

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique et ingénierie pour la santé ”

présentée et soutenue publiquement par

Boris DAURIAC

Le 27 mars 2018

**Contribution à la mise en œuvre et l'évaluation de
technologies embarquées pour l'appareillage de personnes
amputées du membre inférieur**

Directeur de thèse : **Hélène PILLET**

Co-encadrement de la thèse : **Xavier BONNET, François LAVASTE**

Jury

M. Philippe PUDLO , Professeur, LAMIH UMR CNRS 8201, UPHF, Valenciennes	Président
M. François-Benoît VIALATTE , Maître de Conférences, HDR, Plasticité du Cerveau, ESPCI Paris, Paris	Rapporteur
M. Jean PAYSANT , Professeur, Praticien Hospitalier, IRR, UGECAM Nord –Est, Nancy	Rapporteur
Mme Hélène PILLET , Maître de Conférences, HDR, Institut de Biomécanique Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examineur
M. François LAVASTE , Professeur émérite, Institut de Biomécanique Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examineur
M. Xavier BONNET , Maître de Conférences, Institut de Biomécanique Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examineur
M. Francis DJIAN , Docteur, Recherche et Développement, PROTEOR	Invité
M. Eric LAPEYRE , Professeur, Praticien Hospitalier, Hôpital d'Instruction des Armées Percy	Invité

Aux disparus

L'expérience est une lanterne que l'on porte sur le dos et qui n'éclaire jamais que le chemin parcouru.

- Confucius

Remerciements

Je souhaite tout d'abord remercier mes encadrants de thèse :

Je remercie profondément Hélène Pillet, maître de conférence à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) d'avoir dirigé ce travail de thèse. En particulier pour sa présence, sa disponibilité et son suivi notamment au cours de ces derniers mois. Je la remercie de m'avoir complètement intégré dans les différentes études en analyse du mouvement à l'Institut, à l'INI-CERAH ainsi qu'à l'IRR.

Je remercie le Professeur François Lavaste, professeur émérite et co-encadrant de ce travail de thèse pour ses conseils, toujours avisés, qu'il a prodigué tout au long de ce travail de thèse. En espérant avoir acquis ne serait-ce qu'une partie de sa rigueur, de sa pédagogie et sa curiosité.

Je remercie Xavier Bonnet, maître de conférence et co-encadrant de ce travail de thèse. Merci de m'avoir accompagné depuis mon stage chez Proteor et de m'avoir poussé à approfondir mes connaissances. Mais surtout merci d'avoir été plus têtue que moi.

Je remercie le Professeur Philippe Pudlo d'avoir accepté d'être examinateur de ce travail de thèse, et pour la pertinence de ses questions lors de la soutenance.

Je remercie Jean Paysan, PU-PH à l'IRR de Nancy et François Vialatte, MCU à l'ESPCI, d'avoir été rapporteurs de ce travail de thèse ainsi que pour les conseils et remarques qu'ils ont pu faire.

Je remercie sincèrement Francis Djian de m'avoir suivi pendant ce travail de thèse et de m'avoir appris tant de choses notamment en électronique.

Je remercie le directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Philippe Rouch, d'avoir permis la réalisation de ce travail de thèse en me donnant l'accès aux différents équipements de pointe de l'Institut.

Je souhaite aussi remercier Proteor, collaborateur avec l'IBHGC de ce travail de thèse, de m'avoir permis de communiquer ce travail de thèse dans différentes conférences nationales et internationales ainsi que de m'avoir donné la possibilité de réaliser des essais avec des sujets extraordinaires.

En particulier j'aimerais remercier l'ensemble de l'équipe R&D : Alexandre, Carolane, Dominique, Florent, Franck, Hugo, Jacky, Jean-Claude, Jérôme, Laurie, Laurine, Nicolas, Pascal qui rendaient mes visites à Seurre toujours agréables.

Je souhaiterais remercier l'INI-CERAH de m'avoir permis de réaliser une partie des acquisitions de données dans leur structure. Plus précisément Joseph pour son enthousiasme à résoudre les problèmes informatiques des autres et Coralie pour son soutien permanent au cours de la thèse. J'espère que l'on pourra continuer à faire des projets de recherche ensemble !

Je remercie aussi l'IRR de Nancy où une autre partie des acquisitions a été réalisée. Plus précisément les docteurs Martinet et Loiret pour les échanges que nous avons pu avoir mais aussi Nathalie ainsi que Marie-Agnès pour son aide lors des acquisitions.

Un grand merci à l'ensemble des sujets ayant participé aux projets APSIC et SPCM mais aussi aux personnes appareillés par Proteor avec qui j'ai pu échanger.

Merci beaucoup à tous les membres de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak qui maintiennent tous une superbe ambiance et qui ont fait de ces 3 années un plaisir malgré les difficultés rencontrées. Je remercie l'ensemble des doctorants déjà diplômés (Agathe, Antony, Celia, Maxime ...) et souhaite un bon courage à ceux qui passeront bientôt ce cap (Alice, Aurélien, Louis, Maxim, Pierre-Marc, Samuel, ...).

Merci à Clément, Florian et Nicolas que j'ai eu le plaisir d'encadrer lors de leurs stages de Master à l'IBHGC.

Merci aussi à Karine pour ses conseils et ses encouragements, à Jennifer pour m'avoir fait découvrir le bar de son frère =) et Christophe Sauret l'éternel étudiant du laboratoire pour ses « Ce soir c'est ... ! »

Merci à Marine sans qui toute démarche logistique ou administrative serait quasiment impossible !

Merci à toute ma famille pour leur présence tout au long de mes études et de m'avoir toujours poussé à travailler dans ce que j'aime. Merci à mon père de m'avoir poussé dans le monde de l'analyse de la marche.

Merci à Zoé pour ton soutien indéfectible depuis que l'on se connaît. Merci pour ta patience, tes encouragements et tes conseils tout au long de ces années.

Table des matières :

Introduction générale.....	1
Partie I. Paramètres biomécaniques de la marche pour l'évaluation des fonctions prothétiques dans différentes situations de la vie courante.....	5
Chapitre 1.Rappel des principales adaptations cinématiques et dynamiques des membres inférieurs chez le sujet non amputé dans différentes situations de la vie courante	7
1.1. Rôle et adaptation du pied et de la cheville	9
a. Premier double appui (0-10 % du cycle de marche)	10
b. Appui unipodal (10-50 % du cycle de marche)	11
c. Second double appui (50-60 % du cycle de marche)	12
d. Phase oscillante (60-100 % du cycle de marche)	12
1.2. Adaptation du genou	13
a. Phase d'appui (0-60 % du cycle de marche)	13
b. Phase oscillante (60-100 % du cycle de marche)	14
Chapitre 2.Fonctionnement des dispositifs prothétiques et évaluation de la marche en laboratoire : apport du contrôle par microprocesseur	17
2.1. Genoux prothétiques.....	18
a. Fonctionnement des genoux prothétiques non électroniques.....	18
b. Apport du contrôle par microprocesseur (évaluation quantitative en laboratoire).....	20
2.2. Pied-chevilles prothétiques	26
a. Fonctionnement des pieds prothétiques à restitution d'énergie	26
b. Apport du contrôle par microprocesseur	32
2.3. Limites de l'appareillage	39
2.4. Système de genou-cheville	43
a. Prothèse de genou-cheville de la Vanderbilt University	43
b. SPCM.....	44
2.5. Synthèse et objectifs de la partie I	46
Chapitre 3.Travail personnel : Recherche de paramètres biomécaniques caractérisant les fonctions d'un système genou-cheville dans différentes situations de la vie courante	47
3.1. Introduction générale	47
a. Paramètre fonctionnel de la phase d'appui quantifiant la stabilité	48
b. Paramètre fonctionnel de la phase oscillante lié au risque de chute	49
c. Paramètre quantifiant la sur-sollicitation du membre controlatéral en descente d'escalier.....	53
d. Synthèse et objectifs	54
3.2. Matériel et Méthodes.....	55
a. Matériel	55

b.	Recrutement	55
c.	Vitesse de marche	57
d.	Méthode de calcul du temps de pied à plat	57
e.	Méthode de calcul de la distance minimale entre l'avant-pied et le sol	58
f.	Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral	58
3.3.	Résultats	59
a.	Temps de pied à plat	59
b.	MinTC.....	60
c.	Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral en descente d'escalier	63
3.4.	Discussion	64
a.	Temps de pied à plat	64
b.	MinTC.....	66
c.	Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral en descente d'escalier	67
3.5.	Synthèse des résultats	68
Partie II.	Caractérisation de la locomotion et reconnaissance de situation à partir capteurs embarqués de la prothèse genou-cheville.....	71
Chapitre 1.	État de l'art de la quantification de l'activité et la reconnaissance de situations de locomotion en embarqué	73
1.1.	Estimation à partir de capteurs embarqués de paramètres caractéristiques de l'activité	73
a.	Quantification en embarqué des paramètres spatiotemporaux de la locomotion	74
b.	Classification des positions statiques du corps à l'aide de systèmes embarqués	77
1.2.	Estimation des situations de locomotion rencontrées	78
a.	Introduction	78
b.	Acquisition et construction d'un modèle de reconnaissance de situation	80
c.	Validation et évaluation	94
d.	Conclusion	102
Chapitre 2.	Travaux personnels : Caractérisation de la locomotion et reconnaissance de situation à partir capteurs embarqués de la prothèse genou-cheville.....	105
2.1.	Quantification de paramètres de la marche ou de l'environnement	105
a.	Vitesse de marche	105
b.	Estimation de la pente.....	113
2.2.	Classification des situations de locomotion rencontrées.....	122
a.	Introduction	122
b.	Matériel et méthode	124
c.	Résultats	131
d.	Discussion	139

Conclusion générale	143
Table des illustrations	146
Liste des figures	146
Liste des tableaux	151
Références.....	155
Liste des publications et communications	177

Introduction générale

Pour différentes raisons, l'amputation d'une partie du membre inférieur est parfois nécessaire. L'amputation transfémorale (TF ; au-dessus du genou) et l'amputation transtibiale (TT ; en dessous du genou) sont les deux principaux niveaux d'amputation. Sur 8 300 personnes amputées de membre inférieur par an en France et une population totale de 100 000 personnes (en 2012), 52 % sont des personnes amputées transfémorales et 38 % des personnes amputées transtibiales¹. La cause des amputations de membre inférieur est majoritairement vasculaire (environ 80 %), ou traumatique (environ 10 %). Dans les prochaines années, une augmentation de la proportion des amputations d'étiologie vasculaire devrait être observée pour deux raisons : d'un côté, le vieillissement de la population (augmentation de plus de 5 % de la proportion des plus de 65 ans en France en 2050 par rapport à 2015¹) ainsi que l'augmentation des problèmes cardiovasculaires dans la société (diabète, obésité, maladies vasculaires), et d'un autre côté, la diminution de la gravité des accidents domestiques et de la voie publique. Enfin, on peut aussi noter les étiologies congénitales, infectieuses ou tumorales beaucoup plus rares (<10 %)¹.

Suite à cette amputation, un projet de vie est construit par le patient, des composants prothétiques peuvent être prescrits par le médecin en adéquation avec ce projet et son niveau d'activité. Dans les mois qui suivent l'opération, une rééducation est mise en place pour apprendre au patient à se déplacer avec l'appareillage pendant la cicatrisation du membre résiduel. Dans un même temps, un orthoprothésiste modifie l'appareillage pour l'adapter au mieux au patient, passant d'un appareillage temporaire pendant l'évolution de l'œdème à un appareillage définitif lorsque le volume du membre résiduel est stable. Le but étant, à terme, de restaurer la plus grande partie possible de l'autonomie tout en gardant une marche esthétique et efficace.

En fonction de l'étiologie de l'amputation, les contraintes pour le retour à la marche ne sont pas les mêmes. En effet, la personne peut être limitée par des douleurs, l'état de son membre résiduel ou encore les efforts musculaires qu'elle peut réaliser. Par exemple, les interactions entre l'emboiture et la peau peuvent entraîner des problèmes cutanés, ce qui demande une attention d'autant plus particulière aux personnes atteintes de diabète à cause de la désensibilisation cutanée. L'ensemble de ces contraintes contribue aux difficultés rapportées par les personnes amputées dans leur marche de tous les jours (Samuelsson *et al.* 2012). L'appareillage ne permet pas de restaurer l'intégralité du comportement du membre inférieur, ce qui peut limiter l'utilisateur dans ses déplacements. Par exemple, l'appareillage purement mécanique permet de restaurer la marche sur sol plat mais demandera des compensations importantes au sujet dans les situations de la vie courante telles que la marche à différentes vitesses ou en escaliers et en pentes. Récemment, l'appareillage a été

¹ Source : cofmer.fr (2006) ; l'Agence Technique de l'Information sur l'Hospitalisation (mai 2013) ; Insee, situations démographiques et projections de population 2005-2050, scénario central

grandement amélioré par l'électronique embarquée. Pour cela, un microprocesseur utilise les informations des capteurs intégrés pour modifier le comportement des actionneurs de l'appareillage. Ainsi, l'appareillage contrôlé par microprocesseur adapte son fonctionnement à l'environnement pour faciliter la marche sur une plus grande variété de situations (Samuelsson *et al.* 2012, Sawers & Hafner 2013). Cependant, la marche en pente et en escalier reste une difficulté malgré ces progrès récents de l'appareillage.

Pour quantifier ces difficultés ou plus largement la marche des personnes amputées de membre inférieur, l'analyse quantifiée de la marche en laboratoire est actuellement la référence. Cette thèse est un contrat CIFRE entre PROTEOR, entreprise française spécialisée dans le domaine de l'orthopédie externe, et l'Institut de Biomécanique humaine Georges Charpak, dépendant des Arts et Métiers ParisTech. Elle s'appuie sur la collaboration entre plusieurs partenaires spécialistes du domaine de l'appareillage des sujets amputés et de leur rééducation : le Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (INI/CERAH) et l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (IRR) de Nancy. Elle s'inscrit dans la continuité d'un projet financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) ayant déjà impliqué ces entités entre 2010 et 2014. Ce projet nommé « Appareillage des Personnes amputées de membre inférieur dans des Situations Contraignantes de la vie courante » (APSIC) avait pour but d'étudier la marche des personnes non amputées et des personnes amputées appareillées dans différentes situations contraignantes de la vie courante (Pillet *et al.* 2014). Dans le cadre de ce financement, une base de données de sujets asymptomatiques et de sujets amputés (transfémoraux et transtibiaux) a été acquise dans plusieurs situations reproduites en laboratoire dont la pente et l'escalier.

Le projet APSIC a notamment permis de mettre en avant les difficultés rencontrées par les personnes amputées au-dessus du genou dans ces situations de la vie courante. La mobilité de cheville qu'offre la plupart des composants prothétiques actuels est insuffisante dans certaines situations comme la pente ou l'escalier, exigeant des compensations de la part des utilisateurs pour les franchir. Durant ce projet, la société PROTEOR a développé un prototype de Système Prothétique Contrôlé par Microprocesseur (SPCM) fonctionnel associant le genou et la cheville prothétiques afin de faciliter la marche en pente et en escalier des personnes amputées transfémorales. S'agissant d'un dispositif prothétique passif, aucune énergie n'est fournie à l'utilisateur. Son utilisation n'est donc pas aujourd'hui prévue spécifiquement pour la montée d'escalier. Par contre, des améliorations significatives devraient être observées lors de la montée et la descente de pente et lors de la descente d'escalier. Actuellement, le SPCM peut modifier son fonctionnement selon la situation et adapter ainsi le comportement du genou et de la cheville prothétiques. Ce système prothétique devrait augmenter la sécurité et la stabilité du sujet en limitant son risque de chute et la surutilisation du membre controlatéral. Tout nouveau composant prothétique doit être comparé à l'existant pour mettre en évidence sa valeur ajoutée ou sa non-infériorité. L'analyse quantifiée de la marche en laboratoire est une technique de référence pour quantifier et comparer les composants prothétiques. Par conséquent, l'analyse quantifiée de la marche est un des moyens adapté

pour l'évaluation et la quantification de la marche des personnes utilisatrices du SPCM.

Cependant, les limites de l'analyse du mouvement en laboratoire ont pu être mises en évidence dans la littérature. En effet, la reproduction de situations en laboratoire nécessite un espace conséquent et l'adaptation des moyens de mesure. A chaque nouvelle situation, un nouvel aménagement doit être conçu, ce qui limite le nombre de situations qu'il est possible d'étudier sur un même lieu. De plus, l'analyse en laboratoire ne permet pas de quantifier l'usage réel de la prothèse par le sujet dans sa vie de tous les jours. Au cours des deux dernières décennies, un certain nombre de capteurs sont devenus accessibles financièrement et suffisamment petits pour être intégrés à l'appareillage. Ces capteurs embarqués donnent l'opportunité de quantifier la marche et l'activité des personnes appareillées dans leur vie de tous les jours. Cette quantification peut avoir différentes applications comme de connaître l'utilisation de l'appareillage à domicile ou dans l'environnement quotidien ainsi que les situations réellement rencontrées par le sujet. La quantification de l'activité réelle peut être utile pour l'équipe médicale de rééducation, pour l'utilisateur de l'appareillage mais aussi pour le fabricant de l'appareillage. En effet, un certain nombre d'adaptations à l'environnement sont proposées par le SPCM, mais une quantification de l'activité permettrait à PROTEOR de connaître l'utilisation réelle de l'appareillage pour optimiser la conception. Dans une version future, le SPCM pourrait mieux s'adapter par une meilleure estimation de l'environnement et de l'activité de l'utilisateur.

Ces travaux de thèse ont donc deux objectifs :

- Le premier est d'évaluer et de quantifier l'apport du SPCM, sur des paramètres secondaires liés au risque de chute et à la charge sur le membre controlatéral, en laboratoire dans des situations de la vie courante
- Le second est de développer et d'évaluer des outils pour quantifier l'activité des utilisateurs du SPCM à l'aide des capteurs embarqués.

Pour y répondre, le manuscrit est organisé en deux parties.

La partie I présentera le choix et la définition des paramètres biomécaniques de la marche pertinents pour l'évaluation des fonctions prothétiques dans différentes situations de la vie courante. Elle sera composée d'un premier chapitre comprenant des rappels sur les principales adaptations mises en place par le sujet non amputé. Il sera suivi d'une revue de la littérature pour quantifier le fonctionnement des dispositifs prothétiques des personnes amputées transfémorales. Suite à la synthèse de cette bibliographie, seront présentés les travaux personnels réalisés pour quantifier les fonctions du SPCM par des paramètres biomécaniques dans les différentes situations de la vie courante évaluées en laboratoire.

La partie II s'attachera à développer et évaluer des outils pour la quantification de l'activité des utilisateurs du SPCM. Les outils développés utiliseront les capteurs de la prothèse et pourront être ajoutés dans une version future du SPCM. Une revue de la littérature sur l'utilisation des capteurs embarqués pour quantifier l'activité des personnes sera réalisée dans

un premier chapitre et portera d'un côté sur la quantification de paramètres caractéristiques de l'activité puis sur les méthodes statistiques permettant de classifier l'activité. Le second chapitre présentera les travaux personnels concernant la caractérisation de l'activité de locomotion avec un volet sur une méthode d'estimation de la vitesse de marche et de l'inclinaison d'une pente et un volet sur des modèles de classification de situations de la vie courante.

Partie I. Paramètres biomécaniques de la marche pour l'évaluation des fonctions prothétiques dans différentes situations de la vie courante

Les dispositifs prothétiques ont pour but de restaurer la mobilité dans les différentes activités de la vie courante : se tenir debout, marcher, s'asseoir, se lever... Parmi l'ensemble de ces activités, la marche est l'une des plus importantes pour rétablir l'autonomie de l'utilisateur. Pour cela, les dispositifs doivent remplir différentes fonctions dont la connaissance repose sur une bonne compréhension de la marche du sujet non amputé dans différentes situations. Les recherches en biomécanique ayant caractérisé ces fonctions ont participé à l'amélioration des systèmes prothétiques jusqu'à nos jours. Depuis les années 90, la miniaturisation de l'électronique a beaucoup contribué à l'évolution des prothèses, permettant notamment l'intégration de microprocesseurs dans les composants prothétiques. Les prothèses à microprocesseurs ont amélioré l'accessibilité aux situations de la vie courante telles que les pentes ou les escaliers (Schmalz *et al.* 2007). Elles ont aussi permis de diminuer le nombre de chutes et d'améliorer la qualité de vie des personnes amputées de membre inférieur (Burnfield *et al.* 2012, Sawers & Hafner 2013, Schmalz *et al.* 2007). Cependant, les appareillages comportent encore des limites dans certaines situations de la vie quotidienne. Pour pallier ces limites, le Système Prothétique Contrôlé par Microprocesseur de PROTEOR (SPCM) propose différentes solutions qui restent à évaluer. Classiquement, cette évaluation passe par une analyse en laboratoire. Comme nous l'avons vu, nous nous intéresserons à la montée et descente de pente ainsi qu'à la descente d'escalier.

Cette partie a pour but définir les conditions et les paramètres nécessaires à cette évaluation en laboratoire. Pour cela, on cherchera à mettre en évidence les fonctions articulaires que le SPCM pourrait reproduire et les paramètres biomécaniques qui permettraient de caractériser ces fonctions. Le premier chapitre fera des rappels concernant les adaptations cinématiques et dynamiques du sujet non amputé mesurées en laboratoire dans les différentes situations définies précédemment. Dans un second chapitre seront synthétisées les différentes études portant sur l'évaluation en laboratoire de l'apport des microprocesseurs dans le contrôle des dispositifs prothétiques. Le troisième chapitre permettra de présenter les travaux personnels réalisés pour évaluer les fonctions du SPCM en laboratoire dans différentes situations de la vie courante.

Sommaire de la partie I

Chapitre 1. Rappel des principales adaptations cinématiques et dynamiques des membres inférieurs chez le sujet non amputé dans différentes situations de la vie courante	7
1.1. Rôle et adaptation du pied et de la cheville	9
1.2. Adaptation du genou	13
Chapitre 2. Fonctionnement des dispositifs prothétiques et évaluation de la marche en laboratoire : apport du contrôle par microprocesseur	17
2.1. Genoux prothétiques	18
2.2. Pied-chevilles prothétiques	26
2.3. Limites de l'appareillage	39
2.4. Système de genou-cheville	43
2.5. Synthèse et objectifs de la partie I	46
Chapitre 3. Travail personnel : Recherche de paramètres biomécaniques caractérisant les fonctions d'un système genou-cheville dans différentes situations de la vie courante	47
3.1. Introduction générale	47
3.2. Matériel et Méthodes	55
3.3. Résultats	59
3.4. Discussion	64
3.5. Synthèse des résultats	68

Chapitre 1. Rappel des principales adaptations cinématiques et dynamiques des membres inférieurs chez le sujet non amputé dans différentes situations de la vie courante

Dans ce premier chapitre, nous avons cherché à mettre en évidence les adaptations cinématiques et dynamiques des articulations du genou et de la cheville au cours de la locomotion en montée et descente de pente et d'escalier.

La marche est une activité cyclique, le cycle commence à l'appui du pied sur le sol et se termine quand ce même pied se repose sur le sol. Le cycle de marche est donc focalisé sur un membre inférieur. Celui-ci est appelé membre ipsilatéral, l'autre membre inférieur est appelé membre controlatéral. On distingue dans ce cycle la phase d'appui et la phase oscillante séparées par l'instant où le pied décolle du sol à environ 60 % du cycle de marche (Figure I-1). Les phases sont décalées temporellement de 50 % pour le membre controlatéral. La phase d'appui peut être séparée en 3 sous-phases. Pendant les premiers 10 pour cent du cycle de marche, une période de double appui permet le transfert du poids du corps d'un membre inférieur à l'autre. Le cycle commence par le transfert du poids depuis le membre inférieur controlatéral sur le membre inférieur ipsilatéral. Pendant la phase d'appui unipodale du membre ipsilatéral, le membre controlatéral est en phase oscillante. Pendant les derniers 10 pour cent de la phase d'appui, une seconde phase de double appui se produit durant laquelle le poids du corps est transféré du membre ipsilatéral au membre controlatéral (Perry 1992).

