compare the results before and after gait training. Data are expressed as the means (standard deviations) in the text, figures and tables. The significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

The characteristics of TFAs who participated in this study are reported in Table 1.

A significant difference was observed ($p = 0.005$) on the 6MWT before and after rehabilitation with an average improvement in the covered distance of 39.4 (36.8) m. The performance on the TUG was also significantly improved ($p = 0.04$) with an average decrease in the duration of 1.2 (1.8) s before and after rehabilitation (Fig. 1).

Only the step width was significantly altered by the rehabilitation program ($p = 0.04$) with an average decrease of 1.1 (1.6) cm (Fig. 1). Walking speed tended to increase after rehabilitation ($p = 0.06$).

The initial difference in length between the prosthetic step and the intact step was not significantly reduced after rehabilitation ($p = 0.40$) (Table 2).

Regarding pelvic and trunk kinematic symmetry between the single stances on the prosthesis and intact sides, only a significant decrease in trunk frontal inclination asymmetry was noted after rehabilitation ($p = 0.01$) with an average decrease of 1.5° (Table 2). The confidence intervals expressing the values of 95% of the differences between t_0 and t_1 were systematically negative, indicating that every amputee displayed the same evolution after rehabilitation (Appendix 1).

Between t_0 and t_1 , pelvic frontal obliquity was significantly increased during prosthetic and intact single stances ($p = 0.02$ and $p = 0.005$, respectively) (Fig. 2a). In addition, a significant increase in trunk

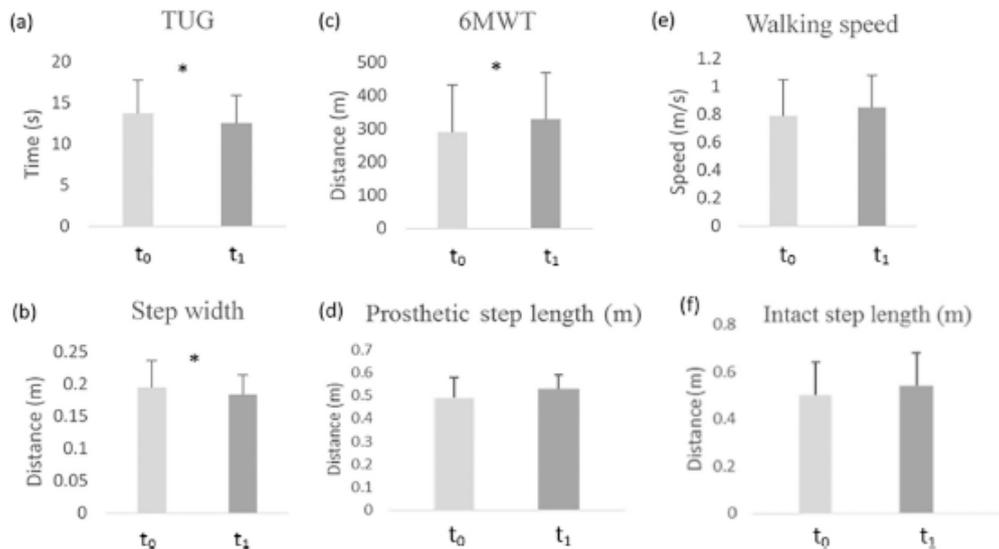


Fig. 1. Functional tests (a, Timed Up and Go test; c, 6-Minute Walk Test) and spatio-temporal parameters (b, d, e, f) during walking before (t_0) and after rehabilitation (t_1). * means significant difference between before and after rehabilitation ($p < 0.05$).

Table 2

Variables related to the symmetry between prosthetic and intact stance phases, before and after rehabilitation, *p*-values and 95% confidence intervals of the paired *t*-test. * means significant difference between before and after rehabilitation ($p < 0.05$).

		Before rehabilitation (t_0)	After rehabilitation (t_1)	<i>P</i> -value	95% confidence interval
[Prosthetic stance – Intact stance]	Step length, m	0.04 (0.04)	0.05 (0.04)	0.40	[-0.01; 0.02]
	Trunk frontal inclination, °	2.64 (2.11)	1.17 (0.74)	0.01*	[-2.73; -0.31]
	Trunk transversal rotation, °	1.81 (1.22)	1.97 (1.45)	0.66	[-0.60; 0.90]
	Trunk sagittal inclination, °	0.88 (0.72)	1.31 (0.96)	0.27	[-0.39; 1.22]
	Pelvis frontal obliquity, °	1.48 (1.08)	1.52 (0.98)	0.95	[-0.42; 0.44]
	Pelvis transversal rotation, °	2.70 (1.86)	2.76 (2.28)	0.62	[-0.44; 0.71]
	Pelvis sagittal tilt, °	2.01 (1.63)	1.91 (1.99)	0.46	[-0.94; 0.46]

transversal rotation was observed during the intact single stance ($p = 0.007$) (Fig. 2b). For both pelvic frontal obliquity and trunk transversal rotation, the 95% confidence interval of the differences between t_0 and t_1 was systematically positive, indicating that every amputee increased his/her pelvic and trunk mobilities (Appendix 1). In the sagittal plane, trunk and pelvis kinematics were not modified after rehabilitation ($p > 0.05$) (Fig. 2c).

4. Discussion

The main aim of this study was to assess the impact of a functional rehabilitation program on pelvis and trunk 3D kinematics in TFAs while overground walking. The main results were that improvements in functional clinical tests following the program were not necessarily linked to a higher step symmetry between intact and prosthetic sides but were associated with kinematic adaptations occurring at the pelvis and trunk levels.

The main aim of rehabilitation is to improve patients' quality of life that can be reached due to enhancements in functional abilities. Regarding locomotion, the 6MWT and TUG are representative and widely used for assessing these functional abilities in lower limb amputees (Lin and Bose, 2008; Sions et al., 2018). Compared to a previous study on TFA (Sions et al., 2018), our patients displayed similar gait performances. In the present study, after rehabilitation, patients significantly improved the covered distance walked during the 6MWT by 13.6% ($p = 0.005$) and decreased the time necessary for the TUG by 8.7% ($p = 0.04$). A trend toward a higher self-selected walking speed was noted after rehabilitation (+8%; $p = 0.06$). These significant gains revealed the effectiveness of rehabilitation on walking endurance and agility during locomotion (Balk et al., 2018). The slight discrepancy between the evolutions of gait speeds during 6MWT and self-selected walking speed could be explained by the differences in the instructions between these two walking tasks.

These functional improvements were not strongly associated with modifications in spatiotemporal parameters. Step length asymmetry was 4 (± 4) cm before rehabilitation, which is comparable to the data from Carse et al study (Carse et al., 2020) obtained with 60 TFA. While the rehabilitation program did not significantly change neither step length nor asymmetry, the amputees showed both a higher walking endurance and gait agility. Moreover, the step width was reduced ($p = 0.04$). This significant decrease was probably associated with the trend to an increased spontaneous walking speed over 10 m ($p = 0.06$). Adjustments in step width are a consistent component of healthy gait across speeds and contexts (Stimpson et al., 2018). Thus, these improvements could be related to a balance control gain following the rehabilitation program. To ensure mediolateral stability during gait, step width is strongly linked to pelvis mechanics (Bruijn and van Dieen, 2018; Stimpson et al., 2018). Wang and Srinivasan (2014) showed that up to 80% of the variance in deviations of foot placement from the average could be explained by deviations in pelvis position. In addition, Bruijn and van Dieen (2018) showed that variations in center of mass were mainly modulated by hip abductor muscles activity during the swing phase of gait, and this contributes to frontal plane stability during single stance. Kinematic profiles of the pelvis in the frontal plane among TFA during gait are conflicting,

as studies have reported less overall pelvic motion, contralateral pelvic elevation during intact stance, and contralateral pelvic drop during intact stance (Butowicz et al., 2020; Sjødahl et al., 2003). Our results showed a significant increase in pelvic frontal RoM during both intact ($p = 0.005$) and prosthetic ($p = 0.02$) stances after rehabilitation. Improving balance, walking agility and spontaneous walking speed could modify the adaptation strategy of TFAs in pelvic motions in the frontal plane. Lack of sufficient lower limb shortening during swing prosthetic phase causes clearance issues, which leads to compensatory strategies (Butowicz et al., 2020; Carse et al., 2020). Sjødahl et al. (2003) supposed that the rapid drop of the pelvis during prosthetic stance may be due to dysfunctional hip abductors on the residual limb, or the difficulty of stabilizing the femur mediolaterally in the socket. The more flexible behavior in our TFA population after rehabilitation could favor appropriate adaptations when walking on irregular surfaces to limit balance challenges. In the same way, by studying the effects of aging on gait capacities, Gimmon et al. (2015) showed that younger adults showed more flexible behavior while walking at different speeds, whereas older adults displayed rigid behavior characterized by the inability to make adaptations in pelvic and trunk kinematics. Given that such freezing behaviors are also known to be partly responsible for low back pain (Bourigou et al., 2014), these behaviors could explain the prevalence of low back pain in the amputee population (Russell Esposito and Wilken, 2014). In light of these considerations, rehabilitation programs should favor dynamic control of the pelvis during the prosthetic stance while improving global pelvic mobility to facilitate TFAs gait adaptations to daily life activities.

Given that pelvic mobility alterations affect trunk kinematics (Veneman et al., 2008), the increase in pelvic movements after rehabilitation could also explain the significant increase in transversal trunk RoM during intact stance observed for the amputees. To our knowledge, no study has yet investigated trunk kinematics in the transverse plane in a before/after rehabilitation context. Nevertheless, Mahon et al. (2020) assessed trunk and pelvis kinematics during the first year of ambulation and showed that sagittal and transversal trunk RoM decreased over time at self-selected walking velocity. However, the authors did not specify whether all the participants participated in a rehabilitation program. In addition, for those who participated in rehabilitation programs, the rehabilitation modalities were not evaluated. In terms of trunk kinematic symmetry between prosthetic and intact stances, our results revealed that trunk asymmetry in the frontal plane was significantly decreased after rehabilitation ($p = 0.01$). This result reflects a more symmetrical redistribution of the frontal trunk sway around the vertical axis during gait. Given that the trunk accounts for approximately 50% of the total body mass, this small redistribution could significantly influence gait. Small differences in trunk inclinations around the vertical axis in the sagittal plane could significantly modify gait patterns (Gillet et al., 2003; Leteneur et al., 2009; Saha et al., 2008). In the frontal plane, more symmetrical trunk motion could contribute to improving dynamic balance (Winter et al., 1993) after lower limb amputee rehabilitation and could also explain their decrease in step width (Arvin et al., 2016). This trunk kinematic modification after the rehabilitation program could partly explain the improvement in the functional tests. In addition, symmetry improvement could contribute to answering a major