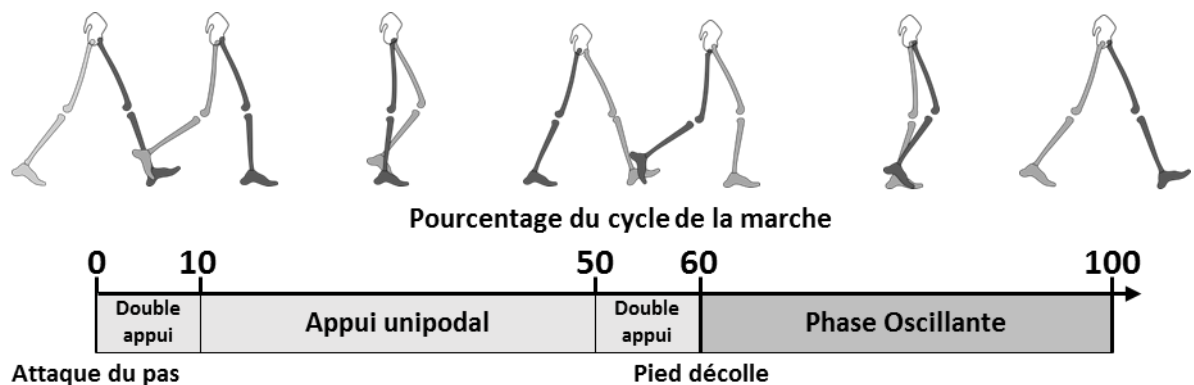


Figure I-1 — Cycle et sous phases de la marche

En laboratoire, l'analyse de la marche est réalisée à partir d'un système optoélectronique et de plateformes de force. Le système optoélectronique permet de reconstruire la position dans l'espace de marqueurs placés sur le sujet étudié et les plateformes de force de mesurer le torseur de l'action mécanique du sol appliqués sur le sujet. Ce torseur permet de calculer le centre de pression qui correspond au point virtuel où les moments dans le plan du sol sont nuls. A partir d'un modèle multi-corps avec segments rigides articulés, la position dans l'espace des marqueurs placés sur des reliefs osseux spécifiques est utilisée pour calculer la cinématique des segments et des articulations du modèle. Lors de la marche dans différentes situations, des adaptations cinématiques peuvent être observées. Ces adaptations résultent

des actions musculaires sur chaque articulation. Ces actions musculaires ainsi que les efforts de contact et ligamentaires vont résulter en un torseur d'efforts intersegmentaires dont la résultante et le moment peuvent être estimés par la méthode de dynamique inverse. Brièvement, cette méthode consiste à calculer les efforts et moments intersegmentaires à partir des efforts de réaction du sol et de la position et l'orientation des différents segments en appliquant successivement le principe fondamental de la dynamique à chaque segment (Winter 2009). Pour cela, une inertie et une masse sont associées à chaque segment à partir de sa géométrie (Dempster 1955) ou par des modèles proportionnels (Dumas *et al.* 2007) ou géométriques (Pillet *et al.* 2010). Les moments intersegmentaires exercés par le segment sus-jacent sur le segment sous-jacent sont généralement décomposés suivant les différents axes du repère attaché au segment sus-jacent. En analysant les différents termes des équations provenant de l'application du principe fondamental de la dynamique, on observe que le terme prépondérant provient des actions mécaniques externes de contact entre le pied et le sol en particulier pour les articulations du membre inférieur. Ainsi, les moments intersegmentaires s'opposent principalement aux moments résultant des actions mécaniques externes de contact entre le pied et le sol. Pour illustrer, la Figure I-2 – gauche montre que si l'effort de réaction du sol est postérieur au centre de la cheville dans le plan sagittal, un moment de plantiflexion externe est appliqué sur l'articulation. Le moment intersegmentaire sera alors un moment de dorsiflexion qui s'oppose au mouvement de plantiflexion et permet le contrôle de l'articulation. De même pour le genou, un effort postérieur à l'articulation exerce un moment de flexion externe au centre articulaire du genou. Le moment intersegmentaire permettant de contrôler la flexion sera donc un moment d'extension (Figure I-2 – droite). Dans la suite de ce manuscrit sauf précision contraire, les moments présentés seront les moments intersegmentaires.

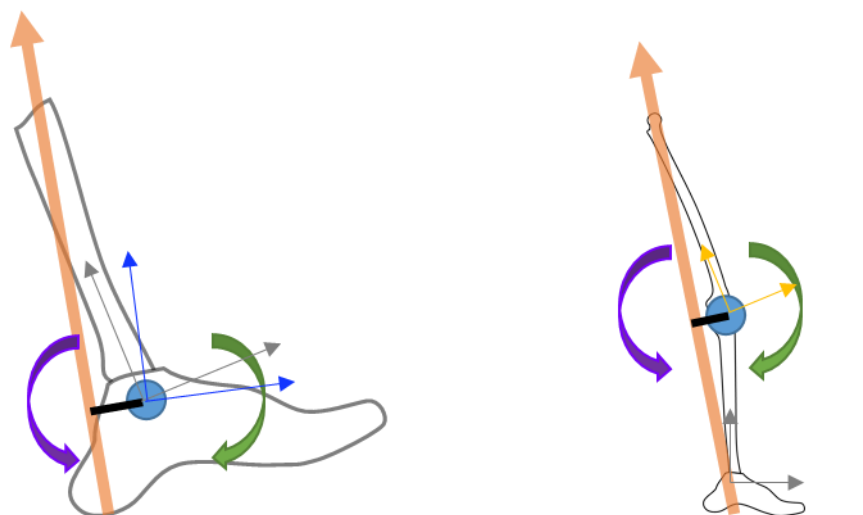


Figure I-2 — Représentation schématique du moment externe (en vert) ou intersegmentaire (en violet) qui s'applique au centre articulaire (en bleu) de cheville (à gauche) et de genou (à droite) à partir de l'effort de réaction du sol (en orange) et du bras de levier (en noir) et des repères pied (en bleu), tibia (en gris) et fémur (en jaune) inspiré de Villa (2014)

Les puissances intersegmentaires peuvent être calculées comme le produit scalaire du moment intersegmentaire par la vitesse angulaire articulaire (segment sus-jacent par rapport

au sous-jacent). Les puissances décrites dans ce manuscrit correspondent aux puissances dans le plan sagittal. Elles sont donc le produit de la vitesse angulaire, et du moment intersegmentaire dans ce plan (Gordon *et al.* 1980). Ainsi, une puissance est dite générée à l'articulation (positive) lorsque la vitesse angulaire et le moment sont du même signe et dissipée (négative) sinon. Le travail articulaire est l'intégration de cette puissance au cours du temps, il est utile pour mettre en évidence le rôle de l'articulation au cours de différentes phases du cycle de marche.

Dans le contexte de la conception de prothèse de membre inférieur, on cherche à reproduire ou s'inspirer du comportement des articulations physiologiques lors de la locomotion sur sol plan horizontal mais aussi lorsque le sol est en pente ou encore lors du franchissement d'obstacles comme les escaliers. Ainsi, la compréhension des adaptations nécessaires pour la marche dans les situations de pente ou d'escalier par rapport au plat est primordiale. Pour les personnes amputées au-dessus du genou, deux articulations doivent être remplacées, l'articulation de cheville et l'articulation de genou. Les adaptations cinématiques et dynamiques de ces deux articulations dans les situations de pente et d'escalier seront traitées séparément. Les mouvements et adaptations étant majoritairement dans le plan sagittal, l'analyse de la marche chez le sujet non amputé se limitera à ce plan. Pour illustrer ces adaptations, les évolutions des angles, moments et puissances de la cheville et du genou seront présentées sous la forme de figures. Les données proviennent du projet ANR APSIC. Au cours de ce projet, une pente de 12 % (7°) et un escalier de 4 marches de 17,5 cm hauteur et 28 cm profondeur ont été utilisés (Pillet *et al.* 2014). Par ailleurs, nous synthétiserons les données disponibles dans la littérature concernant les amplitudes de variations de ces différentes grandeurs. Les différences observées entre les figures et les données rapportées peuvent être expliquées par une méthodologie ou un dispositif différent.

1.1. Rôle et adaptation du pied et de la cheville

La cheville et le pied jouent un rôle fondamental dans la progression du centre de gravité du sujet pendant le cycle de marche. Le comportement de la cheville change significativement en fonction des situations rencontrées dans l'environnement. Nous nous attacherons à décrire les adaptations à la cheville dans chacune des phases du cycle de marche à plat, en montée et descente de pente (Figure I-3 ; Haut) et en montée et descente d'escalier (Figure I-3 ; Bas).

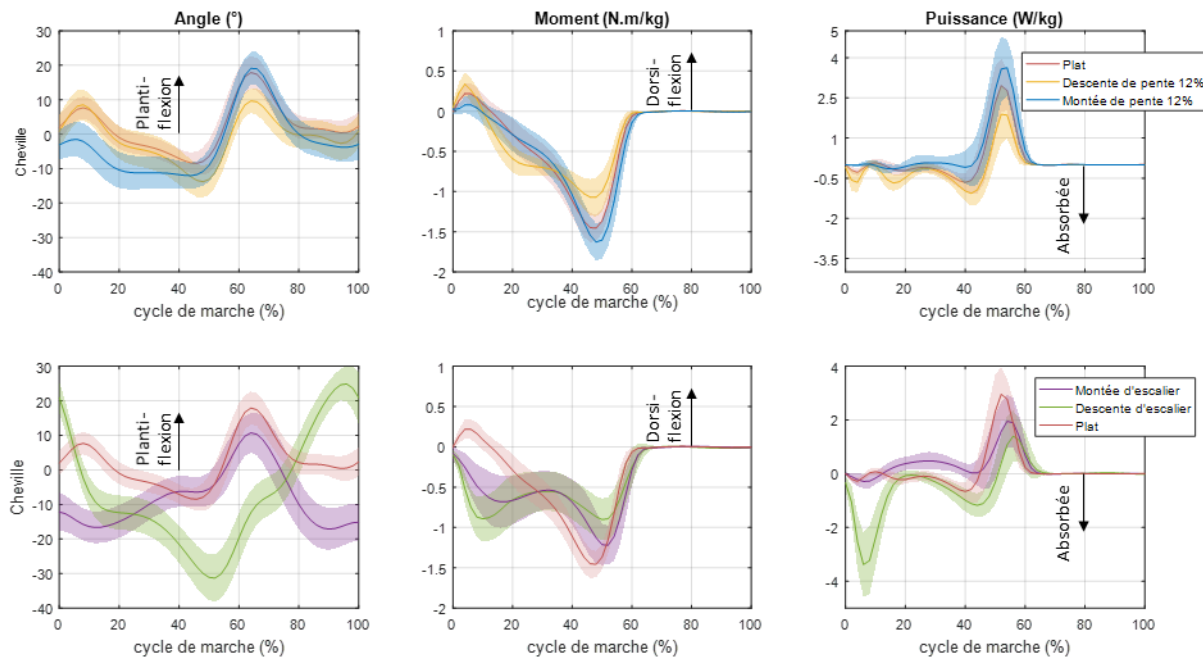


Figure I-3 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart type de l'angle de plantiflexion, du couple intersegmentaire exercé par le tibia sur le pied de dorsiflexion et de la puissance à la cheville en pente (première ligne) et en escalier (deuxième ligne) comparés au plat (courbe rouge dans chaque graphe) pour 13 sujets non amputés (données issues du projet ANR APSIC)

a. Premier double appui (0-10 % du cycle de marche)

A plat, au début du cycle, la cheville est à environ 2° de plantiflexion (Figure I-3). Pendant le transfert du poids sur le membre inférieur ipsilatéral, un couple intersegmentaire de dorsiflexion s'applique à la cheville pour atteindre 0,26 N.m/kg à 5 % du cycle de marche (Villa 2014), permettant le contrôle du mouvement de plantiflexion. Ainsi, pendant la première phase de double appui, un mouvement de plantiflexion de 5° de cheville autorise la mise à plat du pied sur le sol autour de 12 % du cycle de marche. Une fois le pied à plat, une base de support stable est assurée pour la phase d'appui unipodal (Perry 1992). **En montée de pente**, la cheville joue un rôle prépondérant dans l'adaptation à l'inclinaison du sol avec une dorsiflexion de cheville plus importante par rapport au plat (Hansen *et al.* 2004b). Cette adaptation en dorsiflexion augmente avec l'inclinaison de la pente (Lay *et al.* 2006, McIntosh *et al.* 2006, Silder *et al.* 2012). À l'appui talon, on remarque par ailleurs une cheville plus en dorsiflexion qu'à plat (3° en montée de pente 15 % — Lay *et al.* 2006). Le maximum de couple de dorsiflexion diminue avec la pente (0,14 N.m/kg pour une pente de 12 % — Villa 2014). **En descente de pente**, le maximum d'angle de plantiflexion de cheville augmente avec l'inclinaison de la pente (Lay *et al.* 2006), tout comme le maximum de couple de dorsiflexion avec 0,33 N.m/kg pour une pente à 12 % (Villa 2014). La cheville a un rôle dissipateur pendant cette période bien plus important qu'à plat. Avec un maximum de puissance de l'ordre de - 1,1 W/kg en descente de pente 12° par rapport aux - 0,4 W/kg observés à plat (Alexander *et al.* 2017). **En montée d'escalier**, le cycle commence avec une cheville en dorsiflexion d'environ 8° (Perry 1992, Riener *et al.* 2002). Pendant cette phase, un mouvement de dorsiflexion de cheville est effectué pendant que l'extension du genou et de la hanche permettent l'ascension du centre de gravité (Perry 1992). Le couple atteint un maximum local en plantiflexion

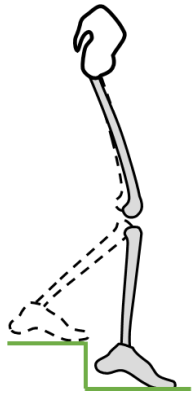


Figure I-4 — Début du cycle en descente d'escalier

d'environ 0,6 N.m/kg entre 10 et 20 % du cycle de marche (Perry 1992, Riener *et al.* 2002). **En descente d'escalier**, la cheville est à 20° de plantiflexion à l'attaque du pas (qui se fait par l'avant-pied - Figure I-4). Un mouvement de dorsiflexion de 30° ainsi qu'un couple de plantiflexion d'environ 1,2 N.m/kg peuvent être observés. La cheville joue un rôle d'amortisseur résultant en un maximum de puissance à environ 10 % du cycle de -2,5 W/kg (Perry 1992, Riener *et al.* 2002).

b. Appui unipodal (10-50 % du cycle de marche)

A plat, pendant la première moitié de la phase d'appui unipodal, un mouvement progressif de dorsiflexion de cheville autorise le mouvement du tibia vers l'avant pendant que le pied est à plat sur le sol (Figure I-3). Pendant la seconde moitié de cette phase, le talon décolle du sol vers 30 % du cycle de marche et le centre de pression se déplace au niveau des métatarses tandis que la cheville continue son mouvement de dorsiflexion. Ce déplacement du centre de pression est associé à une augmentation du couple de plantiflexion de la cheville atteignant 1,5 N.m/kg juste avant le début du second double appui (Villa 2014). La cheville effectue un mouvement de dorsiflexion d'une amplitude de 15° (passant de 5° de plantiflexion à 10° de dorsiflexion) pendant toute cette phase. Le décollement du talon vers 30 % du cycle de marche permet de maintenir la hauteur du centre de gravité (Perry 1992). **En descente de pente**, le moment maximal de plantiflexion diminue (1,21 N.m/kg en pente 12 %) alors que l'angle de dorsiflexion maximal augmente légèrement par rapport au plat (Lay *et al.* 2006, Villa 2014). **En montée de pente**, une augmentation de la dorsiflexion maximale peut être observée (McIntosh *et al.* 2006). Cette augmentation permet le maintien du pied à plat sur le sol plus longtemps apportant une stabilité du sujet sur son appui pendant l'élévation de son centre de gravité (Vickers *et al.* 2008). Le moment maximal de plantiflexion à la cheville augmente jusqu'à 1,67 N.m/kg pour une pente à 12 % (Villa 2014). **En montée d'escalier**, la dorsiflexion de cheville atteint 15 à 20° vers 10 % du cycle de marche, puis un mouvement de plantiflexion de cheville est réalisé pour laisser le tibia progresser vers l'avant une fois le pied à plat sur la marche. Le deuxième maximum de couple de plantiflexion de cheville est atteint vers la fin de la phase d'appui unipodal correspondant à environ 1,2 à 1,5 N.m/kg (Nadeau *et al.* 2003, Perry 1992, Riener *et al.* 2002, Sinitski *et al.* 2012). **En descente d'escalier**, le mouvement de dorsiflexion initié en début de cycle continue pour atteindre un angle de 33° de dorsiflexion en fin de phase d'appui unipodal (Perry 1992, Riener *et al.* 2002 — Figure I-4 coté controlatéral). À cet instant, un second maximum de moment de plantiflexion de cheville, moins important que le premier, peut être observé (0,8 N.m/kg — Perry 1992, Riener *et al.* 2002). Cette dorsiflexion de cheville associée au couple de plantiflexion permet de contrôler la vitesse de descente jusqu'à la prochaine marche (Sinitski *et al.* 2012).

c. Second double appui (50-60 % du cycle de marche)

Pendant la seconde période de double appui, la cheville a un rôle propulsif (Perry 1992) qui est assuré par un mouvement de plantiflexion. Le poids est alors transféré d'un pied à l'autre. Ce mouvement de plantiflexion continue jusqu'au début de la phase oscillante. la plantiflexion maximale augmente avec la vitesse de marche (Stoquart *et al.* 2008) lorsqu'une propulsion plus importante est nécessaire. Un maximum de puissance générée à la cheville d'environ 2,5 W/kg est rapporté dans la littérature à vitesse confortable (McIntosh *et al.* 2006, Riener *et al.* 2002, Villa 2014). **En descente de pente**, la puissance maximale générée est réduite (McIntosh *et al.* 2006) à environ 2 W/kg pour une pente à 12 % (Villa 2014). **En montée de pente** (Figure I-5), ce mouvement participe à l'élévation du centre de gravité, l'apport

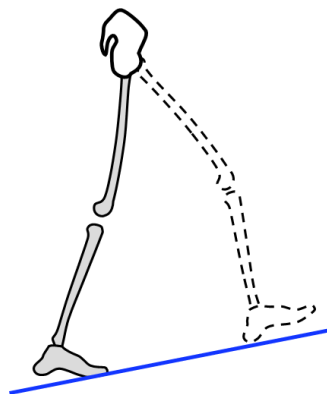


Figure I-5 — Fin du double appui en montée de pente

d'énergie est assuré majoritairement par les muscles de la hanche et de la cheville (DeVita *et al.* 2007). Cette augmentation de l'apport d'énergie peut être observée par le maximum de puissance générée à la cheville passant de 2,31 W/kg à plat à 3,58 W/kg en montée de pente 10° (McIntosh *et al.* 2006). **En montée d'escalier**, on observe un maximum de puissance de l'ordre de 2 à 3 W/kg augmentant avec l'inclinaison de l'escalier, mais restant du même ordre de grandeur que la marche à plat (Nadeau *et al.* 2003, Riener *et al.* 2002). **En descente d'escalier**, cette puissance diminue à 1 à 1,5 W/kg (Riener *et al.* 2002).

d. Phase oscillante (60-100 % du cycle de marche)

En phase oscillante, le passage du pied au-dessus du sol, aussi appelé passage du pas doit être assuré. Pour cela, la distance entre le pied et le sol doit être suffisante. Le mouvement de plantiflexion de cheville initié en fin de phase d'appui atteint son maximum d'environ 20° vers 64 % du cycle à plat (Villa 2014). Puis, un mouvement de dorsiflexion permet d'atteindre un angle de cheville proche de 0° à partir du milieu de la phase oscillante. Ce mouvement autorise le passage du pied au-dessus du sol. **En descente de pente**, la plantiflexion maximale diminue à 11° pour une pente à 12 % (Villa 2014). **En montée de pente**, l'angle de plantiflexion maximal augmente à 27° pour une pente à 15 % (Lay *et al.* 2006), mais reste similaire au plat (20°) pour une pente à 12 % (Villa 2014). L'angle maximal de dorsiflexion augmente, avec la pente, passant de 5° à plat à 9° en montée de pente d'inclinaison 10° (McIntosh *et al.* 2006). Ce mouvement participe à assurer une distance suffisante entre l'avant-pied et le sol pour le passage du pas (Lay *et al.* 2006). De même en **montée d'escalier**, on observe un mouvement de dorsiflexion plus important qu'à plat, permettant d'éviter le nez de la marche (Nadeau *et al.* 2003) avec un maximum d'environ 10° (en fonction de l'inclinaison) contre 5° à plat (Riener *et al.* 2002). **En descente d'escalier**, un mouvement de plantiflexion de cheville pendant toute la phase oscillante permet de venir chercher la marche suivante avec un contact à l'avant-pied en fin de phase.

1.2. Adaptation du genou

Le genou assure, à la fois, la stabilité en phase d'appui et la mobilité en phase oscillante. Nous verrons donc l'adaptation cinématique et dynamique du genou pendant chacune de ces phases dans les situations de marche à plat, en pente (Figure I-6 ; Haut) et en escalier (Figure I-6 ; Bas).

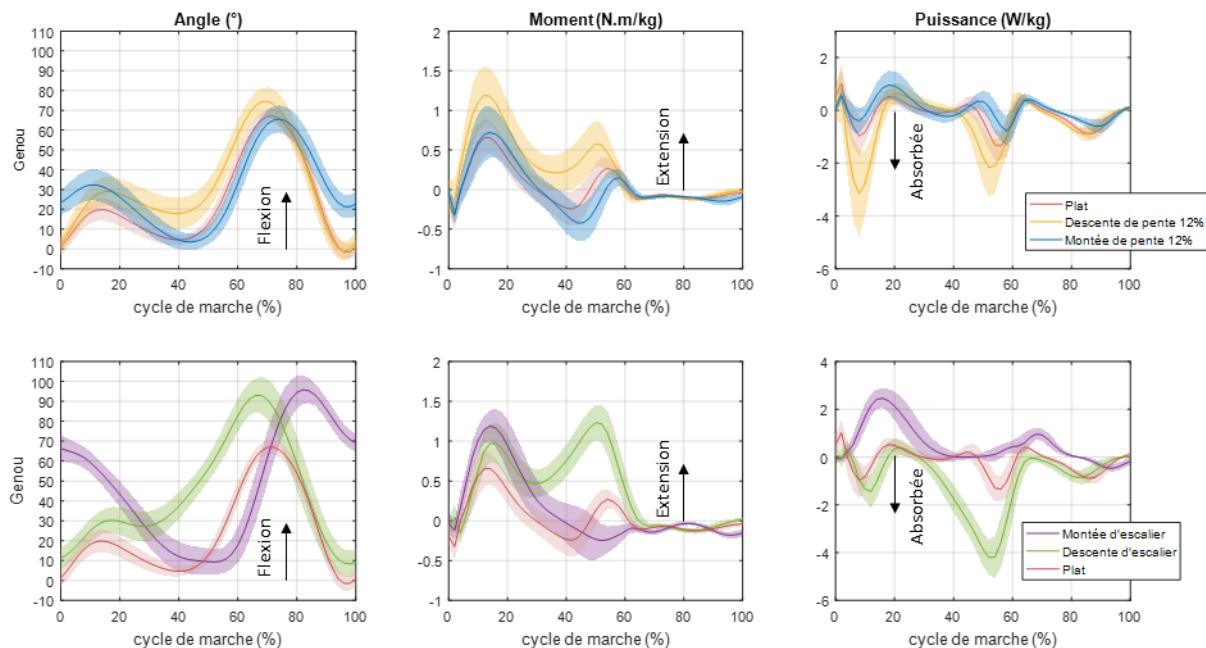


Figure I-6 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart type de l'angle de flexion, du couple du fémur sur le tibia d'extension et de la puissance au genou en pente (première ligne) et en escalier (deuxième ligne) par rapport à la marche à plat pour 13 sujets non amputés (données issues du projet ANR APSIC)

a. Phase d'appui (0-60 % du cycle de marche)

À l'attaque du pas, à plat le genou est proche de l'extension complète, puis fléchit d'environ 20° pendant les premiers 20 pour cent du cycle de marche. Perry (1992) considère que cette flexion de genou dissipe de l'énergie à l'instant de l'impact sur le talon. Avec l'augmentation de la vitesse de marche, une augmentation de cette flexion peut être observée (Perry 1992, Stoquart *et al.* 2008). Le genou revient en extension avant la fin de la période d'appui unipodal. En fin de phase d'appui, une flexion de genou est initiée simultanément à la plantiflexion de cheville. Au niveau des puissances, des maxima d'absorption en début et en fin de phase d'appui d'environ 1 W/kg sont observables (Perry 1992). Entre 20 % et 24 % du cycle de marche, un faible maximum de puissance dissipée à l'articulation de 0,22 W/kg est aussi observable (McIntosh *et al.* 2006). **En montée de pente**, l'angle de flexion initial du genou augmente de 7° à plat à 33° pour une pente d'inclinaison +10°. Cette flexion permet de raccourcir la jambe puisque le sol est plus élevé qu'au niveau du membre controlatéral. De même, l'angle maximal de flexion en phase d'appui augmente avec la pente avec un angle de flexion de 40° atteint pour une pente de +10° (McIntosh *et al.* 2006). Cette augmentation de la flexion limite l'élévation du centre de gravité pendant cette phase. En fin de phase d'appui,

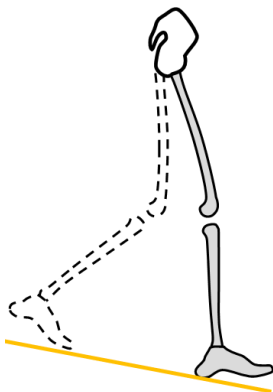


Figure I-7 — Début de cycle en descente de pente

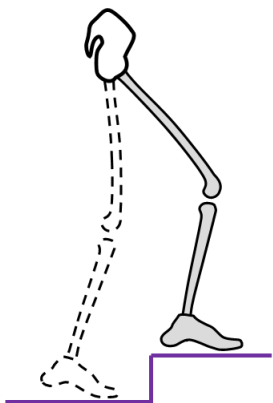


Figure I-8 — Début de cycle en montée d'escalier

le genou atteint une extension maximale similaire à la marche à plat. Le mouvement d'extension de genou est réalisé pour élever le centre de gravité majoritairement grâce à l'action conjointe des muscles d'extension de la hanche et de plantiflexion de la cheville (DeVita *et al.* 2007). La puissance maximale générée vers 20 % de la phase d'appui augmente avec la pente (1,65 W/kg pour une pente à 10° - McIntosh *et al.* 2006). **En descente de pente**, l'angle de flexion initial du genou reste le même qu'à plat (Figure I-7). L'angle maximal de flexion de genou en phase d'appui est plus grande (30° pour une pente de -10°). Le minimum de puissance absorbée en début d'appui augmente avec la pente, arrivant à -2 W/kg pour une pente à 10° (McIntosh *et al.* 2006). L'articulation du genou assure 58 % du travail négatif total pour permettre la descente contrôlée du centre de gravité (DeVita *et al.* 2007). **En montée d'escalier**, le cycle démarre avec un angle de flexion de genou d'environ 60 à 70° (Nadeau *et al.* 2003 — Figure I-7). Une puissance générée au niveau de l'articulation de genou (maximum à 1,8 W/kg — Perry 1992) va permettre d'effectuer un mouvement d'extension pour hisser le corps sur la marche amont jusqu'au milieu de la phase d'appui assurant 38 % du travail positif total (DeVita *et al.* 2007). **En descente d'escalier**, le cycle démarre avec un genou fléchi (Figure I-4, 13,5° — Bonnet 2009). Un mouvement de flexion de genou, pendant toute la phase d'appui, est réalisé permettant de contrôler la descente du centre de gravité. Ce mouvement de flexion est associé à deux extrema de puissance dissipée pour limiter l'augmentation trop forte d'énergie cinétique. Le premier pendant la mise en charge sur le membre inférieur (-1 W/kg — Perry 1992). Le second minimum à la fin de la phase d'appui est plus important de -4 W/kg (Perry 1992). Le travail total de dissipation de l'articulation est bien plus important que celui de la cheville.

b. Phase oscillante (60-100 % du cycle de marche)

En phase oscillante à plat, l'angle de flexion de genou atteint 60° au milieu de la phase oscillante (80 % du cycle de marche) à vitesse de marche confortable (1,3 m/s). Le mouvement de flexion participe au maintien d'une distance suffisante entre l'avant-pied et le sol sans trébuchement (Perry 1992). On observe une augmentation de l'angle maximal de flexion avec la vitesse de marche (Stoquart *et al.* 2008). Un mouvement d'extension de genou est ensuite réalisé pour préparer le membre inférieur à l'attaque du pas. **En montée de pente**, le maximum d'angle de flexion de genou est similaire à celui observé à plat mais l'angle maximal de flexion de hanche augmente de 27° à plat à 42° en montée de pente à 15 % (Lay *et al.* 2006). **En descente de pente**, on retrouve un angle maximal de flexion de genou de 70° en phase oscillante pour une pente de -10°. **En montée d'escalier**, une augmentation de l'angle maximal de flexion de genou (93° — Nadeau *et al.* 2003) par rapport au plat est observable. Celle-ci peut être expliquée par la nécessité d'éviter la marche amont pendant la première

partie de la phase oscillante. En fin de phase oscillante, un mouvement d'extension est réalisé alors que le membre inférieur est positionné au-dessus de la marche suivante (Perry 1992). **En descente d'escalier**, l'angle maximal de flexion de genou est atteint au tout début de la phase oscillante, un mouvement d'extension de genou pendant le reste de cette phase permet de venir chercher la marche suivante (Perry 1992).