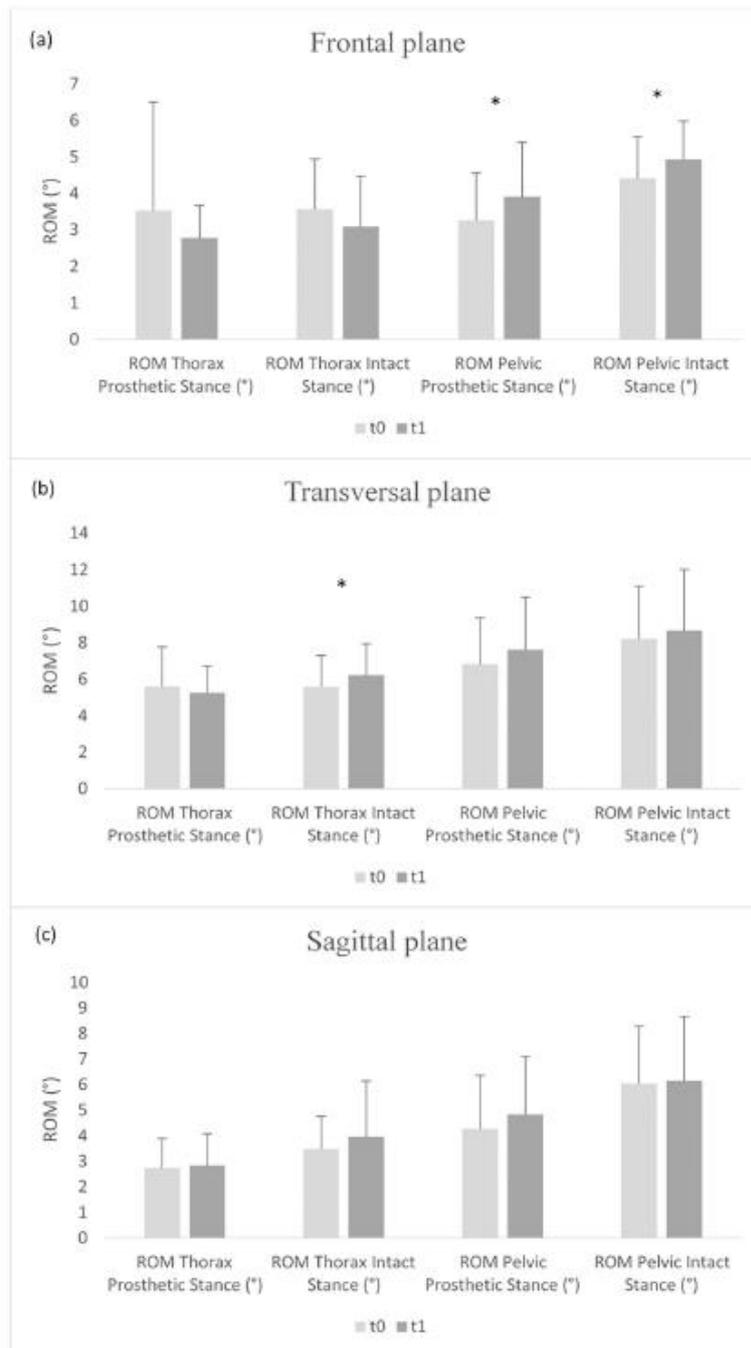


Fig. 2. Trunk and pelvis ranges of motion (ROM) during single stance phases, in the 3 planes (a, b, c), before (t₀) and after rehabilitation (t₁). * means significant difference between before and after rehabilitation ($p < 0.05$).

expectation of the patients, i.e., to recover a gait that is perceived as "normal" for healthy people (Handzic and Reed, 2015). However, given that some pathological and asymmetric gait patterns are perceived as unimpaired and normal (Handzic and Reed, 2015), as a rehabilitation aim, light asymmetry is allowable in a gait pattern before other people start to notice gait impairment. Despite the rehabilitation program did not focus specifically on trunk and pelvis postural corrections, our results revealed an improvement in both pelvic mobility and dynamic control. The functional rehabilitation for regular TFA allowed, in addition to improving gait abilities, to practice gait training exercises with therapist's feedback and his/her perceived symmetry of gait. This awareness probably contributed to readjustment of trunk around the vertical axis during overground walking.

This study presents some limitations. First, the TFAs included in this study presented different amputation etiologies, but this population was representative of those in rehabilitation centers. Second, the prosthesis used by the patients in our study did not represent all the types of such devices, and only TFAs were analyzed. We cannot thus generalize our results for every prosthesis and for all lower limb amputees. A third limitation concerned the walking conditions at ground level in a laboratory, which is not completely representative of daily functional activities. In this context, it could be relevant to develop a more ecological approach through the use of various ground surfaces or outdoor gait assessments.

5. Conclusions

Unilateral transfemoral amputees display asymmetric gait behavior

associated with trunk and pelvis kinematic alterations. To counterbalance the risk of developing deleterious secondary health conditions that significantly limit physical function and reduce quality of life, a rehabilitation program is typically proposed for patients. Our study showed a positive effect of such a rehabilitation program on the patients' functional abilities. This functional improvement was associated with higher pelvic mobility in frontal plane and a more symmetrical redistribution of the frontal trunk sway around the vertical axis during gait. Pelvic and trunk kinematics assessments should be included in the patient's rehabilitation follow-up. The results of the present study suggest the importance of a postural reeducation program in TFA aimed at improving pelvic dynamic control while repositioning the trunk by postural corrections during gait.

Ethics approval statement

This study was approved by the internal research ethics committee of Groupement des Hôpitaux de l'Institut Catholique de Lille – France. The reference is RNIPH-2021-14. The study complies with the Declaration of Helsinki.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Appendix A. Appendix I: Set of variables calculated on the functional tests, spatio-temporal parameters, and kinematics

	Before rehabilitation (t ₀)	After rehabilitation (t ₁)	P-value	95% confidence interval	
TUG, s	13.74 (4.05)	12.55 (3.37)	0.04*	[-2.37; 0.008]	
6MWT, m	290.45 (141.61)	329.82 (139.54)	0.005*	[14.64; 64.09]	
Self-selected walking speed, m/s	0.79 (0.27)	0.85 (0.23)	0.06	[-0.005; 0.014]	
Prosthetic step length, m	0.49 (0.09)	0.53 (0.06)	0.15	[-0.01; 0.04]	
Intact step length, m	0.50 (0.14)	0.54 (0.14)	0.14	[-0.01; 0.04]	
Step width, m	0.19 (0.04)	0.18 (0.03)	0.04*	[-0.021; 0.0001]	
Frontal plane	Trunk RoM PS, °	3.54 (2.99)	2.78 (0.89)	0.51	[-2.35; 1.25]
	Trunk RoM IS, °	3.58 (1.39)	3.09 (1.39)	0.12	[-1.36; 0.20]
	Pelvis RoM PS, °	3.26 (1.31)	3.93 (1.49)	0.02*	[0.09; 1.06]
Transversal plane	Pelvis RoM IS, °	4.42 (1.15)	4.95 (1.06)	0.005*	[0.18; 0.78]
	Trunk RoM PS, °	5.62 (2.16)	5.27 (1.47)	0.54	[-1.60; 0.90]
	Trunk RoM IS, °	5.59 (1.70)	6.22 (1.72)	0.007*	[0.18; 0.92]
Sagittal plane	Pelvis RoM PS, °	6.82 (2.53)	7.63 (2.86)	0.21	[-0.46; 1.87]
	Pelvis RoM IS, °	8.22 (2.87)	8.68 (3.32)	0.46	[-0.90; 1.82]
	Trunk RoM PS, °	2.73 (1.17)	2.85 (1.24)	0.84	[-0.43; 0.51]
	Trunk RoM IS, °	3.49 (1.29)	3.98 (2.18)	0.45	[-0.64; 1.34]
	Pelvis RoM PS, °	4.29 (2.10)	4.85 (2.27)	0.17	[-0.19; 0.91]
	Pelvis RoM IS, °	6.07 (2.25)	6.17 (2.50)	0.75	[-0.49; 0.65]

References

- Arvin, M., van Dieen, J.H., Bruijn, S.M., 2016. Effects of constrained trunk movement on frontal plane gait kinematics. *J. Biomech.* 49, 3085–3089.
- Balk, E.M., Gazula, A., Markozannes, G., et al., 2018. Lower limb prostheses: measurement instruments, comparison of component effects by subgroups, and long-term outcomes. *Comp. Eff. Rev.*, 213 <https://doi.org/10.23970/AHRQEPCCER213>.
- Bourigau, I., Simoneau, E.M., Leteneur, S., Gillet, C., Ido, G., Barbier, F., 2014. Chronic low back pain sufferers exhibit freezing-like behaviors when asked to move their trunk as fast as possible. *Spine J. Off. J. N. Am. Spine Soc.* 14, 1291–1299.
- Bruijn, S.M., van Dieen, J.H., 2018. Control of human gait stability through foot placement. *J. R. Soc. Interface* 15.
- Butowicz, C.M., Acasio, J.C., Dearth, C.L., Hendershot, B.D., 2018. Trunk muscle activation patterns during walking among persons with lower limb loss: influences of walking speed. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 40, 48–55.
- Butowicz, C.M., Krupenevich, R.L., Acasio, J.C., Dearth, C.L., Hendershot, B.D., 2020. Relationships between mediolateral trunk-pelvic motion, hip strength, and knee joint moments during gait among persons with lower limb amputation. *Clin. Biomech.* 71, 160–166.
- Carse, B., Scott, H., Brady, L., Colvin, J., 2020. A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics, kinetics and oxygen consumption measures. *Gait Posture*. 75, 98–104.
- Castiglia, S.F., Ranavolo, A., Varrecchia, T., et al., 2020. Pelvic obliquity as a compensatory mechanism leading to lower energy recovery: characterization among the types of prostheses in subjects with transfemoral amputation. *Gait Posture*. 80, 280–284.
- Chui, K., Jorge, M., Yen, S., Lusardi, M., 2020. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, Fourth edition.
- Cutti, A.G., Verni, G., Migliore, G.L., Amoresano, A., Raggi, M., 2018. Reference values for gait temporal and loading symmetry of lower-limb amputees can help in refocusing rehabilitation targets. *J. Neuroeng. Rehab.* 15, 61.

- de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* 29, 1223–1230.
- Ehde, D.M., Smith, D.G., Czerniecki, J.M., Campbell, K.M., Malchow, D.M., Robinson, L.R., 2001. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 731–734.
- Engsberg, J.R., Bridwell, K.H., Reitenbach, A.K., et al., 2001. Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls. *Spine* 26, 2020–2028.
- Ephraim, P.L., Wegener, S.T., MacKenzie, E.J., Dillingham, T.R., Pezzin, L.E., 2005. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86, 1910–1919.
- Esquenazi, A., 2014. Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 25, 153–167.
- Galley, R.S., Roach, K.E., Applegate, E.B., et al., 2002. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 613–627.
- Galley, R., Gausnaud, I., Raya, M., Kirk-Sanchez, N., Prieto-Sanchez, L.M., Roach, K., 2020. Effectiveness of an evidence-based amputee rehabilitation program: a pilot randomized controlled trial. *Phys. Ther.* 100, 773–787.
- Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., et al., 2003. Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 82, 101–109.
- Gimmon, Y., Riemer, R., Rashed, H., et al., 2015. Age-related differences in pelvic and trunk motion and gait adaptability at different walking speeds. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 25, 791–799.
- Hak, L., van Dieen, J.H., van der Wurff, P., Houdijk, H., 2014. Stepping asymmetry among individuals with unilateral transtibial limb loss might be functional in terms of gait stability. *Phys. Ther.* 94, 1480–1488.
- Handzic, L., Reed, K.B., 2015. Perception of gait patterns that deviate from normal and symmetric biped locomotion. *Front. Psychol.* 6, 199.
- Harandi, V.J., Ackland, D.C., Haddara, R., et al., 2020. Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees. *Med. Eng. Phys.* 77, 95–106.
- Heitzmann, D.W.W., Leboucher, J., Block, J., et al., 2020. The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation. *PLoS One* 15, e0238093.
- Highsmith, M.J., Andrews, C.R., Millman, C., et al., 2016. Gait training interventions for lower extremity amputees: a systematic literature review. *Technol. Innov.* 18, 99–113.
- Highsmith, M.J., Goff, L.M., Lewandowski, A.L., et al., 2019. Low back pain in persons with lower extremity amputation: a systematic review of the literature. *Spine J. Off. J. N. Am. Spine Soc.* 19, 552–563.
- Kowal, M., Winiarski, S., Gleysztor, E., et al., 2021. Symmetry function in gait pattern analysis in patients after unilateral transfemoral amputation using a mechanical or microprocessor prosthetic knee. *J. Neuroeng. Rehab.* 18, 9.
- Laboratories ATSCoPSCPF, 2002. ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am. J. Resp. Critic. Care Med.* 166, 111–117.
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrassio, S., Nativio, R., Benedetti, M.G., 2007. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture* 26, 560–571.
- Leroux, A., Pung, J., Barbeau, H., 2002. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait Posture* 15, 64–74.
- Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P., Barbier, F., 2009. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clin. Biomech.* 24, 190–195.
- Lin, S.J., Bose, N.H., 2008. Six-minute walk test in persons with transtibial amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 2354–2359.
- Mahon, C.E., Butowicz, C.M., Dearth, C.L., Hendershot, B.D., 2020. Changes in trunk and pelvis motion among persons with unilateral lower limb loss during the first year of ambulation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 101, 426–433.
- McGibbon, C.A., Krebs, D.E., 2001. Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait. *J. Neurophysiol.* 85, 1923–1931.
- Morgenroth, D.C., Gellhorn, A.C., Suri, P., 2012. Osteoarthritis in the disabled population: a mechanical perspective. *PM & R J Injury Funct. Rehab.* 4, S20–S27.
- Podsiadlo, D., Richardson, S., 1991. The timed "up & go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 39, 142–148.
- Russell Esposito, E., Wilken, J.M., 2014. The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations. *Gait Posture* 40, 640–646.
- Rutkowska-Kucharska, A., Kowal, M., Winiarski, S., 2018. Relationship between asymmetry of gait and muscle torque in patients after unilateral transfemoral amputation. *Appl. Bionics Biomech.* 2018, 5190816.
- Saha, D., Gard, S., Fatone, S., 2008. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait Posture* 27, 653–660.
- Samuelsson, K.A., Toytari, O., Salminen, A.I., Brandt, A., 2012. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthetics Orthot. Int.* 36, 145–158.
- Schaarschmidt, M., Ijpfert, S.W., Meier-Gratz, C., Scholle, H.C., Seyfarth, A., 2012. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Hum. Mov. Sci.* 31, 907–917.
- Sions, J.M., Beisheim, E.H., Manal, T.J., Smith, S.C., Horne, J.R., Sarlo, F.B., 2018. Differences in physical performance measures among patients with unilateral lower-limb amputations classified as functional level K3 versus K4. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 99, 1333–1341.
- Sjodahl, C., Jarnlo, G.B., Soderberg, B., Persson, B.M., 2002. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of transfemoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthetics Orthot. Int.* 26, 101–112.
- Sjodahl, C., Jarnlo, G.B., Soderberg, B., Persson, B.M., 2003. Pelvic motion in transfemoral amputees in the frontal and transverse plane before and after special gait re-education. *Prosthetics Orthot. Int.* 27, 227–237.
- Stimpson, K.H., Heikamp, L.N., Horne, J.S., Dean, J.C., 2018. Effects of walking speed on the step-by-step control of step width. *J. Biomech.* 68, 78–83.
- Tatarelli, A., Serrao, M., Varrecchia, T., et al., 2020. Global muscle coactivation of the sound limb in gait of people with transfemoral and transtibial amputation. *Sensors* 20.
- Team RC, 2013. R: A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., Zomlefer, M.R., 1984. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol. Scand.* 121, 9–22.
- Veneman, J.F., Menger, J., van Asseldonk, E.H., van der Helm, F.C., van der Kooij, H., 2008. Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics. *Gait Posture* 28, 157–163.
- Villa, C., Pillet, H., Fode, P., et al., 2012. Gait analysis of amputee people in limiting situations of daily living. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 15 (Suppl. 1), 175–176.
- Wang, Y., Srinivasan, M., 2014. Stepping in the direction of the fall: the next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking. *Biol. Lett.* 10.
- Wentink, E.C., Prinsen, E.C., Rietman, J.S., Veltink, P.H., 2013. Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. *J. Neuroeng. Rehab.* 10, 87.
- Winter, D.A., MacKinnon, C.D., Ruder, G.K., Wieman, C., 1993. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog. Brain Res.* 97, 359–367.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Int. Soc. Biomech. J. Biomech.* 35, 543–548.
- Wu, G., van der Helm, F.C., Veeger, H.E., et al., 2005. 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.* 38, 981–992.



Transfemoral amputees adapt their gait during cross-slope walking with specific upper-lower limb coordination

S. Persine^{a,b,*}, E. Simoneau-Buessinger^b, F. Charlaté^a, J. Bassement^c, C. Gillet^b, N. Découfour^d, S. Leteneur^b

^a Centre Jacques Calvé, Fondation HOPALE, Berck-sur-mer, France

^b Univ. Polytechnique Hauts-de-France, LAMIH, CNRS, UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France

^c Institut Stabinski, Centre Hospitalier de Valenciennes, France

^d Faculté de Médecine et de Maléologie, Institut Catholique de Lille, France

ARTICLE INFO

Keywords

Lower-limb amputation
Continuous relative phase
Motion analysis
Gait

ABSTRACT

Background: Unilateral lower limb amputees have asymmetrical gaits, particularly on irregular surfaces and slopes. It is unclear how coordination between arms and legs can adapt during cross-slope walking.

Research question: How do transfemoral amputees (TFAs) adapt their upper-lower limb coordination on cross-slope surfaces?

Methods: Twenty TFA and 20 healthy adults (Ctrl) performed a three-dimensional gait analysis in 2 walking conditions: level ground and cross-slope with prosthesis uphill. Sagittal joint angles and velocities of hips and shoulders were calculated. Continuous relative phases (CRP) were computed between the shoulder and the hip of the opposite side. The closer to 0 the CRP is, the more coordinated the joints are. Curve analysis were conducted using SPM.

Results: The mean CRP between the downhill shoulder and the uphill hip was higher in TFA compared to Ctrl ($p = 0.02$), with a walking conditions effect ($p = 0.005$). TFA showed significant differences about the end of the stance phase ($p = 0.01$) between level ground and cross-slope, while Ctrl showed a significant difference ($p = 0.008$) between these walking conditions at the end of the swing phase. In CRP between the uphill shoulder and the downhill hip, SnPM analysis showed intergroup differences during the stance phase ($p < 0.05$), but not in the comparison between walking conditions in TFA and Ctrl groups.

Significance: TFA showed an asymmetrical coordination in level ground walking compared to Ctrl. Walking on cross-slope led to upper-lower limb coordination adaptations: this condition impacted the CRP between downhill shoulder and uphill hip in both groups. The management of the prosthetic limb, positioned uphill, induced a reorganization of the coordination with the upper limb of the amputated side. Identifying upper-lower limb coordination adaptations on cross-slope surfaces will help to achieve rehabilitation goals for effective walking in urban environments.

1. Introduction

Gait and movement asymmetries are important variables for assessing locomotor mechanics in humans and for predicting the risk of injury and success of clinical interventions [1]. Walking asymmetries differ according to the type of disease – traumatic [2], neurological [3] or osteoarthritis [4] – and its evolution. When asymmetric leg loading was imposed in healthy people, adaptations were observed in lower limb coordination, suggesting that both legs contribute to the overall

dynamics of gait [5]. Wallard et al. [6] showed that intersegmental kinematics coordination was modified with unilateral peripheral and central diseases to compensate for weakness of the affected limb using different muscular synergies. Their results suggest that hip osteoarthritis patients adapt their coordination in the process of gait optimization with a cost/benefit ratio as optimal as possible [6]. In the same way, unilateral lower limb amputees produce compensatory mechanisms generated by the intact limb to limit the functional deficit of the prosthetic limb. These compensatory mechanisms can induce gait

* Corresponding author at: Centre Jacques Calvé, Fondation HOPALE, Berck-sur-mer, France.
E-mail address: s.persine@gmail.com (S. Persine).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.08.001>

Received 6 May 2022; Received in revised form 1 August 2023; Accepted 3 August 2023
Available online 4 August 2023

0966-6362/© 2023 Elsevier B.V. All rights reserved.

asymmetry [7]. These compensations are associated with several long-term secondary health conditions (e.g., low back pain, osteoarthritis and cardiovascular disease), which can impact physical function [8].

Amputation is a life-altering event with an immediate and obvious effect on daily life activities and quality of life [9]. Technological developments in prosthetic devices have reduced walking energy costs [10] and some gait asymmetries [11]. However, lower limb amputees still exhibit more asymmetrical gait on irregular surfaces and slopes [12]. Variations in walking speed can also generate gait adaptations [13]. For example, in slow walking conditions, differences have been shown in upper-lower limb coordination frequencies between transfemoral amputees (TFA) and healthy individuals. In addition, an increase in arm swing speed has been observed to maintain gait stability on irregular surfaces [14]. The coordination of arm and leg movements takes the form of an in-phase relationship between diagonal limbs [15]. Arm swing contributes to human gait, reduces energy expenditure and participate to gait stability during normal bipedal gait [15]. Therefore, evaluating the interlimb coordination between an upper and a lower limb in the sagittal plane during asymmetric pathological gait is relevant. The interlimb coordination can be assessed using Continuous Relative Phases (CRP) [16].

Cross-slopes are a widespread feature in our physical environment. In urban settings, it is common practice to tilt sidewalks, pavements and roadways to allow water flow. Analysis of ground reaction forces, lower-limb kinematics and kinetics, pelvis obliquity, step width, and functional leg length showed that the modest cross-slope walking condition tested produced significant asymmetrical adaptations between the uphill and downhill limbs [17]. Changes in lower-limb, trunk and pelvis kinematics were also observed in TFAs compared to controls during cross-slope walking, and TFAs adapted their gait strategies to cross-slope with prosthetic uphill compared to level walking [18]. Regarding the importance of the shoulder-pelvis girdles dissociation during walking, the question of the adaptations in terms of upper-lower limb coordination between level ground and cross-slope surfaces for TFAs can be addressed. It was hypothesized that the cross-slope surface induces more adaptations in upper-lower limb coordination in TFA than in able-bodied people to maintain effective gait in this typical urban environment. Quantifying these adaptations would allow for the development of a rehabilitation program aimed at preventing the consequences of an asymmetrical gait.

2. Materials and methods

2.1. Participants

This observational study was conducted in a rehabilitation center. TFA participants were recruited during a prosthesis follow-up consultation during which a complete gait assessment with a 3D motion capture system was performed in different gait conditions, including cross-slope. TFAs were included in this study if they practiced daily activities with their definitive prosthesis for at least a month and without a walking aid. Individuals were excluded if the k-level was less than 3

according to the Medicare level functional classification [19], if they had uncontrolled diabetes, cardiovascular, orthopedic, neurological conditions, or ulcers, or if they had articular limitations at least at an upper limb. Healthy individuals (Ctrl) were recruited to constitute homogeneous TFA and Ctrl groups regarding sex, age, height and body mass. The anthropometric data of each group are summarized in Table 1.

2.2. Experimental protocol

A three-dimensional gait analysis assessment was performed for each group. Each subject was equipped with 49 reflective markers for modeling the lower and upper limbs, pelvis and trunk, based on the IOR gait model [20], and according to the International Society of Biomechanics recommendations [21,22]. Two walking tasks were performed: level ground and 10 % cross-slope surface with prosthesis uphill for TFA and right leg uphill for Ctrl. For each walking task, participants had to walk on a 10-meter walkway at self-selected walking speed with their usual shoes. For the cross-slope condition, the whole runway was inclined. A minimum of 8 complete gait cycles were recorded for each walking task. A motion capture system with 8 infrared cameras (Vicon Nexus™, Oxford, UK) recorded the three-dimensional coordinates of reflective markers at a sampling rate of 100 Hz.

2.3. Data analysis

Kinematic data were processed using Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD). Data were low-pass filtered with a 4th order Butterworth and a 6-Hz cutoff frequency. A global mean of gait velocity was computed from the body's center of mass. CRP calculation was based on joint angles (hips and shoulders), computed in the sagittal plane, and their proper derivative joint velocity, as described by Hamill et al. [23]. This method facilitates the clinical interpretation of physical and non-artificial signals. Each joint angle and its angular velocity were sequenced in time (% of right gait cycle for Ctrl and prosthetic gait cycle for TFA) and normalized in amplitude from -1 to 1 [24]. Phase planes for each angle/velocity couple were plotted. On each phase plane, the phase angle of the considered joint was determined according to the equation that defines the joint state [16]. Then, using MATLAB (MATLAB R2020a, Mathworks Inc., MA, USA), the CRP between two joints (opposite shoulder and hip) was calculated by subtracting their respective phase angles. CRP was calculated between $-\pi$ and π radians. Zero radian indicates that the 2 considered joints are in an equivalent state at the same time. Positive and negative values indicate an advance or a delay of one joint relative to the other, respectively.

For the two groups, the CRP between the uphill shoulder and the downhill hip will further be mentioned as UpShoulder_DownHip in the manuscript, and the CRP between the downhill shoulder and the uphill hip as DownShoulder_UpHip. The CRP UpShoulder_DownHip corresponds to the CRP between the right shoulder and the left hip in the Ctrl group, and between the shoulder of the amputated side and the hip of the non-amputated side.

Table 1
Anthropometric characteristics of the TFA and Ctrl groups. Mobility level and amputation etiology are specified for TFA.