Ce premier chapitre nous a permis de mettre en évidence les adaptations fonctionnelles des personnes non amputées en fonction de différentes situations de la vie courante au niveau des articulations de cheville et de genou. Dans toutes les situations étudiées, on observe des augmentations d'amplitudes articulaires. En montée de pente, la dorsiflexion de cheville permet de s'adapter pour améliorer le contact entre le pied et le sol. En montée d'escalier, un mouvement d'extension de genou permet d'élever le centre de gravité du sujet. En descente de pente ou d'escalier, le mouvement de flexion du genou et de dorsiflexion de cheville permet de dissiper de l'énergie pour contrôler la descente du centre de gravité du sujet. La compréhension et la quantification de ces adaptations met en avant les fonctions que l'appareillage doit pourvoir afin de permettre la marche dans ces situations. La quantification des adaptations est aussi indicative pour la conception de l'appareillage.

Chapitre 2. Fonctionnement des dispositifs prothétiques et évaluation de la marche en laboratoire : apport du contrôle par microprocesseur

L'appareillage pour les personnes amputées au-dessus du genou est composé d'une articulation de genou prothétique et d'un système pied-cheville. Les composants prothétiques ont pour rôle de reproduire les fonctions des articulations perdues lors de l'amputation qui ont été détaillées dans le chapitre 1. Notamment, nous avons vu que ces fonctions vont être adaptées par les sujets non amputés dans les différentes situations de locomotion. Cependant, l'appareillage ne permet pas toujours de reproduire l'ensemble des fonctions articulaires.

Les personnes amputées de membre inférieur vont donc mettre en place un ensemble de compensations. En effet, suite à l'amputation, le sujet peut souffrir au niveau du membre résiduel et du « membre fantôme ». Plus le niveau d'amputation est proximal, plus le déficit musculaire sera important (Jaegers *et al.* 1995). De plus, le sujet a peu de retour proprioceptif sur la position des éléments de l'appareillage (Miller *et al.* 2001b, Sapin *et al.* 2008, Vickers *et al.* 2008). L'appareillage peut aussi engendrer la mise en place de compensations propres à chaque sujet en fonction de l'inconfort dans l'emboiture (Gailey *et al.* 2008), des limitations de l'appareillage, ou encore des écarts de longueur de jambe (Gailey *et al.* 2008, Lee & Turner-Smith 2003). De plus, en fonction de la situation et des difficultés rencontrées, le sujet va modifier ses compensations (Villa *et al.* 2015). Ces compensations peuvent expliquer en partie l'augmentation de la consommation énergétique observée pour cette population par rapport à celle des personnes non amputées (Gard 2006, Schmalz *et al.* 2002a, Waters & Mulroy 1999). Enfin, elles s'accompagnent souvent d'une surutilisation des articulations controlatérales et résiduelles. Ainsi, cette population est plus touchée par les pathologies dégénératives telles que l'arthrose (Struyf *et al.* 2009) ou des douleurs lombaires chroniques (Gailey *et al.* 2008, Skinner & Effeney 1985). Tous ces facteurs contribuent à une diminution de l'activité (Stepien *et al.* 2007).

Le comportement des différentes articulations prothétiques et les compensations peuvent être quantifiées en laboratoire par un grand nombre de paramètres (Sagawa *et al.* 2011). Dans ce deuxième chapitre, nous verrons dans un premier paragraphe le fonctionnement des genoux prothétiques et leur évaluation en laboratoire puis dans le deuxième paragraphe celui des pieds prothétiques. Malgré les progrès réalisés, l'appareillage comporte encore des limites qui seront expliquées dans un troisième paragraphe. Une dernière solution d'appareillage consiste à considérer le genou et la cheville comme un ensemble, le quatrième paragraphe sera consacré à ces systèmes de genou-cheville associés. Enfin une synthèse de cette revue de la littérature permettra d'extraire les problématiques de l'évaluation des systèmes prothétiques à microprocesseurs en laboratoire et fera l'objet du dernier paragraphe.

2.1. Genoux prothétiques

Comme nous l'avons vu chez le sujet sain, le rôle du genou est de permettre un appui sécurisé lors de l'appui unipodal, et de la mobilité en phase oscillante pour faciliter le passage du pas. Pour les genoux prothétiques, la flexion doit être limitée en phase d'appui et être libérée en phase oscillante. Le passage d'une phase à l'autre est déterminant pour le bon déroulement du cycle de marche. Il existe différents types de genoux qui se distinguent par le type de liaison (monocentrique/polycentrique), le type d'amortissement en phase d'appui, le type d'amortissement en phase oscillante et enfin si ces amortissements sont contrôlés par microprocesseur ou non.

Dans un premier temps nous expliquerons le fonctionnement des genoux prothétiques non électroniques puis nous développerons l'apport du contrôle par microprocesseurs et comment celui-ci a pu être quantifié en laboratoire.

a. Fonctionnement des genoux prothétiques non électroniques

Pour remplir les fonctions attendues par le genou au cours du cycle de marche, l'articulation doit assurer une résistance suffisante pendant l'appui et une mobilité en flexion lors de la phase oscillante.

Pendant la phase d'appui, pour éviter que le genou prothétique mécanique ne fléchisse brusquement, la résistance ou le blocage de la flexion peut être un blocage manuel, un verrouillage géométrique (exemple : genoux polycentriques) (Radcliffe 1994), ou encore une résistance hydraulique activée par l'effort exercé par le sol sur le pied (Blumentritt *et al.* 1998). Le principe de ces genoux est de bénéficier du couple de flexion externe créé par l'effort de réaction du sol pour qu'il reste en extension ou qu'il fléchisse. Si cet effort passe en arrière de l'axe de rotation du genou, alors un couple externe de flexion est appliqué sur le genou ce qui favorise le mouvement de flexion; alors que s'il passe en avant, le genou reste en extension puisqu'un couple externe d'extension est appliqué sur le genou. Au cours de la marche, pour maintenir le genou en extension, un moment concentrique de flexion à la hanche au début de la phase d'appui peut être nécessaire pour maintenir un moment externe d'extension au niveau du genou prothétique (Schmalz *et al.* 2002a).

Pour descendre une pente ou un escalier, on ne peut pas bloquer la flexion du genou comme lors de la marche à plat. Une résistance importante à la flexion dès le début de l'appui est nécessaire. Une détection mécanique de la phase d'appui permet d'activer une résistance à la flexion et de la désactiver avant la phase oscillante. Cette détection mécanique se fait en fonction de l'effort exercé par le sol sur la prothèse et de son orientation nécessitant le réglage d'un seuil d'activation/désactivation qui résulte toujours d'un compromis. Une désactivation inopportune de la résistance à la flexion peut augmenter le risque de chute surtout en descente de pente ou d'escalier (Blumentritt *et al.* 2009). En montée de pente ou d'escalier, le mouvement d'extension de genou observé en fin d'appui chez les personnes non amputées n'est pas possible. En pente, le genou est maintenu en extension pendant la première moitié

du cycle et un raccourcissement du pas prothétique peut être observé (Vrieling *et al.* 2008). En escalier, les sujets préfèrent utiliser uniquement le membre controlatéral pour monter chaque marche en laissant le membre inférieur appareillé sur la marche en aval (Hobara *et al.* 2014).

La facilité de transition entre les phases d'appui et oscillante est primordiale pour le fonctionnement correct de la prothèse. Elle dépend directement de l'alignement de la prothèse, c'est-à-dire de la position et de l'orientation relative des éléments de la prothèse par rapport à l'utilisateur. Cet alignement a un effet sur l'orientation de l'effort de réaction du sol (ou ligne de charge), par rapport au centre du genou en position debout statique (Johansson *et al.* 2005, Radcliffe 1977). Pour initier une flexion du genou en fin de phase d'appui, un couple intersegmentaire de flexion de hanche peut être exercé pour faire passer l'effort de réaction du sol en arrière du centre du genou (Figure I-9). Le contrôle de l'articulation du genou se faisant par la hanche résiduelle, on peut donc comprendre pourquoi ce moment externe d'extension est plus élevé du côté prothétique par rapport au membre controlatéral pour cette population (Bonnet *et al.* 2014b).

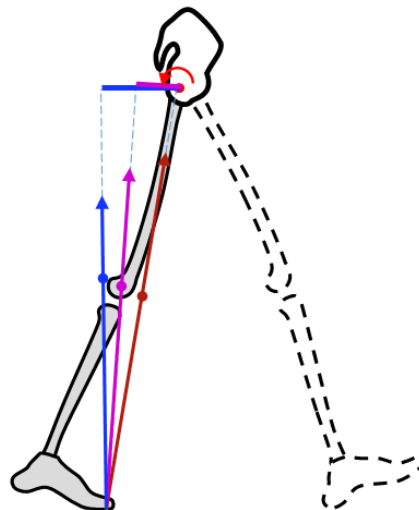


Figure I-9 — Effet de la position de l'axe du genou pour le déverrouillage d'un genou uniaxial sur le moment intersegmentaire la hanche (inspiré de Koehler-McNicholas *et al.* 2016)

En phase oscillante, la flexion maximale de genou est de 60° chez le sujet non amputé. Pour limiter cette flexion maximale pour le genou prothétique, une résistance à la flexion peut être introduite par un système hydraulique ou pneumatique. Le réglage de cette résistance par l'orthoprothésiste est un compromis pour maintenir une flexion de genou suffisante pour le passage du pas. Ces systèmes permettent également de régler la deuxième partie de la phase oscillante. Cette résistance dite de retour en extension peut être découplée ou identique à celle de la flexion du genou. L'orthoprothésiste doit alors trouver une résistance assez faible pour que la prothèse soit revenue en extension complète à l'appui talon mais suffisante pour éviter un choc en butée d'extension. Ce réglage est fait pour une marche à vitesse confortable, et le système n'accepte que peu d'adaptation au changement de vitesse (Datta *et al.* 2005).

b. Apport du contrôle par microprocesseur (évaluation quantitative en laboratoire)

Avec le développement de l'électronique, des microprocesseurs utilisant des capteurs embarqués ont permis une séparation du contrôle de la phase d'appui de celui de la phase oscillante. Les microprocesseurs ont d'abord été utilisés avec l'Intelligent Prosthesis™ (Endolite – Buckley *et al.* 1997) apportant une adaptation du contrôle pneumatique en phase oscillante à la cadence de marche au début des années 1990. Depuis, plusieurs prothèses à microprocesseurs ont apporté un contrôle de la flexion en phase d'appui et des solutions en cas de trébuchement (C-leg™ : Figure I-10 – droite, Rheo Knee™ : Figure I-10 – gauche, Genium™). Ces genoux restent des systèmes passifs, le contrôle n'intervient que sur les capacités dissipatives de l'articulation, mais ne permettent pas de reproduire des mouvements actifs. L'entreprise Victhom a développé dans les années 2000 une prothèse de genou active contrôlée par microprocesseur (Power Knee™) pour pallier le déficit de production de puissance de cette articulation lors des montées d'escalier ou de pente.



Figure I-10 — Evolution du Rheo Knee™(Ossur) à gauche (Source : biomech.media.mit.edu) et C-leg™ (Otto bock) avec unité hydraulique transparente et châssis évidé (© Christophe LEPETIT)

Pour contrôler la prothèse, ces microprocesseurs utilisent des capteurs intégrés à la prothèse (capteur d'effort et/ou de moment, capteur inertiel, capteur d'angle articulaire, ...) et une machine d'état. Cette machine d'état est construite sur des événements du cycle, déterminés à partir des données des capteurs, communs aux différentes situations de marche (Figure I-11 – Haut). Entre chaque événement, des états sont définis indiquant le comportement désiré des différents actionneurs tels que l'unité hydraulique. Le microprocesseur va, par exemple, augmenter la résistance à la flexion pour la phase d'appui unipodal, en limitant les débits d'huiles via des moteurs sur les vannes du circuit hydraulique. Les modifications réalisées vont déterminer le comportement de la prothèse pour chacun des états. Ces machines d'état peuvent aussi implémenter le comportement de la prothèse pour les situations autres que la marche (assis-debout) comme schématisé Figure I-11 – Bas.

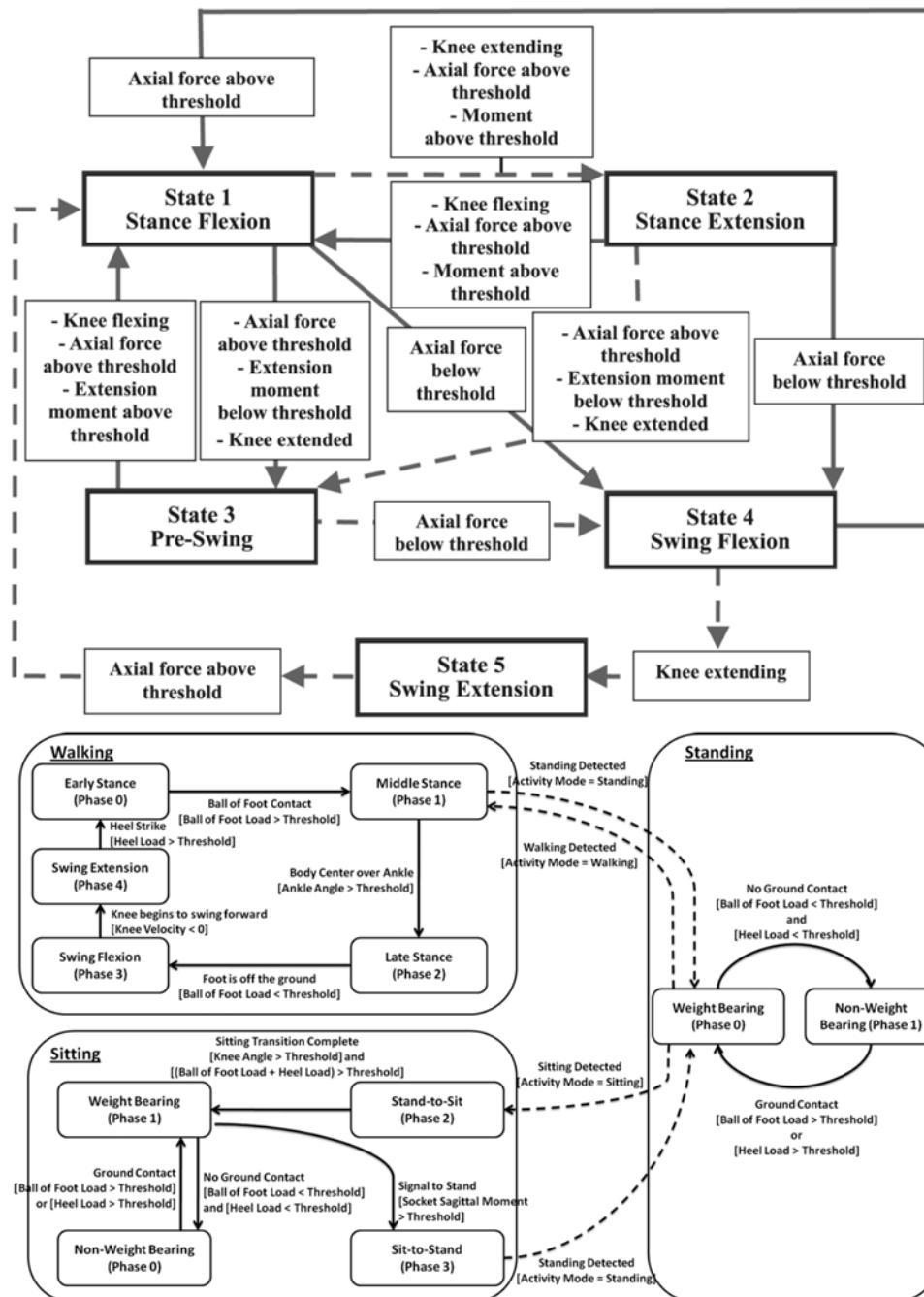


Figure I-11 — Machine d'état du genou prothétique Rheo Knee™ (Ossur) (Herr & Wilkenfeld 2003) en haut et de la prothèse de genou-cheville développée par la Vanderbilt University (Varol et al. 2010) en bas

Grâce à ces machines d'états, le comportement des prothèses a pu être contrôlé pour mieux s'adapter à la locomotion en pente et en escalier en modulant la résistance à la flexion pour la phase d'appui, facilitant la marche dans ces situations (Sawers & Hafner 2013, Schmalz et al. 2007). L'analyse de la marche en laboratoire permet de décrire quantitativement le comportement de ces prothèses en calculant les angles, moments et puissances articulaires de l'articulation prothétique et ceci dans différentes situations (Figure I-12).

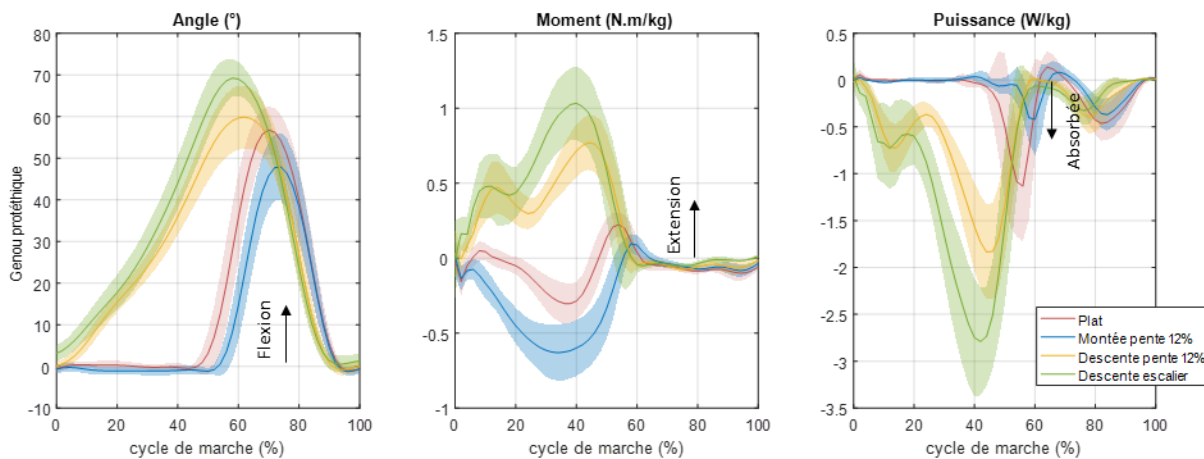


Figure I-12 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart-type de l'angle de flexion, du couple du fémur sur le tibia d'extension et de la puissance au genou prothétique en pente et en descente d'escalier par rapport à la marche plat pour 8 sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et de pieds à restitution d'énergie (données issus du projet ANR APSIC).

Ainsi, les apports du contrôle par microprocesseurs des appareillages prothétiques sont multiples. En phase d'appui, une résistance importante à la flexion de genou peut être obtenue. En phase oscillante, une adaptation à la vitesse de marche peut être proposée en modifiant les résistances de flexion et d'extension. En cas de trébuchement, une résistance importante à la flexion autorise à l'utilisateur un appui stable sur la prothèse. Et enfin, ces microprocesseurs ont permis de contrôler des moteurs pour fournir un travail d'extension de l'articulation en phase d'appui. Chacun de ces apports ont été étudiés et évalués en laboratoire dans la littérature, ils feront l'objet des 4 paragraphes suivants.

Contrôle de la flexion en phase d'appui

La détection de la phase d'appui est un élément important pour le contrôle des prothèses à microprocesseurs. Par défaut, une résistance à la flexion importante est imposée par le C-leg™, seul un capteur de moment est utilisé pour libérer la flexion du genou en fin de phase d'appui. Le Rheo knee™ et le Genium™ sont équipés d'un capteur d'effort axial (Bellmann *et al.* 2012a, Herr & Wilkenfeld 2003). Ces capteurs sont utilisés sur le Rheo Knee™ pour modifier le comportement de la prothèse en phase d'appui (State 1, Figure I-11 – Haut).

À plat, une flexion de genou d'environ 20° peut être observée pendant la première moitié de la phase d'appui chez les sujets non amputés (Gard & Childress 1999, Perry 1992). Cette flexion de genou aurait une fonction d'absorption de l'énergie résultant du choc à l'attaque du pas (Bellmann *et al.* 2012b, Herr & Wilkenfeld 2003, Lura *et al.* 2015). Une mise à plat du pied sur le sol plus rapide serait aussi rendue possible par cette flexion de genou (Blumentritt & Scherer 1997). Les genoux à microprocesseurs (C-leg™, Genium™ Otto Bock et Rheo Knee™ Ossur) sont conçus pour permettre une flexion de genou de l'ordre de 5 à 10° (Bellmann *et al.* 2012b, Herr & Wilkenfeld 2003). Plus particulièrement sur le Genium™, une flexion de genou de 4° à l'appui talon peut être implémentée pour faciliter ce mouvement de flexion en début de phase d'appui. Cependant, ce mouvement est souvent ressenti par l'utilisateur comme une forme d'instabilité sur sa jambe prothétique (Aeyels *et al.* 1992, Segal *et al.* 2006). Dans la

littérature, cette flexion n'est souvent pas retrouvée chez les utilisateurs de ces genoux sans doute à cause de la difficulté de réglage de l'alignement pouvant mettre en péril la stabilité de l'utilisateur (Bellmann *et al.* 2012b, Johansson *et al.* 2005, Kaufman *et al.* 2012, Prinsen *et al.* 2017, Sagawa *et al.* 2011, Segal *et al.* 2006 — Figure I-12). Segal *et al.* (2006) rapportent par exemple, pour 8 utilisateurs de genoux prothétiques non électroniques équipés depuis 3 mois d'un C-leg™ sur une étude croisée randomisée, une flexion de $-2\pm 3^\circ$ lors de la marche à plat à vitesse confortable. Le résultat lors du port du genou prothétique non électronique (Mauch SNS™) ne montre pas de différence significative (flexion maximale de $-4,3\pm 5^\circ$). Pourtant, Kaufman *et al.* (2007) ont trouvé, en comparant les mêmes systèmes lors d'une étude croisée randomisée sur 15 sujets avec 10 semaines d'adaptation, une augmentation significative de la flexion de genou d'environ 4° (soit environ $1,5^\circ$ de flexion avec le C-leg™). Elle reste minime par rapport à celle observée chez les sujets non amputés (20° de flexion).