	Age (years)	Gender	Height (m)	Mass (kg)	Etiology	K-level	Time since amputation (y)	Prosthetic knee	Gait velocity on level ground (m/s)	Gait velocity on cross-slope (m/s)
TFA	43.8 (17.7)	15 Males 5 Females	1.73 (0.09)	77.8 (14.4)	11 trauma 4 cancer 5 vascular	10 K3 10 K4	13.7 (16.3)	14 C leg 5 Rheo 1 3R80	1.04 (0.15)	0.97 (0.24)
Ctrl	44.8 (16.5)	15 Males 5 Females	1.76 (0.10)	77.0 (14.9)					1.23 (0.11)	1.28 (0.12)

2.4. Statistical analysis

Descriptive statistics were calculated to analyze the participants' characteristics and kinematic parameters. Effect size was assessed with partial eta squares to determine the meaningfulness of the statistical differences between the walking conditions. It was evaluated as small effect (0.01), medium (0.06), and large (0.14 and greater). Gait velocity and CRP means were analyzed by means of a two-way analysis of variance (group \times walking condition, 2×2 , $\alpha = 0.05$) with repeated measures on one factor (level ground and cross-slope) using SPSS software (IBM, version 27.0.1.0). The null hypothesis was that the mean within-subject contribution index would be zero. Depending on the normality of the data, curve analyses were conducted using Statistical Parametric Mapping (SPM) or Statistical non-Parametric Mapping (SnPM) methodology. All SPM and SnPM analyses were performed using MATLAB R2020b software (The Mathworks Inc., Natick, MA, spm1d package v.1.0.5, www.spm1d.org; Pataky, 2012). The significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

3.1. Group characteristics

Twenty TFAs and 20 Ctrl were included. No significant differences were observed between the groups for the anthropometric characteristics (Table 1). Regarding the gait velocity, there was a group effect: gait velocity for the Ctrl was significantly greater than for the amputees ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.61$) (Table 1). There was no significant walking condition effect ($p > 0.05$) but a significant interaction between groups and walking conditions ($p = 0.029$, $\eta^2 = 0.23$). Tukey post-hoc test revealed that, whatever the walking condition, amputees walked significantly slower than Ctrl ($p < 0.001$).

3.2. Upper-lower limb coordination in level ground walking

The CRP values seemed to be inversely symmetrical in the Ctrl group; sign inversion occurred at the double support phase, at approximately 50 % of the gait cycle (Fig. 1c and d).

For TFA, CRP shape curves were quite similar to Ctrl (Fig. 2). The CRP mean values were relatively close to 0 in the control (-0.03 ± 0.24 for UpShoulder_DownHip and -0.04 ± 0.26 for DownShoulder_UpHip) and in the TFA for UpShoulder_DownHip (-0.04 ± 0.39), but the CRP mean was significantly higher in the TFA for DownShoulder_UpHip (0.16 ± 0.37 , $p = 0.02$).

Regarding the SnPM analysis (Fig. 3), the amputees showed significantly different CRP DownShoulder_UpHip after heel strike ($p = 0.002$), near foot off ($p = 0.008$) and at the end of the swing phase of their amputated limb ($p = 0.008$ and 0.006) when compared to the Ctrl group. In CRP UpShoulder_DownHip, even if there was no group effect on the mean CRP (Table 2), SnPM analysis revealed significant differences on stance phase, particularly at the beginning ($p = 0.003$) and around 40 % ($p = 0.009$) of the gait cycle.

3.3. Upper-lower limb coordination in cross-slope walking compared to level ground

Regarding the mean CRP DownShoulder_UpHip, there was a group effect ($p < 0.05$, $\eta^2 = 0.24$) and a walking condition effect ($p < 0.01$, $\eta^2 = 0.35$). There was no interaction ($p > 0.05$) when the CRP DownShoulder_UpHip was compared between groups and walking condition. As presented in Table 2, the mean CRP was higher for the amputees than for Ctrl and was higher for the cross-slope than for level ground. For the other side, the comparison for the mean CRP UpShoulder_DownHip revealed no group effect ($p > 0.05$) or interaction ($p > 0.05$), but a walking condition effect ($p < 0.05$, $\eta^2 = 0.27$) with a higher mean CRP for the cross-slope than for level ground in TFA group.

In the comparison between walking conditions in the Ctrl group, SnPM analysis (Fig. 3) only showed a significant difference ($p = 0.008$)

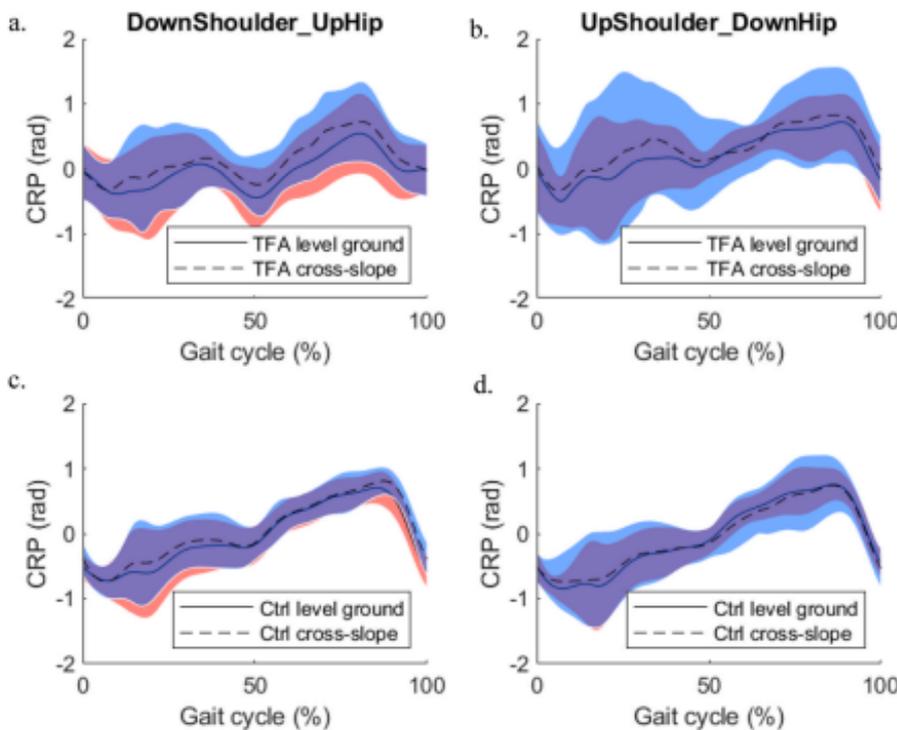


Fig. 1. Mean relative phase and standard deviation per group (TFA and Ctrl) and per walking condition (level ground and cross-slope) during the gait cycle. a. shows the CRP DownShoulder_UpHip in TFA, b. shows the CRP UpShoulder_DownHip in TFA, c. shows the CRP DownShoulder_UpHip in Ctrl, and d. shows the CRP UpShoulder_DownHip in Ctrl. The red lines represent the standard deviation in level ground walking condition, and the blue lines in the cross-slope condition. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

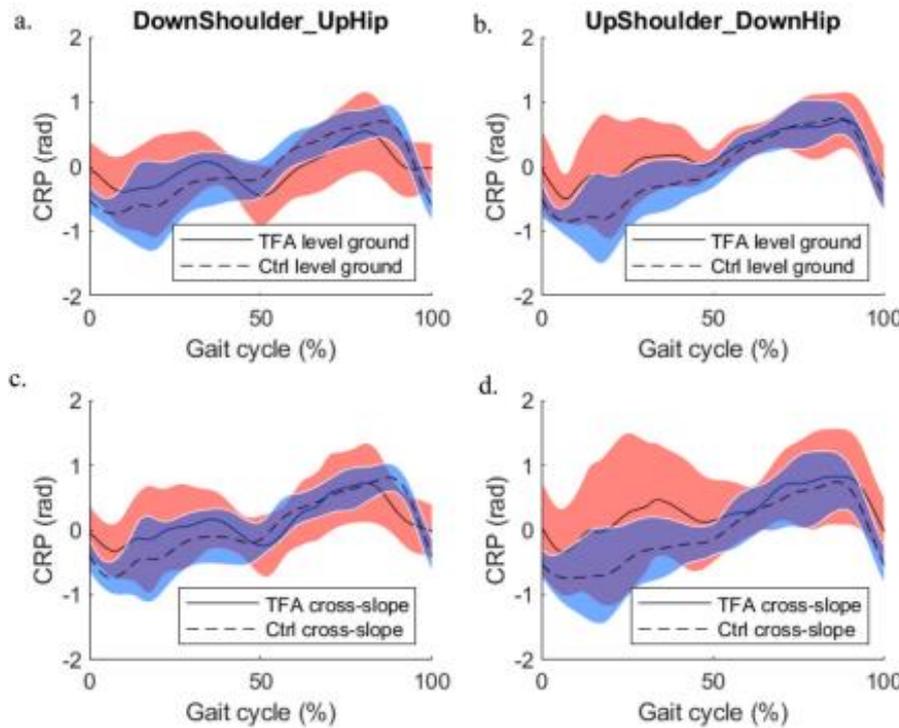


Fig. 2. Mean relative phase and standard deviation per group (TFA and Ctrl) and per walking condition (level ground and cross-slope) during the gait cycle. Fig. 1a. shows the CRP DownShoulder_UpHip in level ground, Fig. 1b. shows the CRP UpShoulder_DownHip in level ground, Fig. 1c. shows the CRP DownShoulder_UpHip in cross-slope, and Fig. 1d. shows the CRP UpShoulder_DownHip in cross-slope. The red lines represent the standard deviation in the TFA group, and the blue lines the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

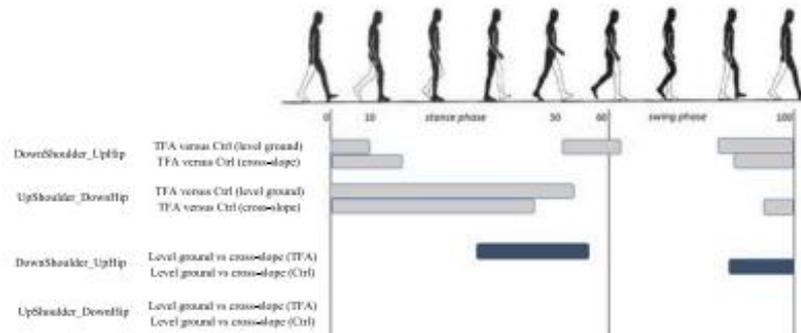


Fig. 3. Significant differences during the gait cycle periods with SPM analysis. The grey lines indicate the differences between groups and the black lines indicate the intragroup differences according to walking condition.

Table 2

Means and standard deviations for the 2 CRPs for groups and walking conditions, and p-values.

			Mean (SD)	P-values		
				Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group * walking condition
UpShoulder_DownHip	TFA	Level ground	-0.04 (0.39)	0.59	0.02*	0.05
		Cross-slope	0.12 (0.38)			
	Ctrl	Level ground	-0.03 (0.24)			
		Cross-slope	0.01 (0.21)			
DownShoulder_UpHip	TFA	Level ground	0.16 (0.37)	0.02*	0.005*	0.23
		Cross-slope	0.36 (0.53)			
	Ctrl	Level ground	-0.04 (0.26)			
		Cross-slope	0.04 (0.24)			

at the end of swing phase when the peak CRP occurred (DownShoulder_UpHip was more positive in the cross-slope condition).

In contrast to Ctrl, SnPM analysis showed a significant difference ($p = 0.01$) in TFA during the second double support of the prosthetic

stance phase for DownShoulder_UpHip (Fig. 3).

4. Discussion

The aim of this study was to analyze upper-lower limb coordination in TFA gait and how this coordination was adapted to cross-slope walking. Considering that walking velocity can affect lower-limb amputee coordination [13], we verified that there was no significant difference in walking velocity between level-ground and cross-slope conditions in both groups. TFA showed differences, compared to Ctrl, in the coordination between hip and opposite shoulder on level ground condition. These adaptations depend on the position of the prosthesis during the gait cycle and on the occurring CRP. In the control group, walking on the cross-slope induced adaptations of the coordination between the hip uphill and the opposite shoulder, resulting in an advance of the opposite shoulder at the end of the swing phase. The CRP UpShoulder_DownHip showed intragroups similar coordination in the cross-slope and level ground condition. The results differ from Ctrl when the TFA walked with the amputated leg uphill: they adapted the coordination of that hip and the opposite shoulder during the second double support of the uphill limb at stance phase.