Nous avons vu précédemment chez le sujet non amputé qu'une flexion de genou contrôlée est réalisée pendant toute la phase d'appui en descente de pente et d'escalier. Avec des genoux à microprocesseur, une résistance hydraulique (C-leg™, Genium™) ou magnétorhéologique (Rheo Knee™) à la flexion de genou est active pendant toute la phase d'appui (Highsmith & Kahle 2014). Cette résistance est réglée par l'orthoprothésiste en accord avec le sujet pour lui permettre de descendre les escaliers (Highsmith & Kahle 2014). Elle permet au sujet d'atteindre une flexion de genou de 70° environ en fin de phase d'appui en descente d'escalier et 60° en descente de pente à 12 % (Figure I-12). Ce réglage impose l'amortissement et donc la vitesse de flexion de genou en fonction du moment à l'articulation (Bonnet 2009). Puisque ce réglage est le même en descente de pente et en descente d'escalier, certains utilisateurs n'utilisent pas la flexion de genou en descente de pente (Highsmith & Kahle 2014). En effet, une résistance trop importante à la flexion peut limiter la vitesse de marche. Cette stratégie, ressemblant à la marche à plat, est souvent utilisée par les personnes actives dans des pentes faibles ($<5^\circ$) (Highsmith & Kahle 2014).

En montée d'escalier, le genou et la cheville contribuent majoritairement à l'élévation du centre de gravité chez le sujet non amputé (DeVita *et al.* 2007). Ainsi, comme vu précédemment (Chapitre 1, p. 7), le cycle commence avec les articulations de genou et de hanche fléchies et la cheville en position de dorsiflexion. Un mouvement d'extension de ces deux premières articulations ainsi qu'un mouvement de plantiflexion de cheville assurent cette élévation pendant la phase d'appui. Pour restaurer la montée d'escalier en pas alterné, certains genoux comme le Genium™ (Otto bock) ou le Rheo Knee X3™ (Ossur) bloquent l'articulation en position fléchie lorsqu'il est sur la marche, permettant à l'utilisateur de prendre appui sur la prothèse (Bellmann *et al.* 2012a, Lura *et al.* 2017). C'est alors la hanche ipsilatérale seule qui permet l'élévation du centre de gravité pendant la phase d'appui unipodal prothétique (Bellmann *et al.* 2012b). Pour activer ce blocage du genou en flexion, le sujet doit effectuer un mouvement particulier, une extension rapide de hanche dans le cas du Genium™, reconnu par la prothèse (Highsmith & Kahle 2014). Highsmith & Kahle (2014) notent aussi que 6 sur 20 utilisateurs du Genium™ de leur étude n'ont pas été capables de

monter les escaliers en pas alternés, ce qui peut être expliqué par une force insuffisante des muscles extenseurs de la hanche ipsilatérale. L'équilibre des sujets, ou encore la longueur et la sensibilité de leur membre résiduel sont aussi des facteurs limitant l'utilisation de cette stratégie. Dans l'étude de Lura *et al.* (2017), le même constat peut être fait avec 3 sujets sur 20 n'ayant pas été en mesure de monter les escaliers en pas alternés avec le Genium™ contre 16 avec le C-leg™. Selon Bellman *et al.* (2012a), cette stratégie pourrait être bénéfique pour le membre controlatéral et résiduel, avec une puissance maximale au genou controlatéral et à la hanche ipsilatérale comparable à celle d'un groupe de 29 sujets non amputés. Les résultats de cette étude ont été obtenus à partir de montée d'escalier de 10 sujets amputés appareillés du C-leg™ et équipés du Genium™ depuis moins d'une journée pour l'étude.

Adaptation à la vitesse de marche

Le contrôle de la flexion de genou pendant la première moitié de la phase oscillante permet d'empêcher une flexion trop importante. En effet, celle-ci peut être d'une part inesthétique par l'élévation trop importante du talon et d'autre part retarder le retour en extension (Michael 1999). Mais cette flexion doit être suffisante puisque elle a un rôle fondamental dans le passage du pas (Moosabhoy & Gard 2006). Cette flexion est d'autant plus importante que les sujets amputés au-dessus du genou sont généralement équipés de pied prothétique à cheville fixe. Le contrôle de cette flexion permet donc une meilleure adaptation de la prothèse à la vitesse de marche. Chez les sujets sains, on observe une évolution quasi linéaire de la flexion maximale de genou en fonction de la vitesse de marche ($47 \pm 12^\circ$ à $60 \pm 9^\circ$ de 0,28 m/s à 1,39 m/s) (Stoquart *et al.* 2008). Plusieurs études ont comparé la flexion maximale de genou en phase oscillante en fonction de la vitesse de marche. Bellman *et al.* (2012b) ont comparé ce paramètre lors de la marche à 3 vitesses (lente, confortable, rapide) sur sol plat de 11 sujets déjà appareillés avec le C-leg™ puis dans la même journée avec le Genium™. Pour le C-leg™, cet angle maximal de flexion varie entre 58° à 66° pour des vitesses allant de 1,02 à 1,57 m/s. Avec le Genium™, un angle quasi constant de 64° sur la même plage de vitesse a été rapporté. Ces résultats confirment ceux trouvés par Kastner *et al.* (1999) avec le C-leg™ sur 10 sujets après quelques minutes d'adaptation. Lors d'une étude sur 4 sujets équipés d'un Rheo Knee™ avec quelques minutes d'adaptation accordées, Herr & Wilkenfeld (2003) ont montré que l'angle de flexion de genou ne dépassait pas 70° . En effet, un capteur angulaire de flexion de genou est utilisé pour asservir la résistance à la flexion afin de ne pas dépasser cette limite d'angle de flexion en phase oscillante (Herr & Wilkenfeld 2003). Ces résultats ont été plus tard confirmés par Prinsen *et al.* (2017) lors d'une étude croisée randomisée à 3 vitesses (70 % de la vitesse confortable, vitesse confortable, 115 % de la vitesse confortable) entre le Rheo Knee II™ et des genoux prothétiques non électroniques sur 9 sujets avec 8 semaines d'adaptation. Pour des vitesses de 0,49 m/s à 0,8 m/s, l'angle de flexion varie de 37° à 48° avec le Rheo Knee II™ contre 30° à 57° pour les genoux non électroniques.

Fonctionnement en cas de trébuchement

Pendant la seconde moitié de la phase oscillante, un contrôle de l'extension du genou est nécessaire pour assurer un genou en extension complète à l'attaque talon. C'est pendant ce retour en extension que le risque de trébuchement est le plus important (Mills & Barrett 2001). En effet, une distance insuffisante entre l'avant-pied et le sol peut provoquer un trébuchement. Si l'utilisateur doit se rattraper sur un genou prothétique libre en flexion, le risque de chute est important (Moosabhoy & Gard 2006). Certains genoux à microprocesseurs bloquent la flexion de genou pour qu'un appui sur la prothèse soit possible en cas de trébuchement (Bellmann *et al.* 2010). Plusieurs études se sont intéressées au trébuchement ou la chute en laboratoire avec ce type de genoux prothétiques (Blumentritt *et al.* 2009; Crenshaw *et al.* 2013a,b). Blumentritt *et al.* (2009) ont étudié la marche au cours du trébuchement de 3 sujets équipés du C-leg™ depuis une demi-heure en bloquant l'extension du genou en phase oscillante à l'aide d'une corde. Cette étude a comparé le comportement de 2 autres genoux non électroniques et ont conclu que le C-leg™ permettait le retour en extension le plus court donc le rattrapage le plus rapide. La plupart de ces études semblent suggérer que les genoux à microprocesseur diminuent le risque de chute. Ces résultats peuvent être confirmés par d'autres études par questionnaires notant une diminution du risque de chute et une augmentation la confiance des sujets dans leur prothèse (Hafner *et al.* 2007, Kahle 2008, Orendurff *et al.* 2006).

Genoux actifs

En montée de pente, afin d'élever le centre de gravité pendant la phase d'appui, le genou doit effectuer un mouvement d'extension actif (travail positif). Pour cela, un travail positif doit être fourni au niveau de l'articulation. Le Power Knee™ (Ossur) est le seul genou actif commercialement disponible actuellement (Bédard & Roy 2003).

Wolf *et al.* (2012) ont étudié la marche de 5 sujets amputés au-dessus du genou, équipés du C-leg™ puis équipés du Power Knee™. Une période de 3 semaines minimum a permis de s'assurer que chaque sujet s'était habitué au nouveau système prothétique. La marche dans un escalier de 16 marches (31°) et une pente de 12° a été étudiée. Avant l'étude, chaque sujet a suivi un programme d'entraînement de 6 semaines pour savoir utiliser l'ensemble des fonctionnalités de chaque système. Un même pied à restitution d'énergie a été utilisé avec chaque genou prothétique (Variflex™, Ossur). Le Power Knee™, en raison de son contrôle actif de l'articulation, devrait aussi permettre de faciliter la montée de pente. Une différence significative d'extrema de puissance au genou est rapportée par Wolf *et al.* (2012) dans cette situation par rapport à l'utilisation d'un C-leg™. Cependant, peu de différences ont été trouvées par ailleurs pour démontrer l'apport de ce contrôle actif en montée de pente jusqu'à présent. Une surutilisation du genou controlatéral par rapport aux sujets non amputés est aussi remarquée, quel que soit le genou prothétique utilisé. Ainsi, une puissance développée par le genou controlatéral d'environ 3 W/kg en début d'appui est rapportée (par rapport aux 1,65 W/kg développés chez le sujet non amputé en montée de pente à 10° - McIntosh *et al.*

2006).

En escalier, Wolf *et al.* (2012) remarquent que le Power Knee™, fournit l'énergie nécessaire à l'extension de genou notamment au début et à la fin de la phase d'appui. Sur les 2,5 W/kg de puissance maximale au genou relevée pour les sujets non amputés (Riener *et al.* 2002), le Power Knee™ permet de reproduire $1,2 \pm 0,7$ W/kg tandis que cette puissance est nulle pour le C-leg™ ($0,3 \pm 0,4$ W/kg). De plus, pour le côté controlatéral, Wolf *et al.* (2012) notent une diminution de moitié de la puissance nécessaire au genou par rapport aux utilisateurs du C-leg™ ($2,1 \pm 0,3$ vs. $9,0 \pm 3,0$ W/kg).

Cependant, l'apport positif de ce type de technologie n'est pas encore prouvé notamment chez les sujets quinquagénaires ou plus âgés (Hafner & Askew 2015). Bien qu'une réduction du travail des articulations controlatérales soit observée (Pasquina *et al.* 2017, Wolf *et al.* 2012), les problématiques de poids, de durée de vie de la batterie, et de contrôle par l'utilisateur semblent encore être limitantes par rapport au bénéfice apporté (Pasquina *et al.* 2017). En effet, par rapport à un genou tel que le C-leg™, celui-ci pèse 3,2 kg, soit 2 kg de plus, pour 12 heures d'autonomie contre 24 à 48 heures pour le C-leg™.

2.2. Pied-chevilles prothétiques

Différents types de pied-cheville prothétiques existent actuellement. Les plus utilisés par les personnes actives sont les pieds dits à restitution d'énergie (Ferris *et al.* 2012). Ils ont été développés à partir des années 1980 (Supan 2005). Ces pieds sont constitués de lames en matériaux composites, essentiellement un empilement de fibres de carbone ou de verre liés à l'aide d'une résine. Comme un ressort, ces lames sont conçues pour restituer une partie de l'énergie de déformation lors de la propulsion. Cependant, ces pieds s'adaptent relativement mal aux situations de pente ou d'escalier. Nous verrons dans un premier temps leurs fonctionnements. Pour pallier ces limites, des pieds-chevilles contrôlés par microprocesseur ont récemment vu le jour. Nous verrons dans un second temps l'apport des pieds prothétiques contrôlés par microprocesseurs. Ces pieds s'adressent en priorité aux sujets amputés en dessous du genou en conséquence il existe peu d'études qui se focalisent sur leur évaluation pour des sujets amputés au-dessus du genou. Ainsi, l'analyse de la littérature a donc été faite en incluant les populations de sujets amputés au-dessus et en dessous du genou.

a. Fonctionnement des pieds prothétiques à restitution d'énergie

Les pieds prothétiques cherchent à reproduire les fonctions du pied et de la cheville des sujets non amputés. Le chapitre 1 a montré le rôle de la cheville dans l'adaptation aux différentes situations (Partie I.1.1, p. 9).

Les pieds prothétiques à restitution d'énergie pour reproduire ce comportement utilisent la déformation sous charge en phase d'appui de la lame composite. Ainsi, le lien entre le moment à la cheville et l'angle de la cheville dans le plan sagittal pourra être reproduit en

fonction du dimensionnement des lames composant ces pieds. Ainsi, la raideur globale du complexe pied-cheville peut être quantifiée. Ce paramètre permet de caractériser la raideur globale du pied et de la cheville à reproduire par des éléments déformables passifs dans les différentes situations de la vie courante.

D'autre part, le pied non amputé est composé de différents segments donnant lieu à des mobilités intrasegmentaires qui lui permettent de s'adapter notamment à l'inclinaison du sol. Or, l'hypothèse de solide rigide pour le pied ne permet pas d'accéder à ces mobilités intrasegmentaires. Pour prendre en compte ces différentes mobilités, on peut quantifier la déformation totale du complexe pied-cheville en charge via le déplacement du centre de pression dans le repère tibia. Ce second paramètre est aussi appelé *Roll Over Shape* (ROS — Hansen *et al.* 2004a).

En fin de phase d'appui, le rôle propulsif de la cheville non amputée doit aussi être reproduit. Pour cela, les pieds prothétiques restituent une partie de l'énergie emmagasinée lors de leur déformation. Cette propulsion a été quantifiée en laboratoire par la puissance intersegmentaire à la cheville (Figure I-13).

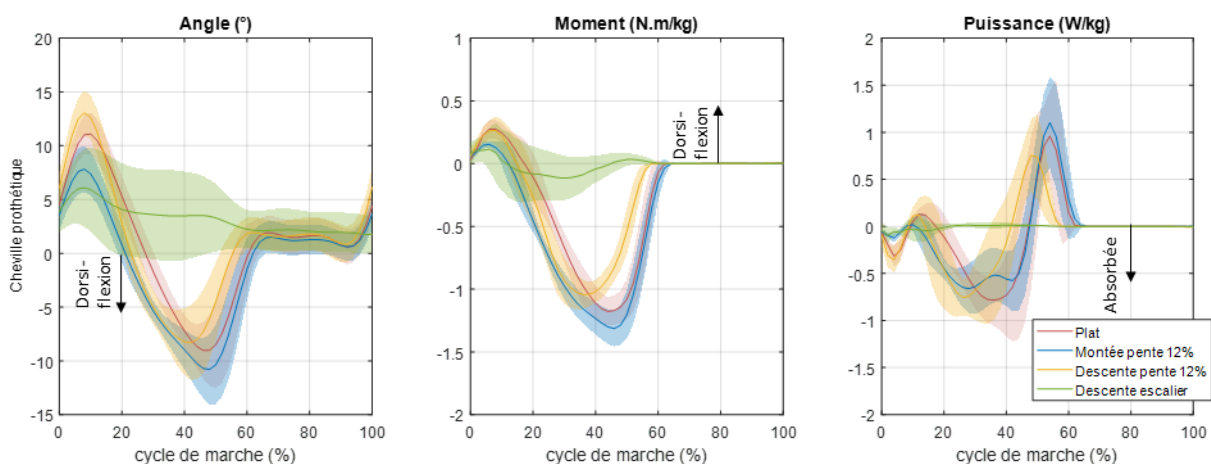


Figure I-13 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart-type de l'angle de plantiflexion, du couple du tibia sur le pied de dorsiflexion et de la puissance à la cheville prothétique en pente et en descente d'escalier par rapport à la marche à plat pour 8 sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et de pieds à restitution d'énergie (données issues du projet ANR APSIC).

Relation couple-angle de cheville dans le plan sagittal : raideur équivalente et position neutre

Si l'on observe l'évolution du couple en fonction de l'angle de la cheville, on constate en marche à plat au cours de l'appui unipodal, que le couple de cheville peut être exprimé par une relation linéaire avec l'angle de cheville dans le plan sagittal. Cette relation peut être quantifiée au cours de la phase d'appui unipodal par la pente de cette relation linéaire et l'angle de la cheville à couple nul. La pente de cette droite est appelée la « raideur équivalente » de la cheville (Figure I-14 – C). Pillet *et al.* ont quantifié celle-ci à plat chez le sujet non amputé, estimant la pente de cette relation linéaire à $0,09 \pm 0,03$ N.m/kg/° (Pillet *et al.* 2014). On appellera par la suite « position neutre » l'angle de la cheville lorsque le moment est nul.

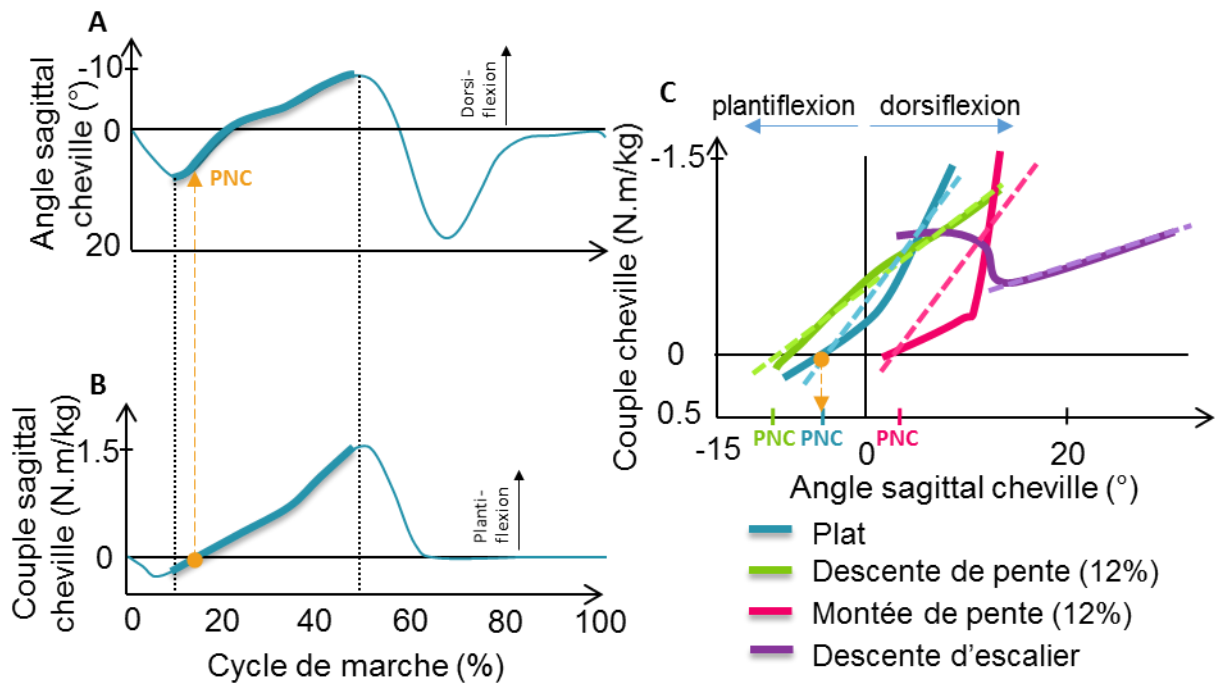


Figure I-14 — A. Angle de dorsiflexion de cheville dans le plan sagittal en fonction du pourcentage du cycle de marche. — B. Couple de plantiflexion de cheville dans le plan sagittal en fonction du pourcentage du cycle de marche. Pour ces deux graphiques les traits pointillés correspondent au début et à la fin de la phase d'appui unipodal. La flèche orange correspond à la position neutre de la cheville (PNC) à couple nul. C — Courbes couple — angle de cheville dans le plan sagittal chez le sujet non amputé pour différentes situations et raideur équivalente en traits pointillés. Extrait et adapté de Pillet et al. (2014)

Chez le sujet asymptomatique, cette raideur varie en fonction de la situation comme présentée Figure I-14 — C. **En descente de pente**, le maximum d'angle de plantiflexion de cheville augmente avec l'inclinaison de la pente (Lay et al. 2006). En effet, Pillet et al. ont mesuré une raideur équivalente plus faible de $0,06 \pm 0,03$ N.m/kg/° pour une pente de 12 %. Alors qu'**en montée** elle reste équivalente au plat avec $0,09 \pm 0,02$ N.m/kg/° (Pillet et al. 2014) pour une pente à 12 %. Cependant, on peut remarquer que cette relation n'est plus vraiment linéaire avec un décalage de la position neutre de cheville en dorsiflexion par rapport au plat. **En escalier**, la mobilité de cheville est bien plus importante qu'à plat (Sinitski et al. 2012). **En descente**, cette relation est alors non linéaire. La pente de la fin d'appui a été évaluée à $0,03 \pm 0,03$ N.m/kg/° (Pillet et al. 2014) soit 3 fois inférieure au plat.

La mobilité de cheville est généralement permise dans les pieds prothétiques par leur capacité à se déformer lors de l'appui de l'utilisateur. La déformation du pied prothétique lors de la marche dépend du lien entre l'angle et le couple à la cheville. Pour les pieds prothétiques, cette relation linéaire entre le couple et l'angle de cheville peut être définie pendant la phase d'appui unipodal. La « raideur équivalente » de la cheville peut avoir un impact sur les articulations proximales. En effet, cette raideur est constante pendant toute la phase d'appui pour les pieds prothétiques à restitution d'énergie. A l'appui talon, un pied-cheville prothétique ayant une raideur importante va limiter la mobilité de l'articulation de cheville. Cette faible mobilité peut provoquer un mouvement du tibia vers l'avant entraînant une flexion du genou en phase d'appui lors de l'appui au talon (Radcliffe 1955). Inversement en fin de phase d'appui, un pied prothétique avec une lame d'avant pied trop souple va

augmenter la dorsiflexion de cheville. Cela peut entraîner une impression d'effondrement pour l'utilisateur et augmenter la cocontraction musculaire au genou résiduel chez les personnes amputées en dessous du genou (Darter & Wilken 2014, Stark 2005).

Nous avons vu que le sujet non amputé modifie la position neutre de la cheville (angle de la cheville à moment nul) en fonction de la pente. Au contraire, pour les pieds prothétiques, la pente de la relation couple-angle et la position neutre de la cheville ne varient pas (Williams *et al.* 2009). De plus, l'augmentation de la raideur va retarder le contact entre l'avant pied et le sol. En descente de pente, cette période va être encore prolongée si la raideur est trop importante. Pendant l'appui sur le talon, un effort musculaire plus important pourrait être requis par l'utilisateur pour maintenir la cinématique des articulations proximales (Vickers *et al.* 2008). Il est déjà reporté que les sujets amputés de membre inférieur ont un déficit

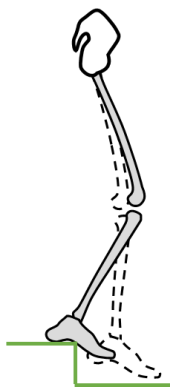


Figure I-15 — Descente d'escalier en utilisant le nez de la marche

musculaire (Jaegers *et al.* 1995). Selon l'importance de ce déficit, cet effort peut être plus difficile à réaliser. En outre, le manque de mobilité de ces éléments prothétiques en pente ou en escalier est régulièrement rapporté dans la littérature (Schmalz *et al.* 2007, Williams *et al.* 2009). En effet, nous avons vu que chez le sujet non amputé, une amplitude de flexion de cheville beaucoup plus importante est nécessaire notamment en escalier. Une telle déformation n'est pas réalisable par l'utilisateur d'un pied prothétique à restitution d'énergie en descente d'escalier. Pour pallier ce manque de mobilité, les sujets amputés au-dessus du genou placent le milieu du pied au niveau du nez de la marche. En effet, on peut observer la faible plage angulaire de cheville dans cette situation (Figure I-15).

Roll Over Shape : ROS

Le ROS correspond à la trajectoire du centre de pression dans le repère lié au tibia (Hansen *et al.* 2004a). Le ROS permet de traduire la déformation du pied et la mobilité de cheville au cours de la phase d'appui de manière globale (Figure I-16).

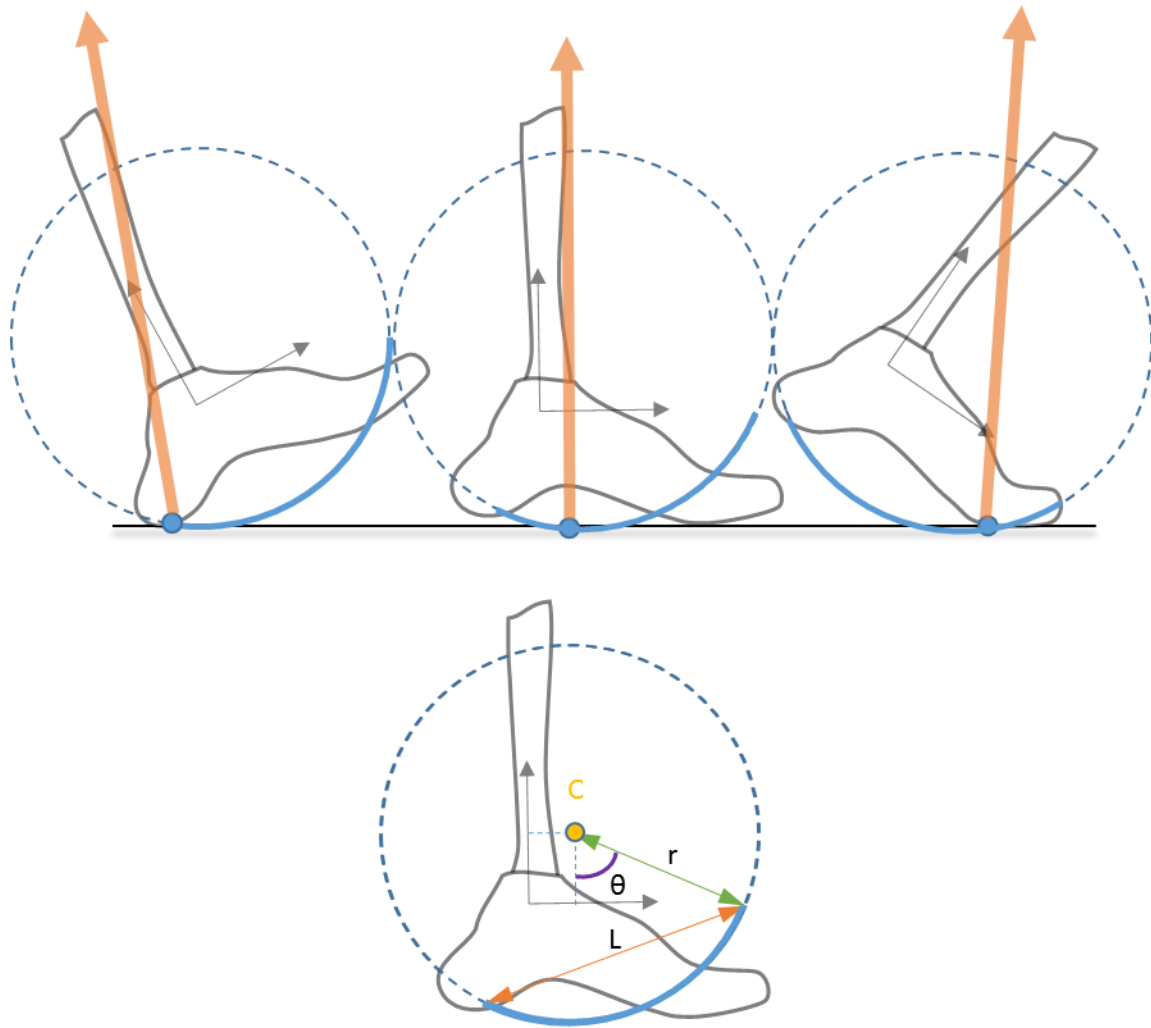


Figure I-16 — Trajectoire du centre de pression et déroulé du pas (en haut) et paramètres caractérisant le Roll Over Shape (en bas), r le rayon de l'arc de cercle, L la longueur de l'arc, son orientation ϑ et la position de son centre C dans le repère tibia adapté de Bonnet 2009

Pour le sujet non amputé, cette trajectoire peut être assimilée à une portion d'arc de cercle caractérisé par : son rayon, sa longueur, la position de son centre et l'orientation de l'arc de cercle (Figure I-16). Le rayon de l'arc est constant et indépendant de la vitesse de marche (Hansen *et al.* 2004a), de la hauteur de talon (Hansen & Childress 2004) et de la pente (Hansen *et al.* 2004b). Le rayon de l'arc de cercle ne dépend que de la longueur du membre inférieur (environ 30 %) (Adamczyk *et al.* 2006, Gard *et al.* 2011). La longueur de l'arc correspond à environ 83 % de la longueur du pied (Hansen *et al.* 2004d). Cependant, son orientation varie en fonction de la pente. Hansen *et al.* (2004b) émettent l'hypothèse qu'en montée de pente, c'est la cheville qui permet d'adapter l'orientation de cet arc. L'influence de ces paramètres sur la consommation d'oxygène et le déplacement du centre de gravité ont été étudiés sur des sujets non amputés portant des orthèses (Adamczyk & Kuo 2013, Adamczyk *et al.* 2006) ou des chaussures avec des semelles modifiées (Hansen & Wang 2011). C'est donc un modèle de la fonction du système pied-cheville qui peut être utilisé pour traduire la mobilité du système pour une progression adéquate du centre de masse lors de la marche.

Ce paramètre peut permettre de déterminer des objectifs de conception pour les pieds prothétiques pour obtenir une mobilité de cheville et des articulations du pied s'approchant de celle des sujets non amputés. Curtze *et al.* (2009) ainsi que Hansen *et al.* (2000, 2003, 2004a,c) ont déjà quantifié le ROS pour différents pieds prothétiques existants. Un rayon de courbure d'environ 312 mm et une longueur de l'arc de 63 à 81 % de la longueur du pied ont été trouvés (Curtze *et al.* 2009, Hansen *et al.* 2004d).

Gard *et al.* (2011) rapportent que l'ajout d'une cheville uniaxiale au-dessus d'un pied à restitution d'énergie diminue le rayon du ROS du système pied-cheville. Des pieds prothétiques ayant des rayons de ROS trop faibles pourraient diminuer la vitesse de marche (Gard *et al.* 2011). D'autre part, Hansen *et al.* (2006) ont démontré que la réduction de la longueur de l'arc augmente le maximum d'effort controlatéral à l'appui talon controlatéral. Klodd *et al.* (2010) a trouvé des résultats similaires sur l'effort controlatéral lorsqu'une flexibilité de l'avant-pied plus importante était autorisée, revenant à diminuer le rayon.

En pente, le ROS des éléments prothétiques n'a pas été étudié. Le ROS a été étudié en escalier par Sinitski *et al.* (2012) mais les pieds à restitution d'énergie actuels ne permettent pas de modifier le rayon pour obtenir un ROS proche de celui des sujets non amputés dans cette situation.

Quantification de la restitution d'énergie

La déformation de la lame permet d'emmagasiner de l'énergie qui est restituée à la fin de la phase d'appui. On peut quantifier l'apport de cette restitution d'énergie de manière globale par la consommation d'oxygène ou plus localement en laboratoire par la puissance maximale mesurée à la cheville prothétique. Ce maximum est observable en fin de phase d'appui et correspond à la fonction de propulsion du pied non amputé. Un maximum de puissance à la cheville de l'ordre de 1,5 W/kg à vitesse confortable est régulièrement rapporté chez les personnes amputées en dessous du genou (en orange dans le Tableau I-1). Cette puissance est généralement plus faible que celle observée chez les sujets non amputés (en vert dans le Tableau I-1) à plat (Silverman *et al.* 2008). Dans les autres situations, cette puissance peut aussi être définie, cependant peu d'études la quantifient pour la population des sujets amputés au-dessus du genou (Figure I-13). Wolf *et al.* (2012) rapportent en montée de pente à 12° une puissance maximale de 2,1 W/kg du côté appareillé et de 0,6 W/kg en descente chez des sujets amputés au-dessus du genou et équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™).

Tableau I-1 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant aux pieds à restitution d'énergie. L'inclinaison de la pente est de 5° pour toutes les études. L'inclinaison équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. n/c= non communiqué. En vert tous les résultats sur des sujets non amputés (SA), et en orange pour les sujets amputés en dessous du genou (TT) équipés de pieds à restitution d'énergie (ESR). Tous les sujets amputés au-dessus du genou (TF) étaient équipés d'un genou à microprocesseur passif sauf un sujet pour Graham et al. 2007 équipé d'un genou non électronique.

Etude	Sujets	Type de pieds	Vitesse	Puissance maximale à la cheville (W/kg)				
				Plat	Pente		Escalier	
					↗	↘	↗	↘
Yack & Nielsen 1999	5 SA		(36°) n/c				0,51 (0,21)	
	5 TT	ESR					0,14 (0,21)	
Underwood et al. 2004	11 TT	ESR	1,48 ± 0,20 m/s	1,52 (0,38)				
Graham et al. 2007	6 TF	ESR	1,38 ± 0,13 m/s	1,13 (0,22)				
Sinitski et al. 2012	12 SA		(31°) 80 pas/min	2,54 (0,57)			2,56 (0,59)	1,38 (0,36)
	12 TT	ESR		1,52 (0,33)			0,77 (0,33)	0,56 (0,29)
Wolf et al. 2012	5 TF	ESR	(12°/31°)		2,1 (0,5)	0,9 (0,2)	0,6 (0,3)	0,2 (0,1)
Ferris et al. 2012	11 SA		1,21 ± 0,08 m/s	2,43 (0,54)				
	11 TT	ESR	1,24 ± 0,05 m/s	1,46 (0,25)				
Esposito et al. 2015	6 SA		1,21 ± 0,03 m/s	2,29 (0,42)	2,80 (0,40)			
	6 TT	ESR		1,50 (0,30)	2,04 (0,40)			
Pickle et al. 2016	10 SA		1,21 ± 0,08 m/s	2,49 (0,49)	2,99 (0,54)	2,18 (0,59)		
	10 TT	ESR	1,28 ± 0,11 m/s	1,58 (0,30)	2,02 (0,52)	1,63 (0,43)		

b. Apport du contrôle par microprocesseur

Nous avons vu précédemment que les pieds à restitution d'énergie n'autorisent pas de dorsiflexion de cheville en phase oscillante ni d'adaptation de la raideur équivalente aux situations de pentes et d'escalier en phase d'appui. De plus, on observe aussi un manque de propulsion des pieds à restitution d'énergie par rapport aux chevilles non amputés. Pour répondre à ces problématiques, les pieds prothétiques ont aussi bénéficié de l'apport du contrôle par microprocesseurs depuis les années 2000. On peut noter notamment les 3 pieds prothétiques : Elan™, Propriofoot™, et BiOM™ dont les fonctionnalités et l'évaluation en laboratoire seront traitées séparément.

Elan™

L'Elan™ (Endolite – Moser et al. 2008) est composé d'une lame de carbone et d'une cheville hydraulique contrôlée par microprocesseur (Figure I-17). Cette cheville hydraulique autorise en phase d'appui une mobilité de 6° en plantiflexion et de 3° en dorsiflexion. Au-delà de la butée de dorsiflexion de la cheville hydraulique, la mobilité de cheville est apportée par la déformation des lames. Le microprocesseur peut faire varier la vitesse de dorsiflexion ou de plantiflexion de la cheville en fonction du couple qui s'applique au niveau de l'articulation de manière indépendante. Cette résistance est modifiée par le microprocesseur ce qui permet à la prothèse de s'adapter à la pente et à la vitesse de marche. Pour cela, plusieurs capteurs, dont un accéléromètre lié au pied (52A sur le plan Figure I-17), et un capteur d'angle magnétique à la cheville sont utilisés pour estimer la vitesse de marche ainsi que la pente rencontrée.

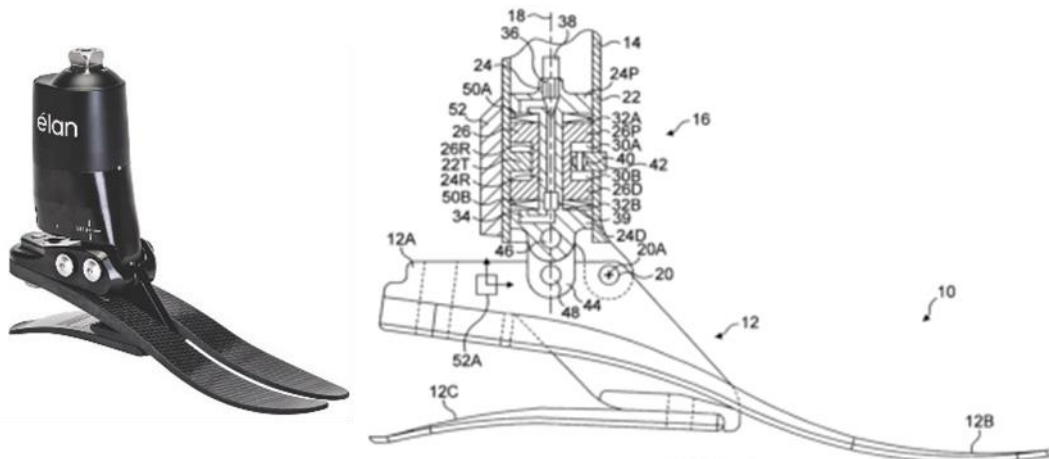


Figure I-17 — Prothèse de pieds-cheville à microprocesseurs Elan™ (Endolite) et plan de coupe issu du brevet (Moser et al. 2008)

En montée de pente, la résistance à la plantiflexion est augmentée et celle à la dorsiflexion est diminuée et inversement pour la descente de pente. Le changement de cette résistance devrait faciliter la mise à plat du pied sur le sol ainsi que la progression du tibia sur un pied à plat dans toutes les situations. Deux pas minimum sont nécessaires pour que le microprocesseur adapte les résistances hydrauliques (Struchkov & Buckley 2016). Avec l'augmentation de la vitesse, la résistance de la cheville est augmentée pour diminuer la mobilité hydraulique de la cheville et augmenter l'énergie emmagasinée par la déformation des lames.

Struchkov & Buckley (2016) ont étudié ce système avec 9 sujets amputés en dessous du genou dans une pente à 5°. Les sujets de l'étude ont été appareillés successivement avec un pied à restitution d'énergie associé à une cheville élastique, et avec l'Elan™. La majorité de ces sujets étant déjà utilisateur d'une cheville hydraulique, seules 20 minutes d'adaptation ont été accordées avant les acquisitions en descente de pente. Des acquisitions ont été réalisées à vitesse confortable et à vitesse lente. Lors du port de l'Elan™, deux configurations ont été testées sans en informer l'utilisateur : la première où l'adaptation à la pente était forcée pour s'affranchir du temps d'adaptation de la prothèse nécessaire et la seconde sans adaptation ni microprocesseur activé. Ces auteurs ont remarqué que la mise à plat de l'Elan™ avec contrôle par microprocesseur était moins rapide que la cheville élastique, mais plus rapide que la cheville hydraulique sans contrôle par microprocesseur. De plus, le travail de dissipation de la cheville prothétique au cours de toute la phase d'appui était plus important chez les utilisateurs de la cheville hydraulique avec microprocesseur. Ce travail de dissipation à la cheville était associé à une diminution de la flexion de genou en début de phase d'appui et semble être associé à une diminution du travail négatif au niveau du genou résiduel par rapport à la cheville élastique ou à l'Elan™ avec un microprocesseur désactivé.

Propriofoot™

Le Propriofoot™ (Ossur — Clausen *et al.* 2009, Ragnarsdottir *et al.* 2005) est un pied à restitution d'énergie associé à un moteur électrique contrôlé par microprocesseur qui permet

de faire varier l'orientation de la cheville sur une amplitude de 29° au cours de la phase oscillante (Figure I-18).



Figure I-18 — Prothèse de pieds-cheville à microprocesseurs Propriofoot™ (Ossur) (source : www.nytimes.com)

Ce moteur est utile pour adapter la position neutre de la cheville à la situation ainsi que pour restaurer une dorsiflexion active de cheville en phase oscillante. Pour reconnaître la situation, le déplacement de la prothèse en phase oscillante est calculé via un accéléromètre intégré au-dessus de la cheville. L'adaptation de la position de la cheville est réalisée dans les derniers 20 % du cycle de marche.

Partant de l'observation que la raideur varie peu entre le plat et la pente, le Propriofoot™ fait varier la position neutre de la cheville : vers la dorsiflexion en montée de pente et vers la plantiflexion en descente (Shultz *et al.* 2016, Williams *et al.* 2009). Le Propriofoot™ (Ossur) estime la valeur de la pente à l'aide d'une centrale inertielle au-dessus de la cheville (Clausen *et al.* 2009) et nécessite quelques pas (au moins 2) pour s'adapter (Alimusaj *et al.* 2009, Fradet *et al.* 2010, Williams *et al.* 2009). D'après Fradet *et al.* (2010), l'adaptation à la pente (α) est régie par l'équation suivante en fonction de l'estimation de la pente (β) :

$$\begin{cases} \text{si } \beta > 0, & \alpha = \beta \\ \text{si } \beta < 0, & \alpha = 0.15 \beta - 0.017 \beta^2 \end{cases}$$

Au-delà de 20°, la prothèse propose une adaptation pour le mode escalier, Alimusaj *et al.* (2009) rapportent une position neutre de la cheville de 4° en dorsiflexion en montée et en descente mais ne précisent pas si cette position neutre change avec l'inclinaison de l'escalier.

Fradet *et al.* (2010) ont évalué la marche de 16 sujets amputés en dessous du genou en montée et en descente de pente à 7,5° après 14 jours d'adaptation à l'aide d'un système optoélectronique. La marche avec et sans adaptation de l'angle de cheville de la prothèse par le moteur a été comparée dans les différentes situations. Pour s'affranchir du délai d'adaptation normalement présent sur la prothèse, l'adaptation de la prothèse était fixée à 2,1° de plantiflexion en descente de pente et 7,5° de dorsiflexion en montée de pente. **En montée de pente**, Fradet *et al.* rapportent une augmentation de la dorsiflexion à l'appui talon

du côté prothétique en mode adapté de 7°, ce qui est en accord avec l'adaptation faite. Cette dorsiflexion est plus proche du groupe de contrôle à l'appui talon (11°) par rapport au mode non adapté. Cette augmentation de la dorsiflexion se répercute par une augmentation de la flexion de genou en début de cycle puis par une réduction du maximum de puissance généré à la cheville prothétique en fin de phase d'appui (Tableau I-2). Le mouvement du genou est donc plus proche de celui des sujets non amputés quand le pied est adapté, mais la puissance à la cheville est plus faible que le mode non adapté et les sujets non amputés. **En descente de pente**, par contre, des compensations ont été observées avec ou sans l'adaptation de la prothèse à la pente par rapport au groupe de contrôle sur le membre controlatéral. Parmi ces compensations, des diminutions significatives de la flexion de hanche à l'appui talon et de la flexion de genou au milieu de la phase d'appui ont été observées du côté non appareillé. Le peu de différences observées sur les paramètres cinématiques des articulations des membres inférieurs peut aussi être expliqué par la faible adaptation réalisée par la cheville pour une pente relativement forte. Pourtant, les sujets rapportent se sentir plus en sécurité lors de l'adaptation de la prothèse à la descente de pente.

Sur le même groupe de sujets et le même protocole, Alimusaj *et al.* (2009) ont étudié la marche en escalier avec le Propriofoot™. Pour cette étude, un escalier de 5 marches avec un giron de 32 cm et une hauteur de marche de 15 cm soit une inclinaison de 25° a été utilisé. De même que pour la pente, la position neutre de la cheville a été fixée à 4° de dorsiflexion en mode adapté tandis qu'aucune adaptation de la position neutre de la cheville n'était réalisée en mode non adapté. **En montée**, la flexion de hanche à l'appui talon ainsi que la flexion maximale de hanche étaient significativement plus faible en mode adapté qu'en mode non adapté du côté appareillé. De même, une extension maximale de genou significativement plus faible a pu être observée en fin de phase d'appui ($5 \pm 6^\circ$ vs. $0 \pm 6^\circ$ d'extension maximale de genou en mode adapté). Du côté controlatéral, des diminutions significatives de l'extension maximale de hanche et de la plantiflexion maximale de cheville ont été mesurées avec le mode adapté par rapport au mode non adapté. Alimusaj *et al.* (2009) ont aussi trouvé une diminution significative de la puissance générée à la cheville en fin de phase d'appui quand le Propriofoot™ était adapté à la situation (Tableau I-2). Pourtant, cette adaptation semble diminuer les stratégies de compensation mises en œuvre par les sujets amputés en dessous du genou. En effet, Alimusaj *et al.* ont mesuré les distances entre les courbes des sujets non amputés et celles des sujets amputés en dessous du genou. Celles-ci sont plus faibles pour les courbes d'angles, de moments et de puissances dans le plan sagittal sur les articulations du membre inférieur du côté appareillé et du côté controlatéral en mode adapté comparé au groupe de contrôle qu'en mode non adapté. **En descente d'escalier**, une flexion maximale de hanche du côté appareillé significativement plus proche de celle du sujet non amputé en mode adapté qu'en mode non adapté a été mesurée. La flexion maximale de genou en milieu de phase d'appui est aussi augmentée de manière significative en mode adapté par rapport au mode non adapté ce qui conduit à un moment externe d'extension et une puissance absorbée par cette articulation plus importante en début de phase d'appui. Cependant l'adaptation à la situation proposée ne modifie pas les compensations observées sur le membre appareillé.

Tableau I-2 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant au Propriofoot™. L'inclinaison ou la pente équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. En vert tous les résultats sur des sujets non amputés(SA), et sur le Propriofoot™ avec adaptation à la pente bleu clair, et sans adaptation en orange, pour les populations de personnes amputées en dessous du genou (TT).

Etude	Sujets	Type de pieds	Vitesse (m/s)	Puissance maximale à la cheville (W/kg)			
				Pente		Escalier	
				↗	↘	↗	↘
Alimusaj <i>et al.</i> 2009	16 SA		(+25°) 0,57± 0,05 (-25°) 0,68± 0,11	-	-	2,87 (0,79)	2,67 (0,63)
	16 TT	Propiofoot™ avec adaptation	(+25°) 0,45± 0,07 (-25°) 0,47± 0,08	-	-	0,32 (0,22)	0,73 (0,25)
		Propiofoot™ sans adaptation	(+25°) 0,44± 0,06 (-25°) 0,48± 0,08	-	-	0,41 (0,23)	0,73 (0,30)
Fradet <i>et al.</i> 2010	16 SA		(+7,5°) 1,34± 0,10 (-7,5°) 1,43± 0,14	5,29 (0,77)	3,36 (0,66)	-	-
	16 TT	Propiofoot™ avec adaptation	(+7,5°) 1,08± 0,14 (-7,5°) 1,15± 0,20	1,26 (0,4)	1,33 (0,33)	-	-
		Propiofoot™ sans adaptation	(+7,5°) 1,08± 0,12 (-7,5°) 1,18± 0,20	1,45 (0,29)	1,31 (0,36)	-	-

Malgré cela, l'ajout d'une articulation de cheville à mobilité contrôlée augmente la sécurité ressentie par les sujets en augmentant la base de support (Alimusaj *et al.* 2009, Fradet *et al.* 2010). Cependant, aucune différence significative entre une activation de la fonction d'adaptation à la pente et sans cette adaptation sur la consommation d'oxygène à plat et en pente à $\pm 5^\circ$ n'a été trouvée chez 6 sujets amputés en dessous du genou après 3 semaines d'utilisation avec ou sans l'adaptation activée de cette prothèse (Darter & Wilken 2014).

Les adaptations proposées par le Propriofoot™ ont aussi été étudiées en phase oscillante. Pendant la première moitié de la phase oscillante, un mouvement de dorsiflexion de cheville et une flexion de genou sont effectuées par le sujet non amputé. Une dorsiflexion de 0° est atteinte à partir du milieu de la phase oscillante à plat. Cette position en dorsiflexion reste similaire en descente de pente mais augmente en montée (9° pour une pente de $+10^\circ$ - McIntosh *et al.* 2006). En effet, cette articulation permet de maintenir la distance entre l'avant-pied et le sol chez le sujet non amputé (Moosabhoy & Gard 2006). Le Propriofoot™ permet 4° de dorsiflexion maximale de cheville de plus à plat et à 0,93 m/s qu'avec un pied à restitution d'énergie (Rosenblatt *et al.* 2014). Les études sur cette prothèse n'ont pas rapporté la valeur de la dorsiflexion maximale en phase oscillante lors de la **montée de pente ou d'escalier**. Seules, les courbes d'angle moyen permettent d'estimer une augmentation de la dorsiflexion de l'ordre de 10° en montée de pente à $7,5^\circ$ et de 8° en montée d'escalier par rapport à un pied à restitution d'énergie (Alimusaj *et al.* 2009, Fradet *et al.* 2010).

Les limites de l'adaptation à la pente viennent de la réduction de puissance générée à la cheville en montée de pente et d'escalier sur le Propriofoot™ ainsi que le délai d'adaptation requis. De plus, seule la position neutre de la cheville est modifiée ce qui n'augmente pas l'amplitude de la cheville. Or en descente d'escalier, l'amplitude de la cheville double par rapport au plat chez le sujet non amputé (Alimusaj *et al.* 2009, Fradet *et al.* 2010, Williams *et al.* 2009).

BiOM™

Le BiOM™ (iWalk – Herr *et al.* 2010), est un pied prothétique actif contrôlé par microprocesseur. Le système est composé de 3 éléments principaux : d'un actuateur série-élastique (*Series-Elastic Actuator* ou SEA), un ressort unidirectionnel en parallèle et une lame de pied prothétique en matériau composite (Figure I-19).