Asymmetric walking caused by orthopedic or neurologic disease could impact gait kinematics and kinetics and is associated with several long-term secondary health conditions. The goal of asymmetric walking is to maintain efficient locomotion with a cost/benefit ratio as optimal as possible. To do that, lower limb amputees have to adapt their posture with a prosthetic limb and “reorganize” gait to ensure stability and walking efficiency in daily life activities. Concerning upper-lower limb coordination during level ground walking, TFA showed adaptations compared to Ctrl in the prosthetic stance phase (CRP UpShoulder_DownHip) and in the end of the prosthetic swing phase until the end of the first double support phase (CRP DownShoulder_UpHip). The CRP mean value could indicate an advance of the shoulder compared to the opposite hip. This asymmetrical reorganization during normal gait suggests arm swing adaptations linked to the phase of the gait cycle of the prosthesis side.

Cross-slope surfaces and pavements compose the urban environment for walkers and healthy people modify their sagittal plane kinematics, step width and joint reaction moments to adjust the ground height difference between uphill and downhill feet [17]. In the present study, the results of the control group showed upper-lower limb coordination adaptations between level ground walking and cross-slope at the end of the swing phase of the gait cycle. The only study that focused on a healthy population, centered on coordination in the urban environment [25], studied lower limb interjoint coordination, and no significant difference between level ground and cross-slope walking was found. Nevertheless, enough flexible coordination between arms is essential to propose a large variety of adjustments to maintain balance in unstable conditions [17]. This flexibility could explain the adaptations observed in the present study for the CRP DownShoulder_UpHip in the control group during cross-slope walking. These observations are also consistent with those from Liu et al. [26], who showed that healthy people use a flexible combination of intersegmental coordination patterns to maintain whole-body angular momentum during perturbation responses when walking under the constraint of asymmetric gait.

Vaulting and increased pelvic hiking are gait strategies commonly observed to facilitate the shortening of the prosthetic lower limb during the swing phase of cross-slope walking, especially when the prosthesis side is uphill [18]. However, it is known that the lower limbs (up to 60 %) and the upper limbs (for 25 % or higher) contribute to whole-body angular momentum and that the percentage of implication of these segments changes according to gait velocity [27]. In our study, TFA and Ctrl showed a coordination adaptation only in the CRP DownShoulder_UpHip when they walked on the cross-slope condition. However, while Ctrl group's coordination was modified at the end of swing phase, TFAs showed a significant difference during the second double support of prosthetic stance. There was indeed a relative advance of the shoulder compared to the hip of the prosthesis side. Knowing the

difficulties in shortening the lower limb on the prosthetic side in the TFA population [18], this coordination adaptation could be an anticipatory postural strategy aimed at preparing the prosthetic swing phase. Indeed, the advancement of the shoulder opposite to the amputated side could lead to move the center of mass forward at the end of the prosthetic stance phase to compensate for the lack of the prosthetic lower limb propulsion. Based on the implication of movement and upper-lower limb coordination in energy cost and gait efficiency, interlimb coordination parameters seem to be relevant elements in clinical settings. They could be integrated into the usual assessment of gait for people with asymmetric walking, such as TFA. Identifying upper-lower limb coordination adaptations on nonlevel surfaces would help achieve rehabilitation goals for effective walking in urban environments.

4.1. Clinical considerations

While gait asymmetries in lower limb amputees can be partly compensated by the prosthesis [11], they could nevertheless play a functional role in locomotion by compensating for the propulsion deficit associated with the prosthesis and by ensuring gait stability [28,29]. The literature has already shown the gait asymmetries on amputees between lower limbs [28,29], this study brings additional information about the asymmetries between upper and opposite lower limbs. Although it is not known which limb influences the other, upper-lower limb coordination should be considered in lower limb amputees' locomotor rehabilitation, for example, to optimize balance or energetic cost during walking. These results suggest a neuromotor training program aimed at improving the flexibility of locomotor patterns [17,30] to improve the adaptability of amputees' gait to different grounds. For example, split-belt treadmills that move the legs at different speeds could be an appropriate complementary rehabilitation device to induce these interlimb coordination adaptations [31]. In addition, a specific muscle strengthening of the hip extensors of the amputated side could improve the propulsion capacity of the prosthetic lower limb at the end of the stance phase and would optimize the adaptation of the upper-lower limb coordination in TFA during cross-slope walking.

4.2. Limitations and future research

This study presents some limitations. First, only TFAs were included in this study, who presented different amputation etiologies and few different prosthetic brands. Therefore, the results cannot be extended to every prosthetic brand or to every type of amputation or health status. A second limitation concerned the walking conditions. The cross-slope of the present study was designed in a laboratory setting and therefore did not exactly reflect the real urban environment. Future investigations could then be considered to reach a more ecological approach. In addition, to transfer these results to clinical practice, particular attention should be given by developers of gait analysis software to implement the calculation of CRP and their use in clinical routines.

4.3. Conclusion

The analyses of the upper-lower limb coordination during the gait of TFA and of the adaptations during cross-slope walking resulted in three key findings. Firstly, the comparison of the CRP between each shoulder and its opposite hip in the sagittal plane showed that TFA had asymmetrical coordination during level ground walking, regardless of the standing foot. Secondly, walking on the cross-slope induced adaptations in healthy individuals in the CRP between the uphill hip and the downhill shoulder. Thirdly, TFA and Ctrl showed a coordination adaptation only in the CRP DownShoulder_UpHip when they walked on the cross-slope condition. However, while Ctrl group's coordination was modified at the end of swing phase, TFAs showed a significant difference during the second double support of prosthetic stance. The difficulties of clearing the foot of the amputated leg during the swing phase especially

in cross-slope condition could explain the adaptation of coordination noticed in this study. Quantifying these adaptations would allow the development of rehabilitation programs to improve the flexibility of locomotor patterns and to prevent the consequences of an asymmetrical gait.

Ethics approval

The study was approved by an independent ethics committee (21.01842.000030), and all participants signed a written, informed consent form in accordance with the Declaration of Helsinki.

Funding source

This project was supported by a research grant from the Association Nationale de la Recherche et de la Technologie (ANRT) assigned to SP as part of a doctoral contract with the Fondation Hopale.

Authorship

All authors were involved in the study and preparation of the manuscript and acknowledge that they have read and approved the content of the manuscript as submitted.

Declaration of Competing Interest

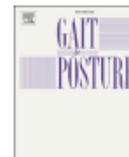
No conflict of interest will arise from any of the authors involved in this paper.

Appendix A. Supporting information

Supplementary data associated with this article can be found in the online version at doi:10.1016/j.gaitpost.2023.08.001.

References

1. R. Queen, L. Dickerson, S. Ranganathan, D. Schmitt, A novel method for measuring asymmetry in kinematic and kinetic variables: the normalized symmetry index, *J. Biomech.* 99 (2020), 109531. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31787258>).
2. Y. Pei-An, C.H. Fan, L.T. Kuo, W.H. Hsu, C.L. Chen, K.T. Peng, et al., Differences in gait and muscle strength of patients with acute and chronic anterior cruciate ligament injury, *Clin. Biomech.* 80 (2020), 105161. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32961508>).
3. L.R. Sheffler, J. Chae, Hemiparetic gait, *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 26 (4) (2015) 611–623. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26522901>).
4. K. Briem, L. Snyder-Mackler, Proximal gait adaptations in medial knee OA, *J. Orthop. Res.: Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 27 (1) (2009) 78–83. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18634012>).
5. J.M. Haddad, R.E. van Emmerik, S.N. Whittlesey, J. Hamill, Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking, *Gait Posture* 23 (4) (2006) 429–434. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16099160>).
6. L. Wallard, S. Boulet, O. Cornu, J.E. Dubuc, P. Mahaudens, D. Postlethwaite, et al., Intersegmental kinematics coordination in unilateral peripheral and central origin: effect on gait mechanism? *Gait Posture* 62 (2018) 124–131. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29547792>).
7. V.J. Harandi, D.C. Ackland, R. Haddara, L.E.C. Lizama, M. Graf, M.P. Galea, et al., Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees, *Med. Eng. Phys.* 77 (2020) 95–106. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31919013>).
8. C.M. Butowicz, C.L. Dearth, B.D. Hendershot, Impact of traumatic lower extremity injuries beyond acute care: movement-based considerations for resultant longer term secondary health conditions, *Adv. Wound Care* 6 (8) (2017) 269–278. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28831330>).
9. K.A. Samuelsson, O. Toytari, A.L. Salminen, A. Brandt, Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review, *Prosthet. Orthot. Int.* 36 (2) (2012) 145–158. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22307861>).
10. M.J. Highsmith, J.T. Kahle, D.R. Bongiorno, B.S. Sutton, S. Groer, K.R. Kaufman, Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: a review of the literature, *Prosthet. Orthot. Int.* 34 (4) (2010) 362–377. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20969495>).
11. M. Kowal, S. Winiarski, E. Gleysztor, A. Kolecz, K. Walewicz, W. Borowicz, et al., Symmetry function in gait pattern analysis in patients after unilateral transfemoral amputation using a mechanical or microprocessor prosthetic knee, *J. Neuroeng. Rehabil.* 18 (1) (2021) 9. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33468184>).
12. J.A. Sturk, E.D. Lemaire, E.H. Sinitski, N.L. Dudek, M. Besemann, J.S. Hebert, et al., Maintaining stable transfemoral amputee gait on level, sloped and simulated uneven conditions in a virtual environment, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* 14 (3) (2019) 226–235. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29276850>).
13. S.F. Donker, P.J. Beek, Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity, *Acta Psychol.* 110 (2–3) (2002) 265–288. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12102109>).
14. C. Curtze, A.L. Hof, K. Postema, B. Otten, Over rough and smooth: amputee gait on an irregular surface, *Gait Posture* 33 (2) (2011) 292–296. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21176879>).
15. P. Meyns, S.M. Bruijn, J. Duysens, The how and why of arm swing during human walking, *Gait Posture* 38 (4) (2013) 555–562. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23489950>).
16. P. Meyns, P. Van de Walle, K. Desloovere, S. Janssens, S. Van Sever, A. Hallemaes, Age-related differences in interlimb coordination during typical gait: an observational study, *Gait Posture* 81 (2020) 109–115. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32707402>).
17. P.C. Dixon, D.J. Pearsall, Gait dynamics on a cross-slope walking surface, *J. Appl. Biomech.* 26 (1) (2010) 17–25. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20147754>).
18. C. Villa, I. Loiret, K. Langlois, X. Bonnet, F. Lavaste, P. Fode, et al., Cross-slope and level walking strategies during swing in individuals with lower limb amputation, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 98 (6) (2017) 1149–1157. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27832952>).
19. R.S. Gailey, K.E. Roach, E.B. Applegate, B. Cho, B. Cunniffe, S. Licht, et al., The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83 (5) (2002) 613–627. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11994800>).
20. A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativio, M.G. Benedetti, A new anatomically based protocol for gait analysis in children, *Gait Posture* 26 (4) (2007) 560–571. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17291764>).
21. G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, 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. International Society of Biomechanics, *J. Biomech.* 35 (4) (2002) 543–548. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934426>).
22. G. Wu, F.C. van der Helm, H.E. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, 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.* 38 (5) (2005) 981–992. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15844264>).
23. J. Hamill, R.E. van Emmerik, B.C. Heiderscheit, L. Li, A dynamical systems approach to lower extremity running injuries, *Clin. Biomech.* 14 (5) (1999) 297–308. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10521606>).
24. M.J. Kurz, N. Stergiou, Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase, *J. Biomech.* 35 (3) (2002) 369–374. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11858813>).
25. P. Ippersiel, V. Shah, P.C. Dixon, The impact of outdoor walking surfaces on lower-limb coordination and variability during gait in healthy adults, *Gait Posture* 91 (2022) 7–13. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34628219>).
26. C. Liu, J.M. Finley, Asymmetric gait patterns alter the reactive control of intersegmental coordination patterns in the sagittal plane during walking, *PLoS One* 15 (5) (2020), e0224187. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32437458>).
27. S.M. Bruijn, O.G. Meijer, J.H. van Dieen, I. Kingma, C.J. Lamoth, Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum, *Gait Posture* 27 (3) (2008) 455–462. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17669652>).
28. L. Hak, J.H. van Dieen, P. van der Wurff, H. Houdijk, Stepping asymmetry among individuals with unilateral transtibial limb loss might be functional in terms of gait stability, *Phys. Ther.* 94 (10) (2014) 1480–1488. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24903115>).
29. M. Schaarschmidt, S.W. Lipfert, C. Meier-Gratz, H.C. Scholle, A. Seyfarth, Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees, *Hum. Mov. Sci.* 31 (4) (2012) 907–917. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22248566>).
30. S. Persine, S. Leteneur, C. Gillet, J. Bassement, F. Charlate, E. Simoneau-Buessinger, Walking abilities improvements are associated with pelvis and trunk kinematic adaptations in transfemoral amputees after rehabilitation, *Clin. Biomech.* 94 (2022), 105619. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35306365>).
31. M. Gonzalez-Rubio, N.F. Velasquez, G. Torres-Oviedo, Explicit control of step timing during split-belt walking reveals interdependent recalibration of movements in space and time, *Front. Hum. Neurosci.* 13 (2019) 207. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31333429>).