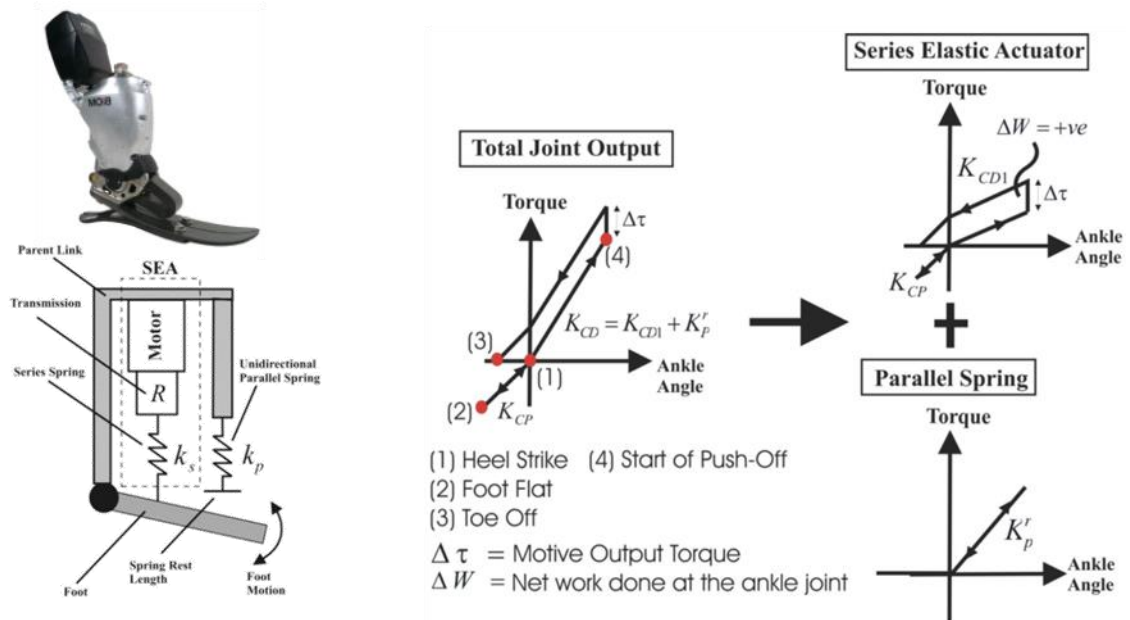


Figure I-19 — Eléments constitutifs (à gauche) et principe de fonctionnement du BiOM™ (à droite) issus de (Au *et al.* 2007)

Le ressort unidirectionnel ne peut travailler que lorsqu'une dorsiflexion de cheville est réalisée et réduit la puissance et le couple nécessaire au niveau de l'actuateur. La prothèse est aussi équipée de plusieurs capteurs : un capteur d'angle à la cheville, des jauges de déformation pour estimer le couple à l'articulation et d'autres pour estimer le couple généré par le système SEA ainsi qu'une centrale inertielle 3D placée au-dessus de l'articulation de cheville (Eilenberg *et al.* 2010, Herr & Grabowski 2012). Le microprocesseur adapte l'impédance de la cheville et peut générer une puissance de plantiflexion de cheville en fin de phase d'appui afin de propulser et diminuer la consommation énergétique des utilisateurs (Figure I-19 — Au 2007, Mancinelli *et al.* 2011). Plus le couple externe de plantiflexion mesuré à la cheville est important, plus la puissance de plantiflexion de cheville est importante (Kannape & Herr 2014), ce qui permet à la prothèse d'adapter son comportement en fonction de la vitesse de marche ou des situations d'escalier et de pentes. Différentes méthodes de contrôle de la puissance générée par des électrodes EMG placées dans l'emboîture ont été proposées pour mieux adapter la puissance en fonction de la situation (Au *et al.* 2008, Eilenberg *et al.* 2010, Kannape & Herr 2014) ou à la vitesse de marche (Wang *et al.* 2013). Cependant, l'utilisation d'électrodes EMG pose plusieurs problèmes. Elles sont difficiles à implémenter de manière systématique dans l'emboîture. Et avec la transpiration et les glissements de la peau sur l'électrode, le signal a tendance à se dégrader au cours du temps (Liu *et al.* 2017, Young *et al.* 2014a). C'est sans doute pour ces raisons que ces capteurs n'ont pas été implémentés dans la version commerciale.

Le BiOM™ est une prothèse capable d'augmenter le pic de puissance à la cheville par une plantiflexion active à la fin de la phase d'appui. Ce paramètre a été quantifié chez des sujets non amputés ou des sujets amputés en dessous du genou équipés de pieds à restitution d'énergie et comparés aux résultats obtenus lorsque ces sujets utilisaient le BiOM™ (en gris dans le Tableau I-3).

Tableau I-3 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant au BiOM™. L'inclinaison de la pente est de 5° pour toutes les études. La pente équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. En orange tous les résultats sur des pieds à restitution d'énergie (ESR), en vert sur des sujets non amputés (SA), en gris sur le BiOM™ pour les populations de personnes amputées en dessous du genou (TT).

Etude	Sujets	Type de pieds	Vitesse	Puissance maximale à la cheville (W/kg)			
				Plat	Pente		Escalier
					↗	↘	
Ferris <i>et al.</i> 2012	11 SA		1,21 ± 0,08 m/s	2,43 (0,54)	-	-	-
	11 TT	BiOM™	1,12 ± 0,05 m/s	3,27 (0,81)	-	-	-
		ESR	1,24 ± 0,05 m/s	1,46 (0,25)	-	-	-
Russel Esposito <i>et al.</i> 2015	6 SA		1,21 ± 0,03 m/s	2,29 (0,42)	2,80 (0,40)	-	-
	6 TT	BiOM™	1,24 ± 0,05 m/s	3,15 (0,73)	3,33 (0,64)	-	-
		ESR		1,50 (0,30)	2,04 (0,40)	-	-
Rábago <i>et al.</i> 2016	10 SA		1,23 ± 0,06 m/s	-	2,98 (0,69)	-	-
	10 TT	BiOM™	1,39 ± 0,18 m/s	-	3,79 (2,01)	-	-
		ESR	1,32 ± 0,10 m/s	-	1,87 (0,63)	-	-
Pickle <i>et al.</i> 2016	10 SA		1,21 ± 0,08 m/s	2,49 (0,49)	2,99 (0,54)	2,18 (0,59)	-
	10 TT	BiOM™	1,28 ± 0,11 m/s	3,54 (0,90)	3,68 (1,04)	3,21 (1,14)	-
		ESR		1,58 (0,30)	2,02 (0,52)	1,63 (0,43)	-
Aldridge <i>et al.</i> 2012	11 SA		(32°) 80 pas/min	-	-	-	2,12 (0,49)
	11 TT	BiOM™		-	-	-	1,64 (0,51)
		ESR		-	-	-	0,59 (0,20)

Cet apport de puissance à la propulsion devrait permettre de normaliser la vitesse de marche et de diminuer la consommation d'oxygène lors de la marche chez des personnes amputées en dessous du genou par rapport aux sujets non amputés (Herr & Grabowski 2012). Ferris *et al.* (2012) rapportent une puissance maximale significativement supérieure à celle d'un pied à restitution d'énergie à une vitesse normalisée (Tableau I-3). Ces résultats sont confirmés par ceux de Pickle *et al.* (2016) et Esposito *et al.* (2015). Les travaux de Morgenroth *et al.* (2011) suggèrent que l'augmentation de la puissance à la cheville sur un prototype de pied-cheville permettrait de réduire l'effort vertical sur le membre controlatéral et le moment externe d'adduction au genou controlatéral à plat. Cette réduction de moment pourrait permettre de réduire le risque d'arthrose du genou controlatéral. Pourtant, ces résultats n'ont pas été retrouvés dans des études ultérieures sur le BiOM™ sauf en marche rapide sur 6 personnes amputées en dessous du genou (Russell Esposito & Wilken 2014). Pour évaluer l'apport de la propulsion, le travail réalisé par le membre inférieur appareillé pour rediriger le centre de gravité à la fin de la phase d'appui a aussi été quantifié à partir des travaux de Kuo *et al.* (2005) et Donelan *et al.* (2002) sur cette prothèse. La propulsion active du pied BiOM™ devrait diminuer le travail négatif du membre inférieur appareillé par rapport à des sujets utilisateurs de pieds à restitution d'énergie. Herr *et al.* (2012) ont trouvé des résultats en accord avec cette hypothèse à différentes vitesses de marche (sauf à 0,75 m/s et 1,75m/s) sur

7 personnes amputés en dessous du genou contrairement à Esposito *et al.* (2015) à plat.

Pour la montée de pente, cette propulsion est d'autant plus importante que le centre de gravité doit s'élever à chaque cycle (Lay *et al.* 2006). On peut remarquer une augmentation du maximum de puissance générée au niveau de la cheville par rapport au plat chez le sujet non amputé (Vickers *et al.* 2008 ; Tableau I-3). La comparaison des prothèses actives par rapport à des pieds prothétiques à restitution d'énergie a permis de quantifier les différences de propulsion. Rábago *et al.* (2016) rapportent une propulsion avec le BiOM™ de 103 % celle des sujets non amputés par rapport aux 37 % observés chez les utilisateurs de pieds à restitution d'énergie. Ces résultats confirment ceux rapportés par Pickle *et al.* (2016) et Esposito *et al.* (2015) cependant, ces derniers n'ont trouvé aucun effet significatif sur la consommation d'oxygène en pente chez des sujets porteurs de ce dispositif. En effet, le poids des prothèses à microprocesseur est souvent critiqué (2,2 kg contre 0,6 kg pour un pied à restitution d'énergie) et limite sans doute le bénéfice par rapport à la surconsommation d'oxygène (Delussu *et al.* 2013). De plus, des problématiques d'autonomie de batteries (8 h) limitent aussi la commodité de ce type d'appareillage pour la vie de tous les jours des personnes amputées.

En montée d'escalier, la puissance à la cheville en fin de phase d'appui serait importante pour l'élévation du centre de gravité (Wilken *et al.* 2011). Ainsi, on peut s'attendre à ce que la marche avec une prothèse active facilite la montée d'escalier. Aldridge *et al.* (2012) ont ainsi montré que la prothèse BiOM™ fournissait un maximum de puissance trois fois supérieure aux pieds à restitution d'énergie et similaire à celui observé chez les personnes non amputés. Cependant, les stratégies de compensations, comme l'augmentation de la flexion et de puissance à la hanche résiduelle ou la diminution de la puissance au genou résiduel en phase d'appui, dans ces situations étaient toujours en place par rapport à l'utilisation d'un pied prothétique à restitution.

Ces résultats montrent que la puissance à la cheville n'est pas suffisante pour expliquer le rôle propulsif de l'articulation puisque l'on ne retrouve pas un effet systématique sur la consommation d'oxygène. En effet, lors du calcul de dynamique inverse, une hypothèse de solide rigide est faite et l'axe de rotation du tibia par rapport au pied est supposé fixe. Ces conditions ne se sont pas réalistes lors de l'étude des pieds prothétiques déformables telles que rapporté dans la littérature (Geil *et al.* 2000, Prince *et al.* 1994, Takahashi *et al.* 2012, Weinert-Aplin *et al.* 2017). D'autres méthodes ou paramètres ne faisant pas ces hypothèses ont été proposés mais n'ont pas encore été utilisés pour quantifier des pieds à microprocesseurs (Geil *et al.* 2000, Takahashi *et al.* 2012).

2.3. Limites de l'appareillage

Pour des questions de poids, d'autonomie des batteries et d'encombrement des pieds prothétiques à microprocesseurs, les sujets amputés au-dessus du genou ne sont

concrètement pas équipées de ce type de dispositif. De plus, le bénéfice de ce type de pied prothétique n'a pas encore été prouvé. Ainsi, en général, les personnes amputées transfémorales qui utilisent un genou à microprocesseur sont équipées d'un pied à restitution d'énergie. Ces personnes continuent de rencontrer des difficultés dans leur vie de tous les jours (Samuelsson *et al.* 2012). Pour franchir les situations difficiles, différentes compensations sont mises en place par le sujet. En phase d'appui, ces compensations sont réalisées pour assurer d'un appui stable sur le membre appareillé. En phase oscillante, les compensations sont réalisées pour faciliter le passage du pas prothétique. Dans chacune de ces phases, certains paramètres biomécaniques peuvent caractériser ces compensations par rapport aux sujets non amputés.

En phase d'appui, nous avons vu que l'amplitude de cheville prothétique permise par les pieds à restitution d'énergie est insuffisante dans les situations de pente ou d'escalier (Partie I.2.2.a, p. 27). En descente d'escalier, le placement du pied sur le nez de la marche autorise le pied à tourner autour du bord de la marche pendant la phase d'appui, ce qui permet de

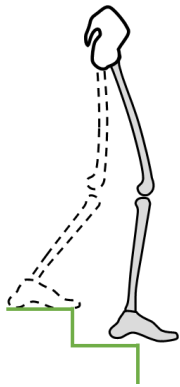


Figure I-20 — Longueur du pas prothétique augmentée en utilisant le nez de la marche

compenser l'insuffisance de mobilité de cheville. Cette stratégie rallonge cependant la longueur de pas prothétique (Figure I-20) et augmente le risque de glissement du pied sur la marche. Elle a aussi une conséquence pour les articulations controlatérales avec une augmentation du moment sagittal appliqué au niveau du genou et de la cheville par rapport aux sujets non amputés (Schmalz *et al.* 2002b, 2007). En descente de pente, le manque de mobilité de la cheville entraîne l'augmentation du temps de contact sur le talon avant que le pied ne soit à plat sur le sol par rapport aux sujets non amputés. Ce délai peut causer une instabilité pendant la mise en charge du sujet sur son membre prothétique (Perry *et al.* 1997, Struchkov & Buckley 2016). En

fin de phase d'appui, la restitution de l'énergie de déformation des pieds prothétiques ne permet de produire qu'une partie du travail positif observé à la cheville des sujets non amputés (Wezenberg *et al.* 2014). Ce constat peut se faire pour l'ensemble des situations de la vie courante avec une puissance maximale à la cheville plus faible de un tiers à la moitié par rapport aux sujets non amputés (Tableau I-1). D'autre part, tel que nous l'avons vu Partie I.2.2.b, l'énergie produite par la cheville ne permet pas forcément de diminuer la consommation d'oxygène. Une des hypothèses est que cette énergie n'est pas délivrée au bon moment pour être utile à la propulsion. En effet, chez le sujet sain, la coordination entre les différentes articulations du membre inférieur est assurée par des muscles bi-articulaires qui permettent de synchroniser leurs actions. Ceci n'est pas le cas pour les personnes amputées et devrait être d'autant plus sensible pour les personnes amputées au-dessus du genou qui n'ont pas de contrôle direct de leur genou prothétique.

Pendant la phase oscillante, un ensemble de compensations peuvent être effectuées par l'utilisateur pour augmenter la distance entre l'avant-pied et le sol. En effet, tout contact avec le sol peut entraîner un trébuchement ou pire une chute. Notamment, l'absence de

dorsiflexion de cheville et le peu d'adaptation possible du genou prothétique imposent parfois l'utilisation de la hanche résiduelle, et du membre controlatéral chez le sujet amputé au-dessus du genou.

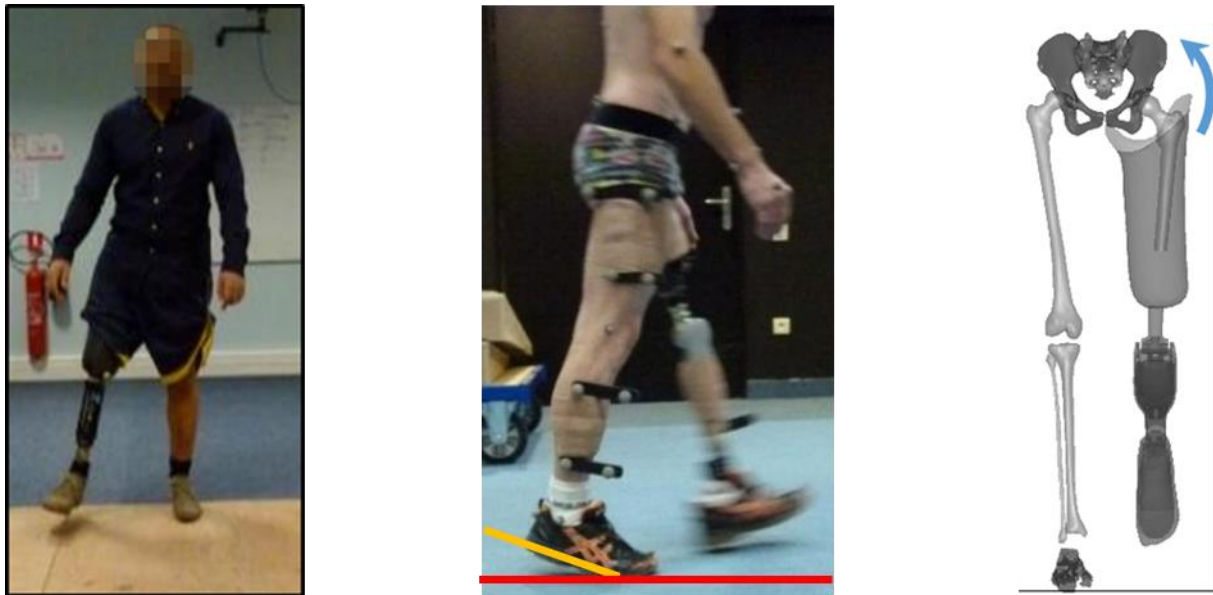


Figure I-21 — Les déviations de marche courante en phase oscillante (le fauchage à gauche, le vaulting au milieu et l'élévation du bassin à droite)

On distingue entre autres le fauchage, le *vaulting* ou l'élévation du bassin (Figure I-21). Le fauchage consiste en une abduction de hanche couplée à une rotation permettant de faire passer la jambe latéralement en limitant le risque que l'avant-pied touche le sol (Berger 1992). Cette compensation peut être quantifiée par l'angle d'abduction de hanche maximal pendant la phase oscillante comme proposée par Geil *et al.* (2014). Chez les sujets non amputés, on observe une abduction de hanche de l'ordre de 5° (Perry 1992). Geil *et al.* (2014) notent des angles variant de 4 à 40° chez 7 enfants amputés transfémoraux. Ce type de compensation est généralement utilisé pendant des situations contraignantes comme la montée de pente forte ou le passage d'un obstacle comme régulièrement observé dans la littérature (Starholm *et al.* 2010, Vrieling *et al.* 2007). Les conséquences de la circumduction de hanche ont été étudiées par Shorter *et al.* (2017) chez le sujet sain. Ces auteurs ont montré une augmentation sur le coût métabolique d'une telle compensation.

L'élévation du bassin du côté prothétique (Figure I-21) peut aussi permettre d'augmenter la distance entre la hanche et le sol en phase oscillante et donc de faciliter le passage du pas (Berger 1992). Cette compensation aussi appelée *hip hiking* a été étudiée par plusieurs auteurs en observant l'inclinaison du pelvis en milieu de phase oscillante du côté prothétique comme Michaud *et al.* (2000). Les résultats de Goujon-Pillet *et al.* (2008) permettent de noter une augmentation de l'amplitude du pelvis dans le plan coronal de 2° par rapport à des sujets contrôles. Villa *et al.* (2016) rapportent un pelvis incliné de $4 \pm 2^\circ$ chez 17 sujets amputés transfémoraux à plat. Tout comme le fauchage, cette compensation semble augmenter avec la difficulté. Elle a été étudiée en dévers par Villa *et al.* (2016) rapportant une augmentation de $2 \pm 3^\circ$ par rapport au plat chez des sujets amputés transfémoraux.

Enfin, on peut aussi observer, du côté controlatéral, une flexion plantaire prématurée en milieu de phase d'appui (Figure I-21) qui permet de rallonger le membre controlatéral en limitant le risque que l'avant-pied prothétique touche le sol. Cette compensation aussi appelée *vaulting* (Berger 1992) peut être quantifiée de différentes manières en laboratoire, comme en calculant la puissance générée à la cheville saine en milieu de phase d'appui (Drevelle *et al.* 2014). En effet, Drevelle *et al.* (2014) ont démontré qu'une puissance à la cheville supérieure à un seuil de 0,15 W/kg pendant la phase d'appui unipodal permet de détecter le *vaulting* de manière fiable pour une routine clinique. Cette puissance à la cheville peut atteindre des valeurs de l'ordre de celles observées à la cheville non amputée à la propulsion sur sol plat, mais est souvent indispensable pour le passage du pas. Cette compensation a été étudiée à plat, en pente et en devers par Villa *et al.* (2015, 2016) pour cette population, montrant une augmentation du nombre de personnes l'utilisant par rapport à la marche à plat, et soulignant les difficultés rencontrées lors du passage du pas.

L'ensemble de ces compensations conduisent à une sur-sollicitation des articulations non amputées. Par exemple la puissance maximale développée à la cheville controlatérale est bien plus importante chez les sujets amputés de membre inférieur que chez les sujets non amputés en montée d'escalier (Sinitski *et al.* 2012) ou de pente (Crimin *et al.* 2014). Ces efforts, moments et puissances mesurés aux articulations non prothétiques peuvent expliquer le risque élevé d'arthrose dans cette population (Gailey *et al.* 2008, Kulkarni *et al.* 1998, Russell Esposito & Wilken 2014). Certains auteurs se sont intéressés à la symétrie de paramètres tels que l'effort vertical, les moments appliqués au niveau des articulations des membres inférieurs ou encore les angles articulaires. Par exemple, Kaufman *et al.* (2012) a comparé la marche à plat de 15 sujets amputés au-dessus du genou avec un genou non électronique puis avec un C-leg™ en laissant 18 ± 8 semaines d'adaptation. Une augmentation significative de la symétrie des moments appliqués au niveau des articulations a ainsi été démontrée lors du port d'un genou à microprocesseur. Cette augmentation de la symétrie pourrait être associée à une réduction du risque de dégénération musculo-squelettique des articulations non amputées (Kaufman *et al.* 2012). Agrawal *et al.* (2013) ont quantifié l'asymétrie de puissance du membre inférieur (Kuo *et al.* 2005) en laboratoire à l'aide de semelles de pression. L'étude a comparé la marche en escalier de 10 sujets amputés en dessous du genou, équipés tour à tour de 4 pieds prothétiques dont un Propiofoot™ avec 10 à 14 jours d'adaptation. Une augmentation non significative de la symétrie a été démontrée avec le Propiofoot par rapport à un pied à restitution d'énergie (Talux – Ossur) pour la montée comme la descente de pente.

Une grande partie des compensations ou surutilisations des articulations non amputées observées chez le sujet amputé au-dessus du genou peuvent être attribuées au manque d'adaptation de la cheville et à un déficit de propulsion. En effet, peu de solutions existent pour ces personnes amputées avec un poids, un encombrement et une autonomie acceptable. Proposer une solution permettant de lier le comportement de la cheville et du genou pourrait répondre à ces limites.