Kinetic adaptations of the intact limb in transfemoral amputees using a microprocessor prosthetic knee

S. Persine^{a,b,*}, S. Leteneur^b, C. Gillet^b, J. Bassement^c, F. Charlaté^a, E. Simoneau-Buessinger^b

^a Centre Jacques Calvé, Fondation HOPALE, Berck-sur-Mer, France

^b Univ. Polytechnique Hauts-de-France, LAMIH, CNRS, UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France

^c Soins de Suite et Réadaptation, Institut Stabliniski, Centre Hospitalier de Valenciennes, France

ARTICLE INFO

Keywords:

Amputation
Biomechanics
Gait
Motion analysis

ABSTRACT

Background: In recent decades, high-tech prostheses, including microprocessor-controlled knee (MPK), have been developed to improve the functional abilities of lower limb amputees and to reduce gait asymmetry for the prevention of early joint degradation of the intact limb. The aim of this study was to determine the differences in joint moment and power of the intact limb of transfemoral amputees (TFAs) with an MPK compared to healthy individuals in 2 walking speed conditions.

Methods: Twenty-one TFAs with MPK and matched 21 healthy individuals performed a walking task at spontaneous and rapid self-selected speeds. Spatiotemporal gait parameters and intact limb kinetic data were recorded.

Results: The hip and knee moments in the frontal plane during rapid walking were not significantly higher than spontaneous walking in TFA group (respectively $p = 0.08$ and $p = 0.48$) and were lower than the control group. In the sagittal plane, the hip extensor moment in TFA was higher than the control group in the landing phase ($p < 0.001$ in both speed conditions).

Significance: The kinetics of the intact limb of active TFAs with an MPK showed a significant reduction at the knee internal abductor moment compared to the control, potentially limiting risk factors for knee osteoarthritis. However, in the sagittal plane, higher hip extensor moments could favor low-back pain appearance. Gait analysis of lower limb amputees should thus be performed to highlight these kinetic adaptations and then help to propose the most relevant rehabilitation and prevention exercises to limit the appearance of early musculoskeletal degeneration.

1. Introduction

A major lower limb amputation is a life-altering event with an immediate and obvious effect on daily life activities and quality of life. The alteration of the physical, psychological, and social aspects of the patient's life requires comprehensive health care [1]. Prosthetic devices allow amputees to partly regain their autonomy and with locomotion close to that of nonamputees [2]. However, the daily use of a prosthesis depends on the amputation level, pain, discomfort or inadequacy to life context. Therefore, quantifying the effectiveness of the lower-limb prosthesis seems complicated [3]. The level of daily living activities is correlated with gait variability in transfemoral amputees (TFAs) [4].

Moreover, reduced activity in daily life could lead to muscle imbalances and even atrophy, which could alter the quality of gait pattern [4]. Studies based on gait analysis showed significant differences between healthy people and TFA patients [5,6]. Asymmetrical movements of the lower limbs and compensatory strategies of the pelvis and trunk are associated with an elevated risk for developing deleterious secondary health conditions [7,8]. For example, a low back pain experience is described in 52–89% of unilateral lower limb amputees, and 41–63% develop osteoarthritis on the intact limb [9–11].

Over the last decades, high-tech prostheses, including Microprocessor-controlled Knee (MPK), have been developed to improve the functional abilities of lower limb amputees. The difference

Abbreviations: TFA, transfemoral amputees; MPK, microprocessor-controlled knee; SW, spontaneous self-selected walking speed; RW, rapid self-selected walking speed.

* Correspondence to: Centre Jacques Calvé, Fondation HOPALE, 72 Esplanade Parmentier, 62600 Berck-sur-Mer, France.

E-mail address: s.persine@gmail.com (S. Persine).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.11.022>

Received 4 May 2023; Received in revised form 31 October 2023; Accepted 28 November 2023

Available online 30 November 2023

0966-6362/© 2023 Elsevier B.V. All rights reserved.

between MPK and mechanical prosthetic knees lies in the swing and stance phase control management. Studies have already shown the contribution of MPK to life satisfaction, quality of life, and functional performance compared to mechanical prosthetic knees [12,13]. Regarding spatiotemporal and joint kinematic parameters, MPK seems to reduce asymmetry compared to healthy individuals, especially for movements in the sagittal plane and pelvic rotations [14]. The kinetic parameters of TFAs with high functional levels have recently been studied by Jarvis et al. during spontaneous gait [15]. They showed that if kinematic parameters permit highlighting some differences between TFA and healthy persons, kinetic parameters are necessary to further characterize gait impairments. In addition, Cao et al. showed that rapid walking was a gait modality that exacerbated the kinetic asymmetry for amputee persons [16].

Kaufman et al. showed that if transfemoral amputees using an MPK had significant improvements in gait at spontaneous speed, there was a lack of knowledge about the performance of this type of prosthesis during rapid walking [17]. Since such prosthetics improve amputee functional capacities, it is crucial to investigate their impact on the intact limb, particularly in terms of joint stress. Potential joint comorbidities induce clinical challenges in terms of rehabilitation programs and patient follow-up [18]. In clinical practice, quantifying the kinetics at the intact limb joints could contribute to preventing the risk of developing deleterious secondary health conditions. The aim of this study was thus to investigate the kinetics of the intact limb joints during gait in TFA patients with MPK compared to healthy individuals, both during spontaneous and rapid walking. It was assumed that with the increase in walking speed, the use of MPK could allow the TFA to adapt their intact lower limb joint kinetics in the same range as a nonamputee population.

2. Methods

2.1. Study design

The design used was an observational study and was conducted in a rehabilitation center. TFA participants were recruited during prosthesis follow-up consultations. To complete the lower limb amputee clinical assessment, full body motion analysis was systematically performed in different walking conditions. The study was approved by an independent ethics committee, and all participants signed a written, informed consent form in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.2. Participants

Twenty-one unilateral TFAs were recruited. Patients were included if they used a recent (<5 years) MPK prosthesis daily. Individuals were not included if the k-level was less than 2, according to the Medicare level functional classification [19]; if they had uncontrolled diabetes, cardiovascular, orthopedic, neurologic conditions, or ulcers; or if the walking perimeter was less than 50 m without walking aid. Twenty-one healthy individuals (Control) were recruited to match the TFA group in terms of gender, age, height, and body mass. Subjects with cognitive disorder, neurological disease, or history of serious lower-limb injury limiting the ability to walk were not included. The anthropometric data of each group are summarized in Table 1.

2.3. Instrumentation and procedures

A motion capture system with 8 infrared cameras (Vicon Nexus™, Oxford, UK) recorded the three-dimensional coordinates of the reflective markers at a sampling rate of 100 Hz. Ground reaction forces were collected with 2 force plates (AMTI, Watertown, MA, USA) at 1 000 Hz. A three-dimensional gait analysis assessment was performed for each participant. Each subject was equipped with 49 reflective markers for modeling the lower and upper limbs, pelvis and trunk based on the IOR gait model [20]. Each participant had to walk on a 10-meter walkway

Table 1
Participant characteristics.

	TFA	CONTROL	F value
Age (years)	48 (15)	47 (16)	0.88
Mass (kg)	83 (16)	76 (15)	0.13
Height (m)	1.74 (0.10)	1.74 (0.09)	0.92
Gender	16 M 5 F	16 M 5 F	
Etiology	11 trauma 9 dysvascular 1 neoplasm		
K level	7 K4 14 K3		
Prosthetic knee	13 C-leg4 4 C-leg3 3 Rheo3 1 Orion3		
Average time since amputation (years)	15 (13)		

with her or his usual shoes. Two walking tasks were performed: spontaneous self-selected walking speed (SW) and rapid self-selected walking speed (RW). A minimum of 8 complete gait cycles were recorded for each walking task and then averaged for analysis. Each trial allowed the recording of 2 full gait cycles. A gait cycle was invalidated if the participant did not step with the entire foot on the forceplate. About 8% of the gait cycles were excluded for both groups.

2.4. Data analysis

Spatiotemporal gait parameters were processed using Visual 3D (C-motion™, Germantown, MD). The spatiotemporal parameters included walking speed, cadence, step length of both sides and step width. The kinetics data referred to the calculation of the internal joint moment (Nm/kg) and joint power (W/kg). These were calculated by inverse dynamics using Visual3D. Kinetics data were filtered with low-pass Butterworth 4th order and a 10-Hz cutoff frequency. Kinetics data included hip, knee and ankle moments in the frontal and sagittal planes, as well as hip, knee and ankle powers in the sagittal plane. Kinetic data during the stance phase were analyzed using the intact limb for amputees and the mean of both limbs for controls. The peak values of the kinetics parameters were assessed for both the landing and propulsion phases of stance, corresponding to the first and second parts of the stance phase, respectively. For illustrative purpose only, kinematic data of the present study regarding trunk and pelvis are presented in annex.

The statistical analyses were performed using SPSS software (IBM, version 27.0.1.0). The descriptive statistics were calculated for the analysis of the participants' characteristics and parameters. The data were tested for normality with the Shapiro–Wilk test. The spatiotemporal and kinetic parameters were analyzed by means of a two-way analysis of variance (group x walking condition, 2 x 2, $\alpha = 0.05$) with repeated measures on one factor (the walking conditions, SW and RW). The effect size was assessed with partial eta squares to determine the meaningfulness of the statistical differences between the walking conditions. It was evaluated as small effect (0.01), medium (0.06), and large (0.14 and greater). Post-hoc analyzes were conducted with Fisher's LSD in case of significance. The data are expressed as the means with standard deviations in brackets in the text, figures and tables. The threshold for significance was set at 5%.

3. Results

Twenty-one TFAs and 21 controls were included. No significant differences were observed between the groups for the anthropometric characteristics ($p > 0.05$; Table 1).

The group effect, the walking condition effect, and the interaction were revealed by the ANOVA analysis in all the spatio-temporal

parameters (walking speed, steps lengths, and stride cadence), except for the step width with just a group effect (Table 2). Post-hoc analyzes showed a higher step width in TFA compared to Control ($p < 0.001$) in both walking conditions. The increase in walking speed between SW and RW was 45 (19) % in Control and 30 (11) % in TFA.

Means, standard deviations, and p values of the kinetic parameters for each group and walking conditions are presented in Table 3 and post-hoc results in Table 4. Fig. 1 and Fig. 2 illustrate the kinetic parameters analyzed, respectively in the frontal plane and the sagittal plane.

In the frontal plane, there was a significant group effect ($p < 0.001$, $\eta^2p = 0.28$), walking condition effect ($p < 0.001$, $\eta^2p = 0.49$), and interaction ($p < 0.001$, $\eta^2p = 0.25$) in the hip abductor peak moment of the landing phase. The same significant effects was observed on the knee abductor peak moment (group effect $p < 0.001$, $\eta^2p = 0.37$; walking condition effect ($p < 0.001$, $\eta^2p = 0.28$; interaction ($p = 0.006$, $\eta^2p = 0.17$). Fisher's LSD post-hoc tests indicated a significant improvement of the hip and knee abductor peak moments between SW and RW in the Control group ($p < 0.001$), but not in the TFA group (hip peak moment $p = 0.08$, knee peak moment $p = 0.48$). Regarding the means values in TFA, the knee abductor peak moment was $-0.31(0.17)$ Nm/kg in SW and $-0.32(0.22)$ Nm/kg in RW. For the Control group, the knee abductor peak moment was $-0.48(0.17)$ Nm/kg in SW and $-0.61(0.22)$ Nm/kg in RW (Table 3). There was a walking condition effect in the frontal plane ankle peak moment on the landing phase ($p = 0.001$, $\eta^2p = 0.23$) and the propulsion phase ($p < 0.001$, $\eta^2p = 0.51$).

In the sagittal plane, all joints peak moments and joints peak powers had a walking condition effect ($p < 0.001$, $\eta^2p > 0.31$, Table 3). There was a group effect in all joints peak moments and joints peak powers except for the ankle sagittal peak moment in the landing phase ($p = 0.88$, $\eta^2p = 0.001$) and propulsion phase ($p = 0.17$, $\eta^2p = 0.05$). Only 2 joints peak moments showed no interaction group*walking condition, the ankle peak moment in the landing phase ($p = 0.08$, $\eta^2p = 0.07$) and in the propulsion phase ($p = 0.69$, $\eta^2p = 0.004$). The hip extensor peak moment showed an interaction tendency in landing phase ($p = 0.05$, $\eta^2p = 0.09$). Post-hoc analyzes showed a higher hip extensor peak moment in the landing phase in TFA compared to Control ($p < 0.001$ in both walking conditions).

4. Discussion

The aim of this study was to assess intact limb kinetics during gait movements in TFA patients with recent MPK compared to healthy individuals and to investigate the impact of increased walking speed. In accordance with the literature [21], the TFA group walked slower, and their potential for increasing walking speed was lower than that of the control group. Mainly, the group effects, the walking condition effects and the interactions observed on the spatiotemporal parameters showed that MPK users with high mobility level did not have the same walking performance as healthy individuals. The TFA group had a greater step

width than control in both walking conditions, but it has been shown that an increase in step width could be linked to a reduction in the internal knee abductor moment [22] and to a reduction in the internal hip abductor moment [23].

Indeed, in the frontal plane, the hip abductor peak moment and the knee abductor peak moment did not increase in RW in TFA group, unlike in control group. In addition, the knee abductor peak moment was significantly lower in TFA, compared to control, in both walking conditions. The knee abductor moment can be reduced by increasing step width, but also with the trunk sway in the frontal plane [22]. However, no significant differences were observed in frontal plane trunk inclination of TFA group during the intact limb stance compared to the control group. Furthermore, the pelvic kinematics in the frontal plane was modified in TFA to adapt to prosthetic swing phase with pelvic hike strategy (positive peak pelvis contralateral inclination in the frontal plane) [24]. It has been shown that the contralateral pelvic drop increases the internal knee abductor moment and would be a risk factor of knee osteoarthritis [25]. Then, we suppose pelvic hike strategy, caused by the need to secure the prosthetic swing phase, could contribute to reduce internal knee abductor moment during the intact stance phase. The increase in intact limb knee abductor moment observed in the literature when amputees are walking with high mobility level [7] could be caused by the imposed walking speed. The comparison with a control group was thus methodologically interesting, but imposed a walking rhythm for which TFA had to adapt the management of the prosthetic swing phase. This could have consequences on the intact leg to maintain stability and efficiency during gait.

A recent study showed that larger vertical force components in response to an increase in gait speed imply that individuals with transfemoral amputees are exposed to a strong impact on their intact limb when they walk faster [26].

All TFAs in this study had a good mobility level (K3 and K4), and they were active in daily living tasks with their MPK. This type of TFA seemed to present locomotor modalities in the frontal plane to reduce hip and knee moments during the landing phase. These kinetic adaptations may represent an advantage for this population in terms of osteoarthritis prevention.

In the TFA group, however, while walking speed also increased, the moment at the hip joint increased in the sagittal plane and was higher in this group than in the control group during the landing phase. This result was probably related to a higher pelvis anterior tilt angle in TFA. This pelvis kinematics and the associated trunk extension would be linked to a higher risk of low back pain in TFA [8,27].

Analyzing the propulsion and reception strategies of TFA when walking with a prosthesis and investigating how they adapt to an increased walking speed would allow a better personalization of the rehabilitation exercises. The amputee's history and life goals must lead to personalized rehabilitation aims, both to achieve the performance targeted by the patient and to reduce the potential joint overload-related risk of injury. Exercises could be adapted to improve the control of the

Table 2

Means and standard deviations for spatiotemporal parameters of gait for each group and walking condition. P values indicate intergroup and intragroup differences. The prosthetic limb corresponds to the right limb in the control group for the step length.

	TFA		Control		P-value	Walking condition (within subject)	Group * Walking condition
	SW	RW	SW	RW			
Walking speed (m/s)	1.03 (0.17)	1.33 (0.21)	1.21 (0.17)	1.73 (0.19)	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Prosthetic/right step length (m)	0.61 (0.12)	0.71 (0.13)	0.70 (0.10)	0.84 (0.09)	0.003	< 0.001	0.01
Intact/left step length (m)	0.61 (0.08)	0.70 (0.09)	0.70 (0.07)	0.84 (0.08)	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Stride cadence (strides/min)	50 (5)	57 (5)	52 (4)	62 (5)	0.02	< 0.001	0.001
Step width (m)	0.19 (0.04)	0.20 (0.04)	0.14 (0.03)	0.14 (0.03)	< 0.001	0.23	0.53

Table 3

Mean and standard deviation for lower limb joint moments (Nm/kg) and powers (W/kg) in the landing and propulsion phases for each group and walking condition. P values indicate intergroup and intragroup differences. Flexion, abduction and eversion moments are expressed as positive values.

		TFA			Control P-value			
		SW	RW	SW	RW	Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group * walking condition
Frontal plane	Landing phase							
	Hip moment	-0.80 (0.18)	-0.85 (0.21)	-0.88 (0.13)	-1.11 (0.15)	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Knee moment	-0.31 (0.17)	-0.32 (0.22)	-0.48 (0.17)	-0.61 (0.22)	< 0.001	< 0.001	0.006
	Ankle moment	0.12 (0.06)	0.16 (0.07)	0.10 (0.07)	0.11 (0.06)	0.50	0.001	0.18
	Propulsion phase							
	Hip moment	-0.82 (0.20)	-0.83 (0.23)	-0.76 (0.12)	-0.73 (0.18)	0.23	0.34	0.09
Sagittal plane	Landing phase							
	Hip moment	-0.85 (0.16)	-1.07 (0.22)	-0.44 (0.12)	-0.73 (0.17)	< 0.001	< 0.001	0.05
	Hip power	1.24 (0.37)	1.83 (0.55)	0.36 (0.19)	0.64 (0.33)	< 0.001	< 0.001	0.04
	Knee moment	-0.49 (0.25)	-0.86 (0.36)	-0.68 (0.33)	-1.28 (0.30)	< 0.001	< 0.001	0.005
	Knee power	-0.75 (0.54)	-1.75 (1.19)	-0.84 (0.69)	-2.66 (0.93)	0.01	< 0.001	0.002
	Ankle moment	0.28 (0.12)	0.38 (0.14)	0.26 (0.11)	0.40 (0.09)	0.88	< 0.001	0.08
	Propulsion phase							
	Hip moment	0.66 (0.28)	0.85 (0.31)	1.04 (0.23)	1.56 (0.29)	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Hip power	1.13 (0.43)	1.55 (0.51)	1.15 (0.37)	1.99 (0.61)	0.02	< 0.001	< 0.001
	Knee moment	-0.24 (0.16)	-0.28 (0.15)	-0.31 (0.13)	-0.43 (0.14)	< 0.001	< 0.001	0.02
	Knee power	-1.23 (0.71)	-1.60 (0.75)	-1.50 (0.61)	-2.53 (0.80)	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Ankle moment	-1.30 (0.22)	-1.49 (0.24)	-1.38 (0.14)	-1.56 (0.19)	0.17	< 0.001	0.69
Ankle power	2.91 (0.87)	3.89 (1.01)	2.98 (0.61)	4.60 (0.89)	0.04	< 0.001	0.001	

TFA: Transfemoral amputees; SW: spontaneous walking; RW: rapid walking

Table 4

P-values for post-hoc analyses (Fisher's LSD) when significant intergroup and intragroup differences in the two-way ANOVA.

		Between subject post-hoc in SW (TFA/Control)	Between subject post-hoc in RW (TFA/Control)	Within subject post-hoc in TFA (SW/RW)	Within subject post-hoc in Control (SW/RW)
Spatio temporal parameters	Walking speed (m/s)	0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Prosthetic/right step length (m)	0.014	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Intact/left step length (m)	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Stride cadence (strides/min)	0.21	0.002	< 0.001	< 0.001
	Step width (m)	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Landing phase in frontal plane	Hip moment	0.01	< 0.001	0.08	< 0.001
	Knee moment	< 0.001	< 0.001	0.48	< 0.001
	Ankle moment			0.001	0.15
Propulsion phase in frontal plane	Knee moment	0.014	0.05	< 0.001	< 0.001
	Ankle moment			< 0.001	< 0.001
Landing phase in sagittal plane	Hip moment	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Hip power	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Knee moment	0.017	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Knee power	0.28	0.002	< 0.001	< 0.001
Propulsion phase in sagittal plane	Ankle moment			< 0.001	< 0.001
	Hip moment	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Hip power	0.86	< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Knee moment	0.025	< 0.001	0.20	< 0.001
	Knee power	0.038	< 0.001	0.011	< 0.001
	Ankle moment			< 0.001	< 0.001
	Ankle power	0.53	0.005	< 0.001	< 0.001

prosthesis, the strength of the hip abductors [28], or the dynamic balance during gait in various walking cadences and speeds [29]. This study confirms the interest in maintaining targeted gait asymmetries in TFA [30], without forgetting the exercises for the prevention of low back pain [9,27].

This study presents some limitations. Firstly, the TFAs included in this observational study had different amputation etiologies and a high mobility level and were only equipped with MPK. Therefore, the results cannot be extended to all mobility levels and prosthetic brands. Secondly, the randomization of walking conditions was not performed because the clinical procedure was standardized. For the same reasons, gender distribution was not controlled in TFA population, but the same

proportion was respected in the 2 groups of the study. Thirdly, another limitation concerned the walking conditions. Since each participant walked at a self-selected speed, for both the spontaneous and rapid conditions, this did not allow us to obtain similar walking speeds for the 2 studied populations. This rendered the direct comparison of the kinetic parameters more difficult. However, the choice of self-selected speed was clearly made to be able to identify the strategies specifically used by each person in her or his daily life.

5. Conclusion

In everyday locomotion, and notably during a spontaneous increase

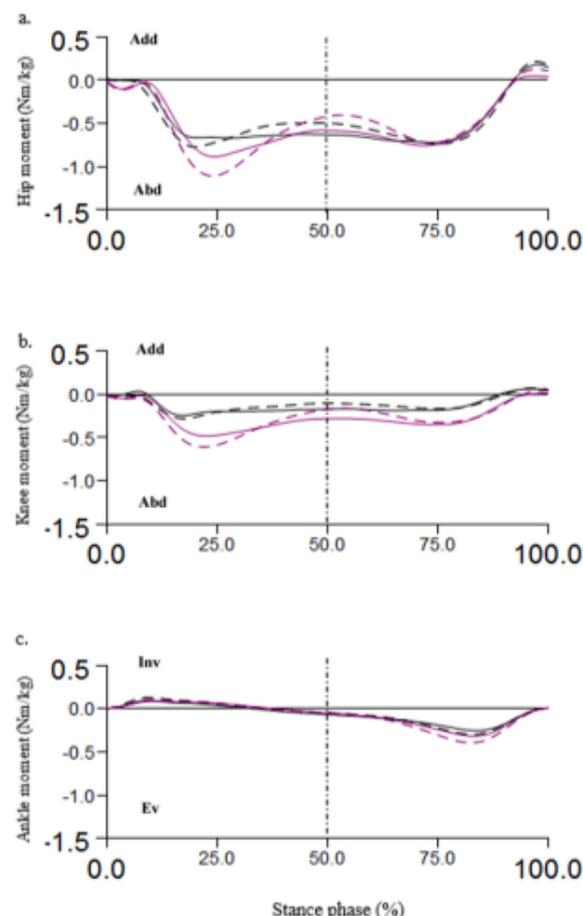


Fig. 1. Joint moment during the stance phase (0–50% corresponds to the landing phase and 50–100% to the propulsion of the stance phase) in the frontal plane at the hip (a), knee (b), and ankle (c). The intact TFA limb is represented in black, and the control group limb is represented in purple. The solid line represents the SW walking condition, and the dashed line represents the RW condition. TFA: Transfemoral amputees; SW: spontaneous walking; RW: rapid walking; Abd/Add: abduction and adduction moment; Ev/Inv: eversion and inversion moment.

in walking speed, lower limb amputees adapt their gait differently than

healthy people. The intact limb kinetics of physically active TFAs with an MPK showed a reduction in the internal knee abduction peak moment compared to the control. The adaptations in the sagittal plane depended on increasing walking speed. Despite the evolution of the prosthetic device, the intact leg did not behave like the control leg. These adaptations must be identified by a quantified analysis of gait. Compared to the clinical assessment of the TFA, gait analysis aims to propose the most relevant rehabilitation and prevention exercises to achieve their objectives while minimizing the appearance of early musculoskeletal degeneration. Promoting activity and mobility with appropriate gestures in this population at high risk of sedentary lifestyle would limit associated chronic diseases.