2.4. Système de genou-cheville

L'ensemble des composants prothétiques présentés dans les paragraphes précédents cherchent à reproduire le comportement d'une articulation unique : genou ou cheville. Aucun de ces composants n'intègre les deux articulations et ne permet d'utiliser des informations du genou pour modifier le comportement de la cheville ou inversement. Or, la cheville et le genou non amputé fonctionnent ensemble pour assurer le déplacement du centre de gravité. De plus, dans la pratique courante, les sujets amputés au-dessus du genou ne sont pas équipés de pieds prothétiques à microprocesseur pour des contraintes de poids, d'encombrement et parce que le bénéfice apporté par ce type d'appareillage n'a pas encore été prouvé. Les adaptations possibles de l'appareillage aux situations de la vie courante sont donc limitées aux seules fonctions du genou. Certains composants prothétiques associent deux composants prothétiques isolés tout en partageant les capteurs et l'électronique. Cependant, peu de composants assurent un lien entre le comportement de la cheville et du genou. Quelques systèmes prothétiques cherchent à contrôler les deux articulations par microprocesseur. Parmi celles-ci, deux prototypes de prothèses contrôlées par microprocesseurs seront décrits ci-dessous, la première est une prothèse active développée par la Vanderbilt University (Figure I-22) et la deuxième est la prothèse passive SPCM développée par la société PROTEOR et sur laquelle porte cette thèse.

a. Prothèse de genou-cheville de la Vanderbilt University



Figure I-22 — Prototype de prothèse de genou-cheville de la Vanderbilt University issu de Lawson et al. 2013)

La prothèse genou-cheville de la Vanderbilt University est la première prothèse active de ce type. Au cours des dernières années, plusieurs générations de ce système ont été décrites dans la littérature. Aujourd'hui, les capteurs d'effort sous les pieds et de moments ont été remplacés dans la dernière version par un seul capteur d'effort axial au-dessus de la cheville. Les angles des deux articulations sont mesurés par des encodeurs magnétiques. Le genou et la cheville sont actionnés par deux moteurs électriques indépendants capables de fournir un couple maximal de 85 Nm au niveau du genou et 110 Nm au niveau de la cheville. Enfin, une centrale inertielle 3D est intégrée dans le tibia prothétique (Lawson 2014, Lawson et al. 2013, Shultz 2017, Sup et al. 2009). Le poids global de la prothèse est de 5 kg pour 1,5 h d'autonomie (Lawson et al. 2014). Différentes propositions de contrôle à plat, en pente et en escalier ont

été publiées. Celles-ci visent à améliorer la marche par rapport aux appareillages disponibles actuellement, grâce à une gestion de la puissance et de la mobilité des articulations (Lawson *et al.* 2013, Simon *et al.* 2014, Sup *et al.* 2009, 2011). Lors de la marche, la prothèse estime l'inclinaison de la pente et la vitesse de marche. Ces informations sont ensuite utilisées pour modifier l'impédance de la cheville et du genou en fonction de la phase du cycle de marche. L'adaptation de la prothèse à la pente et à la vitesse de marche est alors possible (Lenzi *et al.* 2014). De plus cette prothèse permet de restaurer la flexion de genou en début de phase d'appui en montée de pente et montée d'escalier que l'on peut observer chez le sujet non amputé (Lawson *et al.* 2013, Sup *et al.* 2011). Un algorithme de reconnaissance de situations doit ensuite permettre de changer de mode en fonction de l'activité : assis, debout, marche dans les escaliers, marche à plat, marche en pente (Varol *et al.* 2010). Cependant, ces derniers travaux sont encore à l'état de recherche. Cette prothèse est actuellement à l'état de prototype et n'a pas encore vocation à être commercialisée. En effet, le poids, l'autonomie, les erreurs de reconnaissance de situations ne permettent pas actuellement de laisser la prothèse aux sujets pour une utilisation en situation de vie réelle.

b. SPCM

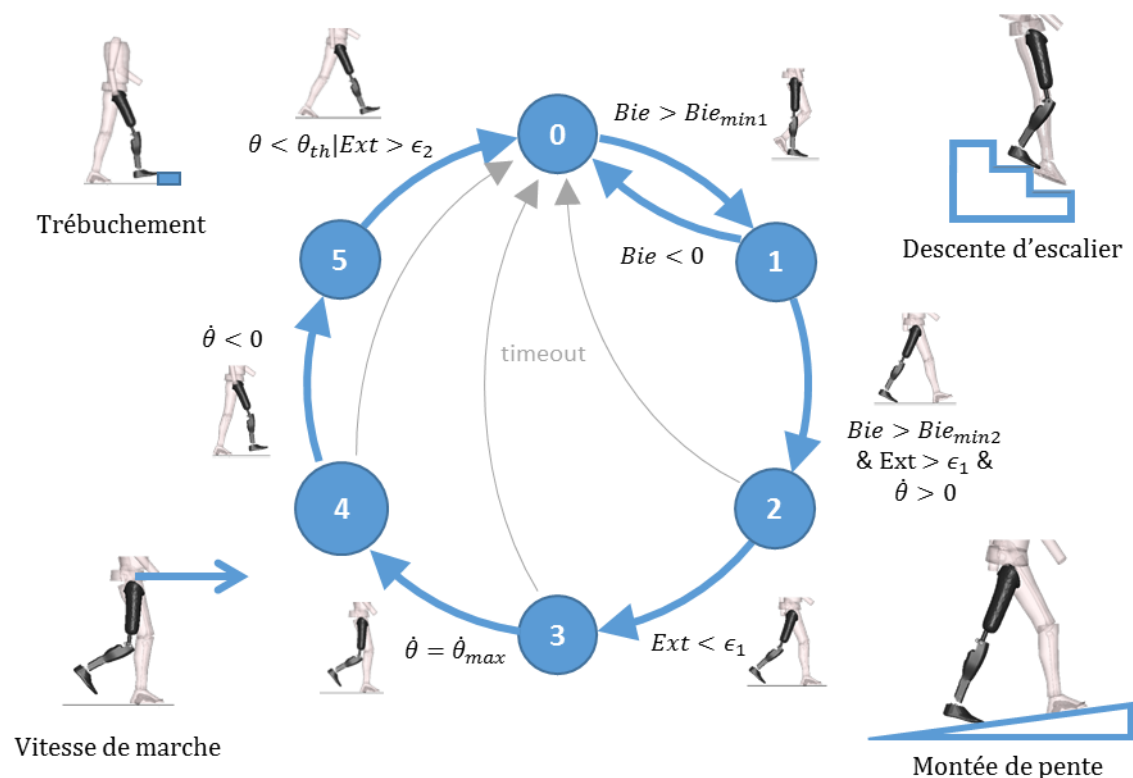


Figure I-23 — Machine d'état et règles de transition entre les différents états du SPCM ; Bie = couple à la cheville, Ext =Extension, θ = angle du tibia dans le plan sagittal par rapport à la verticale, $\dot{\theta}$ = la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal

Pour limiter ces problèmes de poids et d'autonomie, une solution serait de développer un système passif qui nécessite des batteries moins importantes pour une autonomie suffisante et des moteurs moins lourds pour fonctionner. PROTEOR a ainsi développé un Système Prothétique de genou-cheville passif Contrôlé par Microprocesseur (SPCM). Au cours du

projet APSIC, un prototype du SPCM a été conçu à partir des problématiques rencontrées par les sujets amputés au-dessus du genou dans les situations de la vie courante. Actuellement, le SPCM vise à faciliter la marche dans les situations de la vie courante. Ce système prothétique comporte une unité hydraulique agissant sur le genou et la cheville contrôlée par un microprocesseur. Le lien hydraulique entre la cheville et le genou a pour objectif de reproduire le comportement du triceps sural, muscle bi-articulaire entre ces deux articulations. Le microprocesseur utilise une machine d'état pour différencier le contrôle de l'unité hydraulique pendant les différentes sous phases du cycle de marche (Figure I-23). Les transitions entre les états sont établies par des règles qui utilisent les informations des capteurs. La prothèse intègre une centrale inertielle dans le tibia prothétique, un capteur magnétique pour détecter l'extension du genou, et un capteur de couple à la cheville.

D'une manière comparable aux genoux prothétiques à microprocesseurs présentés précédemment, ce système prothétique permet d'adapter l'amortissement du système hydraulique en fonction des différentes phases du cycle de marche avec un ordre de poids et un encombrement similaire.

En phase d'appui, cet amortissement est suffisamment important pour permettre de contrôler la flexion du genou lors de la descente de pente et d'escalier. Par rapport aux pieds prothétiques à microprocesseur présentés précédemment, le SPCM autorise une dorsiflexion maximale de cheville bien plus importante (de l'ordre de 20° en descente d'escalier) grâce à la synergie hydraulique entre le genou et la cheville. Elle est avantageuse en descente de pente ou d'escalier, lorsque l'utilisateur utilise la résistance à la flexion du genou. Cette mobilité plus proche de celle observée chez les sujets non amputés devrait restaurer la stratégie de marche de ces derniers et apporter une plus grande stabilité. D'autant plus que la stratégie utilisant le nez de la marche est délétère pour le membre controlatéral. Enfin, le microprocesseur peut ajuster la butée de dorsiflexion de la cheville hydraulique pour adapter la prothèse à la hauteur de talon de chaussure ou à la pente, adaptation se rapprochant plus de celle observée chez les sujets non amputés.

En phase oscillante, le système modifie l'amortissement à la flexion pour l'adapter à la vitesse de marche de la personne et assurer un appui sur la prothèse en cas de trébuchement. Le passage du pas est facilité par cette synergie, réalisant une dorsiflexion de cheville avec la flexion de genou de manière automatique et sans intervention du microprocesseur sur l'articulation.

2.5. Synthèse et objectifs de la partie I

Cette revue de littérature a permis de montrer comment les systèmes prothétiques et notamment les systèmes prothétiques avec microprocesseurs se comportent dans différentes situations de locomotion de la vie courante pour reproduire les fonctions des articulations du sujet non amputé. Il a également été montré que cette reproduction est limitée et que les utilisateurs mettent en place des adaptations pour compenser les limites de l'appareillage. La quantification des compensations ainsi que des apports fonctionnels de ce type d'appareillage peut être réalisée par l'analyse du mouvement.

Pour le sujet amputé au-dessus du genou, le contrôle par microprocesseur des genoux prothétiques a facilité la marche dans les différentes situations (adaptation à la vitesse de marche, résistance à la flexion en descente de pente et d'escalier, gestion spécifique lors du trébuchement). Cependant, on peut noter que cette population est généralement équipée de pieds à restitution d'énergie. En effet, cette solution est actuellement le meilleur compromis possible entre l'autonomie, le poids, et l'encombrement. Or ces pieds prothétiques, comme nous l'avons vu, sont peu adaptés aux situations autres que la marche à plat. Ainsi l'adaptation à la pente du pied prothétique et la dorsiflexion de cheville en phase oscillante ne sont pas disponibles pour cette population. Des difficultés persistent donc en pente et en escalier à cause du manque d'adaptation de la cheville à ces situations. Un système de genou-cheville tel que le SPCM pourrait apporter à cette population des adaptations dans ces situations avec un ordre de poids et un encombrement plus raisonnable que l'association d'une cheville et d'un genou à microprocesseur.

D'après la revue de littérature, l'apport des adaptations proposées par le SPCM peut être objectivé par l'analyse du mouvement dans les différentes situations de la vie courante. En particulier, le risque de chute et la sollicitation des articulations non amputées peuvent être quantifiés, à l'aide de paramètres fonctionnels de la marche. Ceux-ci doivent être comparés à ceux observés chez des sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux prothétiques à microprocesseur et à un groupe de contrôle pour vérifier si une différence est observable. Le groupe de contrôle, composé de sujets non amputés, sert à vérifier que les adaptations proposées permettent d'obtenir des paramètres biomécaniques de la marche plus proches de cette population de référence. Comme nous l'avons vu en introduction, le SPCM vise à améliorer la marche en montée et descente de pente et en descente d'escalier. Ainsi, l'objectif des travaux personnels de cette partie I est d'étudier le SPCM dans ces situations à partir de paramètres fonctionnels de la marche mesurés en laboratoire.

Chapitre 3. Travail personnel : Recherche de paramètres biomécaniques caractérisant les fonctions d'un système genou-cheville dans différentes situations de la vie courante

3.1. Introduction générale

Le risque de chute et d'arthrose des articulations controlatérales est important pour les personnes amputées de membre inférieur (Gailey *et al.* 2008, Kulkarni *et al.* 1998, Russell Esposito & Wilken 2014). En effet, la moitié à deux tiers des personnes amputées rapportent tomber au moins une fois par an dans leur environnement de tous les jours (Frossard 2010, Miller *et al.* 2001a). Les fonctions reproduites par les composants prothétiques ne permettent pas toujours d'obtenir une mobilité suffisante dans toutes les situations. C'est par exemple le cas pour la mobilité de cheville en pente ou en escalier, les personnes amputées mettent alors en place des compensations (voir Paragraphe 2.2.a, p. 26). En phase d'appui, les pieds prothétiques visent à augmenter la base de support pour augmenter la stabilité au cours de la marche, et donc limiter le risque de chute (Hansen *et al.* 2014). En phase oscillante, ce risque est principalement relié au trébuchement qui peut survenir lorsque le pied oscillant entre en contact avec le sol (Winter 1992). Dans ces deux phases, le risque peut être majoré dans certaines situations (lorsque le sol n'est pas horizontal notamment - Rosenblatt *et al.* 2017, Sun *et al.* 1996). Les capacités des composants prothétiques à s'adapter à ces situations et notamment à restituer une mobilité de cheville suffisante sont primordiales pour limiter ces risques de chute. De plus, on peut espérer que cette adaptation, en limitant les compensations associées, protège les articulations controlatérales ou résiduelles en limitant les efforts transmis à ces articulations. Le risque d'arthrose pour le membre controlatéral a régulièrement été associé à une augmentation des efforts repris dans les articulations des membres résiduel et controlatéral (Devan *et al.* 2015, Prinsen *et al.* 2011).

Nous avons expliqué précédemment que le SPCM autorise, par la synergie hydraulique entre le genou et la cheville, une augmentation de la mobilité de cheville (Partie I.2.4.b, p. 44). De plus, le microprocesseur peut aussi agir sur la position neutre de la cheville pour l'adapter à la pente. Ces différentes fonctionnalités devraient permettre de diminuer le risque de chute en augmentant la sécurité et la stabilité de l'utilisateur par rapport à l'appareillage usuel actuellement disponible. Cet apport sera évalué par un paramètre fonctionnel en phase d'appui et un autre en phase oscillante dans les différentes situations de la vie courante, et liés au risque de chute. Enfin, en descente d'escalier la synergie genou-cheville du SPCM devrait faciliter la locomotion en augmentant la mobilité de cheville et en diminuant la longueur de pas prothétique nécessaire. Pour étudier cet effet, la surutilisation du membre controlatéral sera quantifiée en descente d'escalier. La définition et la revue de littérature de ces trois paramètres sont présentées dans chacun des trois paragraphes suivants.

Dans ce chapitre, des données d'une étude antérieure comprenant des données sur sujets non amputés et des sujets amputés de membre inférieur dans des situations de pente (0 %, ± 12 %) et de descente d'escalier (Projet ANR APSIC- voir Introduction) ont été utilisées. Dans le cadre de la thèse, des sujets ont aussi testé le SPCM et marché sur une partie des situations de ce protocole.

a. Paramètre fonctionnel de la phase d'appui quantifiant la stabilité

Le temps de pied à plat (TPP) correspond à la durée pendant la phase d'appui où le talon et l'avant-pied sont simultanément en contact avec le sol. Il débute avec l'appui de l'avant-pied sur le sol et se termine par le décollement du talon. Il existe un lien direct entre le temps de pied à plat et le comportement de la cheville (Perry *et al.* 1997). Le temps de pied à plat semble être un paramètre fonctionnel utile pour évaluer la stabilité en phase d'appui. En effet, une diminution de la mobilité du « pied-cheville » résultera en une diminution du temps de pied à plat en phase d'appui du côté prothétique. Ainsi le TPP permet de connaître la période de temps pendant laquelle le sujet est en appui sur une base de support stable. Différents auteurs ont quantifié ce paramètre dans la littérature chez le sujet non amputé et amputé de membre inférieur (Tableau I-4).

Tableau I-4 — Revue de littérature sur la mesure du temps de pied à plat (TPP) pour les sujets non amputés et amputés de membre inférieur (TT= Sujets amputés en dessous du genou ; SA=Sujets non amputés ; ESR=Pied prothétique à restitution d'énergie n/c=non communiqué; %PA=en pourcentage de la phase d'appui, %CM=en pourcentage du cycle de marche) lors de

Auteur	Nombre sujets	Vitesse de marche (m/s)	Début de TPP	Fin TPP)	Durée du TPP
Goh <i>et al.</i> 1984	n/c SA	1,47 $\pm$ 0,09	17,9 (%PA)	-	55,2 (%PA)
Perry 1992	n/c SA	-	12 (%CM)	31 (%CM)	20 (%CM)
Perry <i>et al.</i> 1997	10 SA	1,47 $\pm$ 0,23	11,6 $\pm$ 3,3 (%CM)	-	-
	10 TT (ESR)	1,17 $\pm$ 0,18	19,4 $\pm$ 7 (%CM)	-	-
Prince <i>et al.</i> 1998	5 TT (ESR)	0,9 – 1,4	21 (%CM)	-	-
Mariani <i>et al.</i> 2013	10 SA	-	-	-	44 $\pm$ 9 (%PA)
Liu <i>et al.</i> 2014	95 SA	1,17	12,89 $\pm$ 1,14 (%CM)	31,56 $\pm$ 4,35 (%CM)	-

la marche sur sol horizontal.

Chez le sujet non amputé, pour la marche à plat, le TPP commence à 12 % du cycle de marche avec l'appui de l'avant-pied sur le sol à 31 % du cycle de marche au décollement du talon du sol et dure donc environ 20 % du cycle de marche (Perry 1992). Ces valeurs ont été confirmées sur une large population (95 personnes) à plat à différentes vitesses par Liu *et al.* (2014) avec un contact avant-pied à 12,89 $\pm$ 1,14 % du cycle de marche et un décollement du talon à 31,56 $\pm$ 4,35 % du cycle de marche pour une vitesse de 1,17 m/s soit un TPP d'environ 19 % du cycle de marche. Ces valeurs sont, par contre, en désaccord avec celles présentées par Goh *et al.* donnant un TPP de 55,2 % de la phase d'appui par rapport à 30 % de la phase d'appui selon Perry (Goh *et al.* 1984, Perry 1992). Ce TPP a aussi été évalué par Mariani *et al.* à l'aide de semelles de pression à 44 $\pm$ 9 % de la phase d'appui sur une cohorte de sujets sains de 10 personnes. La mesure de ce paramètre à l'aide d'une centrale inertielle placée sur le pied a aussi été validée par ces mêmes auteurs (Mariani *et al.* 2013) et est donc quantifiable en embarqué. Le TPP a été peu évalué chez les personnes amputées de membre inférieur,

seul le début de cette période est rapporté et correspond à l'instant d'appui de l'avant-pied sur le sol. En effet, la faible mobilité de cheville en plantiflexion autorisée par les pieds à restitution d'énergie diminue sa durée avec un appui avant-pied autour de 20 % du cycle de marche (Prince *et al.* 1998). Il est rapporté dans la littérature que les personnes amputées en dessous du genou utilisant des pieds à restitution d'énergie commencent la mise à plat beaucoup plus tard, $19,4 \pm 7\%$ du cycle à $1,17 \pm 0,18$ m/s, ce qui provoque une instabilité pendant le début de la phase d'appui et demande un contrôle musculaire plus important du genou (Perry *et al.* 1997, Powers *et al.* 1998, Struchkov & Buckley 2016). Malgré les adaptations limitées que le sujet amputé au-dessus du genou peut arriver à réaliser avec son articulation prothétique, des résultats similaires ou supérieurs devraient être trouvés, la technologie pour les pieds-chevilles étant la même. Pour la marche en pente, le temps de pied à plat devrait varier puisque des adaptations à la cheville sont effectuées chez les sujets non amputés (Lay *et al.* 2006, McIntosh *et al.* 2006, Silder *et al.* 2012), or aucun auteur n'a rapporté le TPP pour cette population.

En escalier, aucun TPP n'est rapporté pour les sujets non amputés ou amputés de membre inférieur. Cela peut s'expliquer par la stratégie de descente d'escalier impliquant l'utilisation du nez de la marche pour pallier le manque d'amplitude de cheville (Schmalz *et al.* 2007). L'utilisation du nez de marche implique que le pied n'est quasiment jamais à plat sur la marche. Un TPP quasi-nul devrait donc être trouvé, avec peu de variabilité entre différents pieds passifs ce qui peut expliquer l'absence de résultats dans la littérature.

b. Paramètre fonctionnel de la phase oscillante lié au risque de chute

Le risque de chute chez les sujets amputés de membre inférieur est important (Frossard 2010, Miller *et al.* 2001a). On peut remarquer chez ces sujets un ensemble de compensations mises en œuvre afin d'éviter le trébuchement ou la chute (Gailey *et al.* 2008). En effet, le *vaulting*, le fauchage et le *hip hiking* décrits précédemment (Partie I.2.3, p. 39) sont autant de compensations permettant d'augmenter la distance minimale entre le pied et le sol pendant la phase oscillante (Moosabhoy & Gard 2006). La mesure de cette distance permet d'avoir une idée du risque de trébuchement de la personne puisque plus cette distance est faible, plus la personne sera susceptible de trébucher sur un obstacle qu'il n'aurait pas remarqué (Barrett *et al.* 2010). On peut observer deux minima sur la courbe d'évolution de la distance entre le pied et le sol, un au talon et un à l'avant-pied (Figure I-24) de l'ordre de quelques centimètres. Le premier, le *Minimum Heel Clearance* (MinHC), se produit vers la fin de la phase oscillante quand le membre inférieur est presque en extension complète. Le second minimum à l'avant-pied, le *Minimum Toe Clearance* (MinTC), apparaît vers le milieu de la phase oscillante lorsque les deux chevilles se croisent. Le minimum entre l'avant-pied et le sol ou MinTC (Moosabhoy & Gard 2006) est donc plus critique que le minimum entre le talon et le sol puisque le trébuchement est susceptible de provoquer une perte d'équilibre chez le sujet sain (Winter 1992).

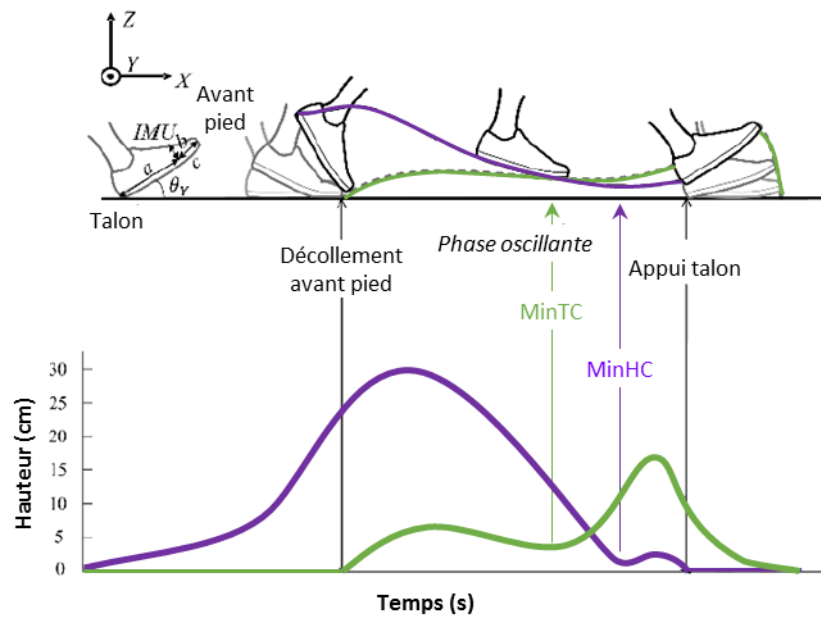


Figure I-24 — Courbe typique d'évolution de la hauteur minimale entre le talon et le sol (en violet) et entre l'avant-pied et le sol (en vert) au cours du temps avec représentation du Minimum Toe Clearance (MinTC) et du Minimum Heel Clearance (MinHC) pendant le cycle de marche (adapté de Dadashi et al. 2013)

Les sujets amputés de membre inférieur peuvent avoir une perception limitée des positions et mouvements des différents éléments prothétiques (proprioception et kinesthésie) ce qui est d'autant plus problématique pour maintenir une distance suffisante entre l'avant-pied et le sol. Le MinTC est un paramètre fonctionnel du passage du pas déterminé par la différence entre la hauteur du centre de l'articulation de hanche et la longueur fonctionnelle du membre inférieur. Un modèle géométrique dans le plan sagittal a été proposé dans la littérature pour la déterminer à partir des positions des articulations de cheville, de genou et de hanche ainsi que la longueur des segments du membre inférieur (Figure I-25 - Moosabhoy & Gard 2006).

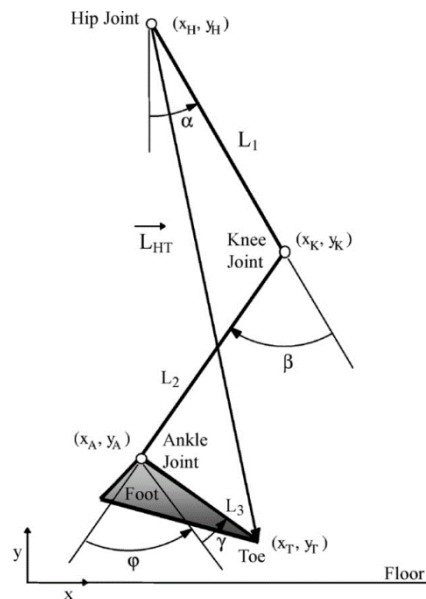


Figure I-25 — Modèle géométrique dans le plan sagittal pour déterminer la longueur du membre inférieur ($|L_{HT}|$) en fonction de l'angle de hanche (α), du genou (β), de cheville (γ), et la longueur de la jambe (L_1), de la cuisse (L_2) et du pied (L_3) extrait de Moosabhoy & Gard (2006)

Ce paramètre a déjà été utilisé pour comparer différents pieds prothétiques (colonne MinTC prothétique dans le Tableau I-5) chez les personnes amputées en dessous du genou ou par rapport au pied controlatéral (colonne MinTC de référence dans le Tableau I-5 - De Asha & Buckley 2014, Johnson *et al.* 2014, Rosenblatt *et al.* 2014). Les écarts qui peuvent être trouvés dans la littérature entre les MinTC sont dus à des méthodes d'obtention légèrement différentes de ce dernier, comme rapporté dans la dernière colonne du Tableau I-5 et la Figure I-26. En effet, si celui-ci est défini comme la position verticale d'un marqueur sur le pied ou si l'on reconstruit le point le plus bas du pied lors de la marche, le MinTC trouvé ne sera pas le même (Schulz *et al.* 2010, Thies *et al.* 2011).