Ethical approval

The study was approved by an independent ethics committee (21.01842.000030), and all participants signed a written, informed consent form in accordance with the Declaration of Helsinki.

Funding

This project was supported by a research grant from the Association Nationale de la Recherche et de la Technologie (ANRT) assigned to SP as part of a doctoral contract with the Fondation Hopale.

Authorship

All authors were involved in the study and preparation of the manuscript and acknowledge that they have read and approved the content of the manuscript as submitted.

Declaration of Competing Interest

No conflict of interest will arise from any of the authors involved in this paper.

Annex: ANOVA and post-hoc results on complementary kinematics parameters during the intact limb stance phase (right limb in Control group)

Kinematic during intact (right) stance phase	ANOVA p-value (η^2p)			Post-hoc p-value			
	Group (between subject)	Walking condition (within subject)	Group*walking condition	Between subject post-hoc in SW (TFA/Control)	Between subject post-hoc in RW (TFA/Control)	Within subject post-hoc in TFA (SW/RW)	Within subject post-hoc in Control (SW/RW)
Maximal inclination trunk angle on stance side	0.77 (0.002)	0.82 (0.001)	0.52 (0.10)				
Maximal pelvic contralateral inclination	< 0.001 (0.77)	< 0.001 (0.35)	0.36 (0.02)	< 0.001	< 0.001	0.01	< 0.001
Maximal anterior pelvic tilt	< 0.001 (0.42)	0.002 (0.21)	0.007 (0.17)	< 0.001	< 0.001	0.77	< 0.001

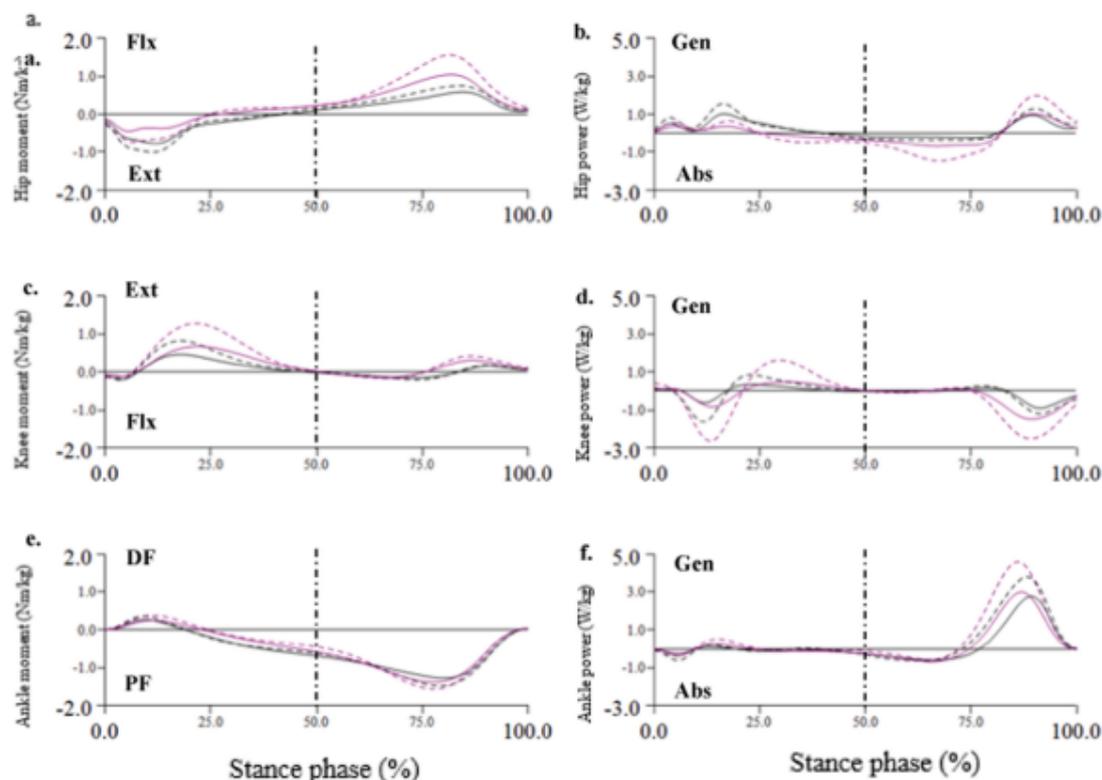


Fig. 2. Joint moment and power during the stance phase (0–50% corresponds to the landing phase and 50–100% to the propulsion of the stance phase) in the sagittal plane at the hip (a, b), knee (c, d) and ankle (e, f). The intact TFA limb is represented in black, and the control group limb is represented in purple. The solid line represents the SW walking condition, and the dashed line represents the RW condition. TFA: Transfemoral amputees; SW: spontaneous walking; RW: rapid walking; Flx: flexion moment; Ext: extension moment; DF: dorsiflexion moment; PF: plantar flexion moment; Gen: power generated; Abs: power absorbed.

References

- Grzeblen, M., Chabowski, M., Mallinowski, I., Uchmanowicz, M., Milan, D., Janczak, Analysis of selected factors determining quality of life in patients after lower limb amputation - a review article, *Pol. Prz. Chir.* 89 (2) (2017) 57–61. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28537564>).
- K. Carroll, Adaptive prosthetics for the lower extremity, *Foot Ankle Clin.* 6 (2) (2001) 371–386. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11488061>).
- K.A. Samuelsson, O. Toytari, A.L. Salminen, A. Brandt, Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review, *Prosthet. Orthot.* 36 (2) (2012) 145–158. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22307861>).
- J.A. Mussig, T. Brauner, I. Kroger, P.A. Varady, A. Brandt, I. Klopfer-Kramer, et al., Relation between the amount of daily activity and gait quality in transfemoral amputees, *Int. J. Rehabil. Res. Int. Z. fur Rehabil. Rev. Int. De. Rech. De. Readapt.* 42 (2) (2019) 139–144. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30724791>).
- B. Carse, H. Scott, L. Brady, J. Colvin, A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics, kinetics and oxygen consumption measures, *Gait Posture* 75 (2020) 98–104. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31645007>).
- C. Villa, H. Pillot, P. Fode, J. Paysant, C. Sauret, N. Martinet, et al., Gait analysis of amputee people in limiting situations of daily living, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 15 (Suppl 1) (2012) 175–176. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23009469>).
- C.M. Butowicz, R.L. Krupenevich, J.C. Acasio, C.L. Dearth, B.D. Hendershot, Relationships between mediolateral trunk-pelvic motion, hip strength, and knee joint moments during gait among persons with lower limb amputation, *Clin. Biomech.* 71 (2020) 160–166. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31765911>).
- V.J. Harandi, D.C. Ackland, R. Haddara, L.E.C. Lizama, M. Graf, M.P. Gales, et al., Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees, *Med. Eng. Phys.* 77 (2020) 95–106. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31919013>).
- D.M. Ehde, D.G. Smith, J.M. Czerniecki, K.M. Campbell, D.M. Malchow, L. R. Robinson, Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82 (6) (2001) 731–734. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11387575>).
- P.L. Ephraim, S.T. Wegener, E.J. MacKenzie, T.R. Dillingham, L.E. Pezzia, Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (10) (2005) 1910–1919. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16213230>).
- D.C. Morgenroth, A.C. Gellhorn, P. Suri, Osteoarthritis in the disabled population: a mechanical perspective, *PM R: J Inj Funct Rehabil* 4 (5 Suppl) (2012) S20–S27 (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22632698>).
- B. Burcak, B. Kesikburun, B.F. Koseoglu, O. Oken, A. Dogan, Quality of life, body image, and mobility in lower-limb amputees using high-tech prostheses: a pragmatic trial, *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 64 (1) (2021), 101405. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32561506>).
- A.B. Sawers, B.J. Hafner, Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review, *J. Rehabil. Res. Dev.* 50 (3) (2013) 273–314. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23881757>).
- M. Kowal, S. Winlarski, E. Gieysztor, A. Kolec, K. Walewicz, W. Borowicz, et al., Symmetry function in gait pattern analysis in patients after unilateral transfemoral amputation using a mechanical or microprocessor prosthetic knee, *J. Neuroeng. Rehabil.* 18 (1) (2021) 9. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33468184>).
- H.L. Jarvis, N.D. Reeves, M. Twiste, R.D. Phillip, J. Etherington, A.N. Bennett, Can high-functioning amputees with state-of-the-art prosthetics walk normally? A kinematic and dynamic study of 40 individuals, *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 64 (1) (2021), 101395. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32450271>).
- W. Cao, H. Yu, Q. Meng, W. Chen, S. Li, Plantar pressure analysis of above-knee amputee with a developed microprocessor-controlled prosthetic knee, *Acta Bioeng.*

- Biomech. 20 (4) (2018) 33–40. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30821287>).
- [17] K.R. Kaufman, J.A. Levine, R.H. Brey, B.K. Iverson, S.K. McCrady, D.J. Padgett, et al., Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees, *Gait Posture* 26 (4) (2007) 489–493. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17869114>).
- [18] A. Kannenberg, B. Zacharias, E. Probsting, Benefits of microprocessor-controlled prosthetic knees to limited community ambulators: systematic review, *J. Rehabil. Res. Dev.* 51 (10) (2014) 1469–1496. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25856664>).
- [19] R.S. Galley, K.E. Roach, E.B. Applegate, B. Cho, B. Cunniffe, S. Licht, et al., The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83 (5) (2002) 613–627. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11994800>).
- [20] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Inghrasso, R. Nativio, M.G. Benedetti, A new anatomically based protocol for gait analysis in children, *Gait Posture* 26 (4) (2007) 560–571. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17291764>).
- [21] X. Bonnet, C. Villa, P. Fode, F. Lavaste, H. Pillet, Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: effect of walking velocity, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* 228 (1) (2014) 60–66. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24288379>).
- [22] J. Favre, J.C. Erhart-Hledik, E.F. Chehab, T.P. Andriacchi, General scheme to reduce the knee adduction moment by modifying a combination of gait variables, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 34 (9) (2016) 1547–1556. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26744298>).
- [23] F. Stief, J. Holder, Z. Feja, A. Lotfolahpour, A. Meurer, J. Wilke, Impact of subject-specific step width modification on the knee and hip adduction moments during gait, *Gait Posture* 89 (2021) 161–168. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34303070>).
- [24] C. Villa, I. Loiret, K. Langlois, X. Bonnet, F. Lavaste, P. Fode, et al., Cross-slope and level walking strategies during Swing in individuals with lower limb amputation, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 98 (6) (2017) 1149–1157. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27832952>).
- [25] C. Dunphy, S. Casey, A. Lomond, D. Rutherford, Contralateral pelvic drop during gait increases knee adduction moments of asymptomatic individuals, *Hum. Mov. Sci.* 49 (2016) 27–35. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27286307>).
- [26] T. Kobayashi, M. Hu, R. Amma, G. Hisano, H. Murata, D. Ichimura, et al., Effects of walking speed on magnitude and symmetry of ground reaction forces in individuals with transfemoral prosthesis, *J. Biomech.* 130 (2022), 110845. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34749160>).
- [27] C.M. Butowicz, C.L. Dearth, B.D. Hendershot, Impact of traumatic lower extremity injuries beyond acute care: movement-based considerations for resultant longer term secondary health conditions, *Adv. Wound Care* 6 (8) (2017) 269–278. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28831330>).
- [28] A. Hewson, S. Dent, A. Sawers, Strength deficits in lower limb prosthesis users: a scoping review, *Prosthet. Orthot. Int.* 44 (5) (2020) 323–340. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32613896>).
- [29] M.J. Highsmith, C.R. Andrews, C. Millman, A. Fuller, J.T. Kahle, T.D. Klenow, et al., Gait training interventions for lower extremity amputees: a systematic literature review, *Technol. Innov.* 18 (2–3) (2016) 99–113. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28066520>).
- [30] M. Schaarschmidt, S.W. Lipfert, C. Meier-Gratz, H.C. Scholle, A. Seyfarth, Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees, *Hum. Mov. Sci.* 31 (4) (2012) 907–917. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22248566>).