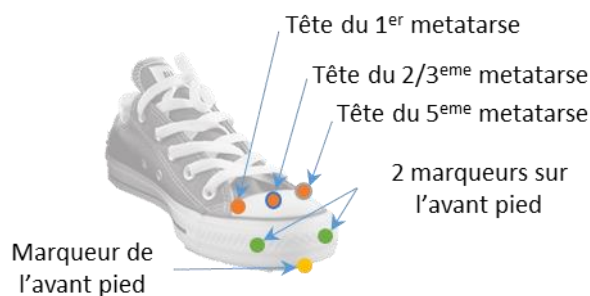


Figure I-26 — Emplacement des marqueurs utilisés pour la détection du MinTC

Tableau I-5 — Revue de littérature de la mesure du Minimum Toe Clearance (MinTC) pour les sujets non amputés et amputés de membre inférieur à plat et en pente (ESR= Pied prothétique à restitution d'énergie, TT= sujets amputés en dessous du genou, SA= sujets non amputés, 5M= Marqueur sur le 5ème métatarse, 2AVP=marqueur moyen entre deux marqueurs sur l'avant-pied ; 1AVP= un marqueur sur l'avant-pied, 2M=Marqueur sur le 2nd métatarse). Le MinTC est reporté pour le membre non amputé (intact) mais aussi lorsqu'il a été calculé à l'aide d'une centrale inertielle sur le même membre (embarqué).

Auteur	Situation	Nombre sujets	Vitesse (m/s)	MinTC de référence (mm)	MinTC prothétique (mm)	Point d'intérêt
Mills & Barrett 2001	0°	10 SA	1,41 ± 0,04	20 ± 3 (intact)	-	5M
Moosabhoy & Gard 2006	0°	10 SA	1,4 ± 0,15	19 ± 5 (intact)	-	2AVP
Begg <i>et al.</i> 2007	0°	17 SA	1,15 ± 0,21	15,6 ± 6,2 (intact)	-	1AVP
Khandoker <i>et al.</i> 2010	-3°	9 SA	1,08 ± 0,08	13,7 ± 7,1 (intact)	-	Minimum entre 3 marqueurs sur l'avant-pied
	0°		1,10 ± 0,07	10,6 ± 5,6 (intact)	-	
	+3		1,10 ± 0,08	7,9 ± 0,36 (intact)	-	
Mariani 2012, p. 93	Lent	12 SA	0,82 ± 0,1	25 ± 7 (intact) 11 ± 7 (embarqué)	-	2AVP
	Normal		1,19 ± 0,2	27 ± 7 (intact) 14 ± 7 (embarqué)	-	
	Rapide		1,62 ± 0,15	27 ± 8 (intact) 17 ± 8 (embarqué)	-	
Sapin <i>et al.</i> 2008	0°	23 SA	1,2 ± 0,1	-	40,3 ± 11	Milieu M1-M5
		5 TF	1,1 ± 0,2	-	18,2 ± 12	
Johnson <i>et al.</i> 2014	0°	21 TT (ESR)	1,12 ± 0,14	21,2 ± 9,1 (intact)	17,6 ± 8,5	1AVP
De Asha & Buckley 2014	Lent	10 TT (ESR)	0,97 ± 0,12	22,8 ± 8,7 (intact)	11,1 ± 6,9	1AVP
	Normal		1,13 ± 0,17	25,2 ± 9,0 (intact)	10,9 ± 6,8	
	Rapide		1,36 ± 0,27	25,7 ± 8,5 (intact)	11,0 ± 6,4	
Rosenblatt <i>et al.</i> 2014	0°	8 TT (ESR)	0,97 ± 0,17	31,6 ± 4,6 (Propriofoot™)	18,2 ± 2,3	2M
	+2,9°		0,87 ± 0,17	29,1 ± 4,9 (Propriofoot™)	16,9 ± 2,8	

De manière générale, le MinTC diminue en montée de pente par rapport à la descente de manière significative pour 9 jeunes non amputés (Khandoker *et al.* 2010). Pour les personnes amputées en dessous du genou, le MinTC est plus faible du côté prothétique et ne varie pas avec la vitesse contrairement à ce que l'on observe du côté controlatéral ou chez les personnes non amputées (De Asha & Buckley 2014).

Pour les sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux non électroniques, deux auteurs ont étudié le passage du pas. Sapin *et al.* (2008) sont les seuls auteurs à avoir étudié le MinTC de manière directe sur des sujets équipés de genou à contrôle hydraulique de la phase oscillante. Ce paramètre a aussi été étudié indirectement pour les genoux 4 axes en

modélisant les distances entre le centre de hanche et l'avant-pied par rapport à la hauteur du centre de hanche (Figure I-25). Cette distance est indépendante des compensations que les sujets peuvent utiliser au niveau du bassin ou sur le membre controlatéral. Elle n'est déterminée que par les angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ainsi que les dimensions du pied, du tibia et du fémur. Gard *et al.* concluent ainsi que ce type de genoux augmentent le MinTC de 2,2 cm en moyenne par rapport aux genoux uniaxiaux (Gard *et al.* 1996).

Pour les sujets amputés transfémoraux équipés de genoux à microprocesseurs, ce paramètre n'a été étudié que de manière très indirecte. En effet, le MinTC se produit presque au maximum de flexion du genou. Cette flexion du genou influe donc sur le MinTC (Moosabhoy & Gard 2006) et a été étudiée dans différentes conditions de pentes et de vitesses (Lura *et al.* 2015, Prinsen *et al.* 2017, Segal *et al.* 2006).

c. Paramètre quantifiant la sur-sollicitation du membre controlatéral en descente d'escalier

L'impact des éléments prothétiques sur le membre controlatéral a été étudié de différentes manières puisque des douleurs sont régulièrement rapportées notamment dans le genou controlatéral chez les personnes amputées au-dessus du genou (Gailey *et al.* 2008). Comme discuté dans la partie précédente, des compensations entraînant une sur-sollicitation des articulations controlatérales peuvent être observées en fonction de l'appareillage

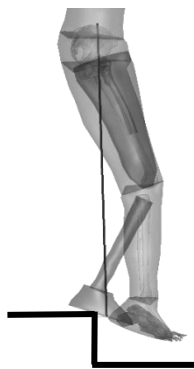


Figure I-27 — Stratégie de descente d'escalier des personnes amputées au-dessus du genou

(Schmalz *et al.* 2002b). De plus, le moment exercé sur le genou est 2 à 3 fois plus important en descente d'escalier par rapport à la marche à plat chez les sujets non amputés (Riener *et al.* 2002). Chez les personnes amputées au-dessus du genou, le manque d'amplitude de cheville des pieds prothétiques (Powers *et al.* 1997, Williams *et al.* 2009) impose d'utiliser le nez de la marche pour descendre les escaliers (Agrawal *et al.* 2013, Schmalz *et al.* 2007 — Figure I-27). Cette stratégie induit une longueur du pas plus longue du côté prothétique (Bonnet 2009) ce qui va nécessiter une augmentation de l'angle de flexion et du moment au niveau du genou pendant l'appui sur la jambe controlatérale. Ainsi, la descente d'escalier a été étudiée par Schmalz *et al.* (2007) et Lura *et al.* (2017). Ces auteurs ont mesuré des moments maximaux moyens au niveau de l'articulation du genou controlatéral de $1,5 \pm 0,2$ N.m/kg et $1,6 \pm 0,5$ N.m/kg respectivement pour 12 et 20 utilisateurs du C-leg™ (Otto bock). Lura *et al.* (2017) ont aussi rapporté pour un groupe de 20 utilisateurs de Genium™ (Otto bock) un moment exercé sur le genou controlatéral de $1,8 \pm 0,4$ N.m/kg. Ces maximums sont bien au-dessus de ceux constatés chez le sujet sain $1,1 \pm 0,2$ N.m/kg rapporté par Lura *et al.* (2017) sur un groupe de 5 sujets non amputés. La sollicitation de l'articulation du genou controlatéral consécutive à cette stratégie de descente d'escalier est donc accrue.

Par ailleurs, Schmalz *et al.* (2007) font l'hypothèse qu'une augmentation des amplitudes

articulaires de la cheville prothétique dans les escaliers devrait permettre de diminuer la charge sur le membre controlatéral. C'est pour cette raison que les pieds permettant une plus grande mobilité de cheville comme le Propriofoot™ (Ossur) ont été testés dans cette situation chez les sujets amputés en dessous du genou. Le pied Propriofoot™ propose une adaptation correspondant à une dorsiflexion de 4° de la cheville par rapport à la position neutre (Alimusaj *et al.* 2009). Cependant cette adaptation reste bien inférieure aux 20° de dorsiflexion supplémentaires observés dans les escaliers par rapport au plat chez le sujet non amputé et ne permet donc pas toujours au sujet d'utiliser la pleine marche, surtout lorsque l'inclinaison de l'escalier est importante (Agrawal *et al.* 2013). Ainsi, en comparant le pied Propriofoot™ en mode adapté et non adapté en descente d'escaliers chez des personnes amputées en dessous du genou, Alimusaj *et al.* (2009) n'ont pas trouvé de diminution du moment exercé sur le genou controlatéral.

Au contraire, la prothèse de genou-cheville développée par PROTEOR a été conçue pour augmenter de façon significative la dorsiflexion de cheville en descente d'escalier (environ 20°) et permet de descendre les escaliers en posant pleinement le pied sur la marche. La revue de littérature montre donc l'intérêt d'étudier le Moment intersegmentaire qui s'applique au niveau du Genou Controlatéral (MGC) pour cette prothèse. Ainsi, l'objectif est d'évaluer si le SPCM diminue le moment exercé sur le genou controlatéral grâce à la restauration de la stratégie de descente des sujets non amputés pour des personnes appareillées.

d. Synthèse et objectifs

Suite à l'analyse de la bibliographie, 3 paramètres ont été identifiés pour quantifier la stabilité du sujet sur la prothèse en phase d'appui, le risque de chute en phase oscillante et enfin la sursollicitation du membre controlatéral qui sont le TPP, le MinTC et le MCG. Pour les deux premiers paramètres, il apparaît également un manque de données de référence chez les sujets amputés transfémoraux. Plusieurs méthodes ont été décrites dans la littérature rendant les comparaisons difficiles entre situations et populations. Pour répondre à ces problématiques, ces deux paramètres ont été calculés à plat et en pente pour des sujets amputés transfémoraux (groupe TF), des sujets contrôles (groupe SA), ainsi que pour des sujets appareillés avec le SPCM (groupe Proto). Le TPP a aussi été calculé en descente d'escalier pour ces 3 populations. Pour ces deux paramètres, une augmentation est attendue pour le groupe Proto par rapport au groupe TF. Ces augmentations devraient restituer des valeurs proches de celles observées dans le groupe SA. Pour le MCG, aucun dispositif à microprocesseur ne permet actuellement de rétablir la stratégie de descente d'escalier des sujets non amputés. Ce paramètre a donc été évalué pour les 3 groupes précédemment évoqués en descente d'escalier. Une diminution de ce paramètre est attendue pour le groupe Proto par rapport au groupe TF pour se rapprocher aussi des valeurs du groupe SA.

3.2. Matériel et Méthodes

a. Matériel

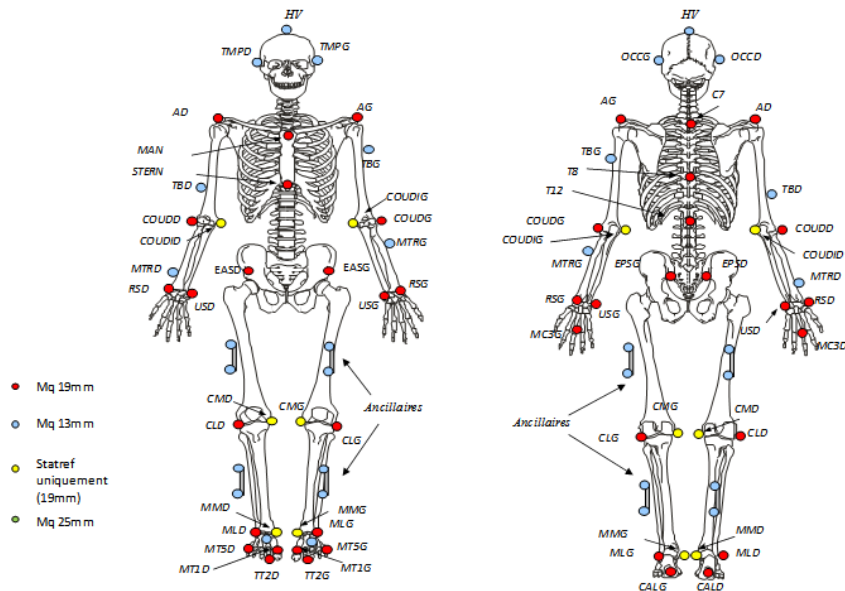


Figure I-28 — Set de marqueurs utilisé pour chaque sujet du protocole APSIC, en rouge les marqueurs anatomiques, en bleu les marqueurs techniques, en jaune les marqueurs anatomiques utilisés uniquement en statique et reconstruits ensuite.

Un set de 54 marqueurs a été utilisé pour chaque sujet pour reconstruire la cinématique (Figure I-28) articulaire et segmentaire du corps à l'aide d'un système optoélectronique (Vicon) échantillonné à 100 Hz en suivant le protocole décrit par Villa (2014). Des acquisitions indépendantes à plat, en montée et en descente de pente (12 %), et en descente d'escalier (inclinaison équivalente 31°) ont été conduites à vitesse confortable.

b. Recrutement

Un ensemble de 21 sujets non amputés (groupe SA), 11 sujets amputés au-dessus du genou équipés de leur appareillage composé d'un genou à microprocesseur et d'un pied à restitution d'énergie (groupe TF), et 8 sujets amputés au-dessus du genou équipés du SPCM (groupe Proto) ont été recrutés. Tous les sujets du groupe Proto n'ont pas réalisé l'ensemble des situations du protocole. Les situations non réalisées ou les données incomplètes sont spécifiées dans le Tableau I-6 pour chaque sujet ainsi que leur présence dans chaque groupe pour chaque paramètre. Les caractéristiques physiques et l'appareillage de chaque sujet peuvent être retrouvés en annexe (Annexe A).

Tableau I-6 — Données des sujets utilisés pour chaque paramètre et chaque groupe (SA= sujets non amputés, TF= sujets amputés transfémoraux équipés d'un genou à microprocesseur (C-leg™) et d'un pied à restitution d'énergie, Proto= sujets amputés transfémoraux équipés du SPCM). Les * correspondent à des données incomplètes sur la situation correspondante justifiant d'enlever le sujet pour un groupe. Les ✓ correspondent à la présence du sujet dans le groupe du paramètre correspondant.

Groupe	SA																				TF								Proto													
Sujet	SA08JIL	SA09PN	SA10AL	SA11CH	SA12PR	SA13GV	SA14TG	SA15OB	SA17HK	SA18FL	SA19R	SA21CD	SA22BE	SA24PA	SA25MP	SA26LB	SA27MM	SA28CV	SA29BF	SA30DS	SA31CC	TF01RD	TF02SL	TF03GV	TF05PG	TF07GL	TF12RJ	TF14TG	TF15ID	TF16MB	TF18IM	TF352ED	TF303SB	TF311RJ	TF341SH	TF351ED	CG	SS	EL	JH		
Plat																																										
↗ pente																																										
↘ pente																																										
↙ escalier						*		*	*				*					*	*							*								*			*	*	*	*	*	*
TPP	✓	✓	✓	✓	✓		✓			✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓				
MinTC	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
MGC	✓	✓	✓	✓	✓		✓		✓	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓			✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		✓		

TPP

Pour le temps de pied à plat, les situations de marche à plat, montée et descente de pente à 12 % ainsi que descente d'escalier ont été étudiées. 15 sujets non amputés (SA ; 2F/13H — moyenne $\pm$ écart-type, Age : 42 ± 18 ans, Taille : 176 ± 9 cm, Poids : 72 ± 15 kg), 10 sujets amputés transfémoraux (TF ; 1 F/9M Age : 41 ± 10 ans, Taille : 177 ± 7 cm, Poids : 78 ± 11 kg) équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et de pieds à restitution d'énergie de classe 2 ou 3, ainsi que 6 sujets amputés transfémoraux (Proto ; Age : 41 ± 6 ans, Taille : 175 ± 15 cm, Poids : 74 ± 12 kg) équipés du SPCM ont été sélectionnés. Seuls 4 des sujets de ce dernier groupe ont effectué la descente d'escalier.

MinTC

Pour la distance minimale entre l'avant-pied et le sol, les situations de plat et montée et descente de pente à 12 % ont été étudiées. 21 sujets non amputés (SA ; 5F/16H — moyenne $\pm$ écart-type, Age : 40 ± 18 ans, Taille : 176 ± 9 cm, Poids : 72 ± 14 kg), 12 sujets amputés transfémoraux (TF ; 1F/11H, Age : 41 ± 9 ans, Taille : 177 ± 7 cm, Poids : 79 ± 11 kg) équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et des pieds à restitution d'énergie de classe 2 ou 3, ainsi que 4 sujets amputés transfémoraux (Proto ; Age : 40 ± 8 ans, Taille : 183 ± 10 cm, Poids : 79 ± 6 kg) équipés du SPCM ont été sélectionnés. Pour la descente de pente 12 % seuls les sujets utilisant une flexion de genou pendant la phase d'appui (utilisation de la résistance à la flexion en descente de pente) ont été gardés pour l'analyse car l'instant du MinTC est modifié quand cette stratégie n'est pas utilisée. Ainsi, deux sujets dans le Proto ont été retirés pour cette situation.

MGC

Pour le moment externe appliqué au niveau du genou controlatéral, seule la descente d'escalier a été étudiée. 16 sujets non amputés (SA ; 3F/13H — moyenne $\pm$ écart-type, Age : 41 ± 18 ans, Taille : 176 ± 9 cm, Poids : 71 ± 14 kg), 11 sujets amputés transfémoraux (TF ; 1F/10H, Age : 40 ± 9 ans, Taille : 177 ± 7 cm, Poids : 78 ± 10 kg) équipés de genoux à

microprocesseurs (C-leg™) et des pieds à restitution d'énergie de classe 2 ou 3, ainsi que 6 sujets amputés transfémoraux (Proto ; Age : 32 ± 8 ans, Taille : 185 ± 9 cm, Poids : 94 ± 24 kg) équipés du SPCM ont été sélectionnés.

c. Vitesse de marche

Les paramètres fonctionnels étudiés varient avec la vitesse de marche. Celle-ci a été mesurée pour chaque acquisition. Pour chaque cycle, la vitesse de marche moyenne a été définie comme la norme du vecteur position du marqueur placé sur le haut du tronc (C7) entre le début du cycle et la fin du cycle prothétique divisé par le temps de cycle.

d. Méthode de calcul du temps de pied à plat

Sachant que le temps de pied à plat lors de la marche sur sol plat dure de l'appui à l'avant pied à 12 % jusqu'au décollement du talon à 31 % du cycle de marche en moyenne chez les sujets non amputés (Figure I-I-29), on peut supposer qu'à la moitié de cet intervalle (à 20 % du cycle de marche), le pied est toujours stationnaire, pour les populations étudiées. Le TPP a alors été défini en quantifiant l'intervalle du cycle pendant lequel l'angle du pied dans le plan sagittal ne varie pas de plus de $1,25^\circ$ par rapport à son orientation à 20 % du cycle de marche. La valeur de la variation d'angle nécessaire pour caractériser l'aspect « stationnaire » du pied a été trouvée par un processus itératif. Celui-ci a consisté à tester la valeur de variation d'angle nécessaire pour retrouver dans la population non amputé une valeur de TPP en accord avec les résultats de Perry (Perry 1992). Pour chaque situation et chaque groupe, le temps de pied à plat moyen a été calculé.

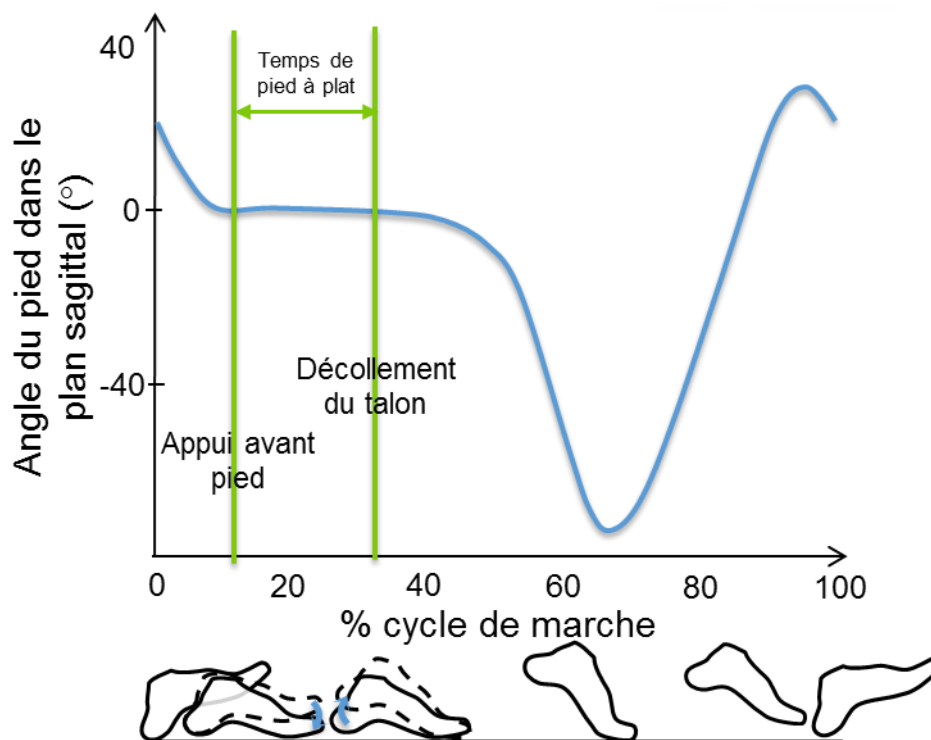


Figure I-I-29 — Courbe typique de l'évolution de l'angle du pied moyen à plat dans le plan sagittal pour un sujet non amputé, et instants de début et de fin du temps de pied à plat.

e. Méthode de calcul de la distance minimale entre l'avant-pied et le sol

La position du point milieu entre les marqueurs placés sur le premier et le cinquième métatarsien a été calculée pour chaque acquisition. La distance entre ce point et sa projection orthogonale sur le plan des plateformes a été calculée pour quantifier la distance avant pied sol. Pour s'affranchir de l'effet de positionnement des marqueurs sur la chaussure, la distance minimum pendant la phase d'appui a été soustraite. Cela permet d'obtenir une distance entre le marqueur et le sol par rapport à sa position en phase d'appui (Figure I-30). Son minimum, le MinTC, a été calculé au cours de la phase oscillante. L'instant du MinTC ainsi que les angles articulaires de hanche, de genou et de cheville dans le plan sagittal ont aussi été mesurés. L'ensemble de ces mesures ont été estimées du côté appareillé pour le groupe Proto et TF, et une moyenne entre les deux côtés a été effectuée pour chaque sujet du groupe SA.

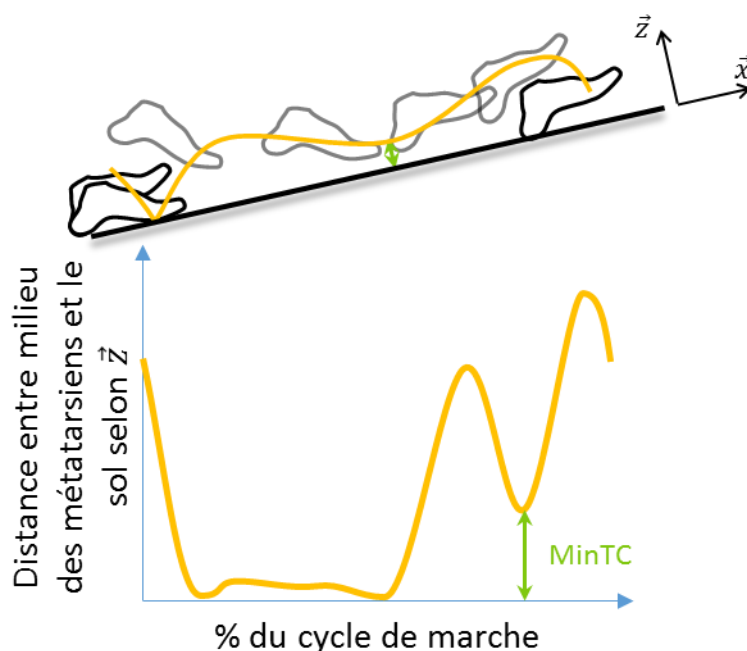


Figure I-30 — Courbe typique pour un sujet non amputé représentant la distance entre le milieu des métatarsiens et sa projection orthogonale sur le sol pendant le cycle de marche et MinTC mesuré pour un cycle de marche

f. Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral

Un modèle géométrique a été appliqué à chaque segment du membre inférieur pour obtenir sa masse et son inertie selon le protocole décrit par Villa (2014). Pour chaque cycle, détecté à l'aide des plateformes de force, la cinématique des segments du membre inférieur a été reconstruite, puis le moment intersegmentaire a été calculé par dynamique inverse. Le second maximum (pendant la seconde moitié de la phase d'appui) de moment de flexion du genou controlatéral a été extrait (Figure I-31). La moyenne entre chaque sujet a ensuite été calculée pour chaque groupe. Afin de se comparer à la littérature, l'angle maximal de flexion du genou controlatéral a aussi été mesuré pour chaque groupe ainsi que la durée de la phase oscillante.

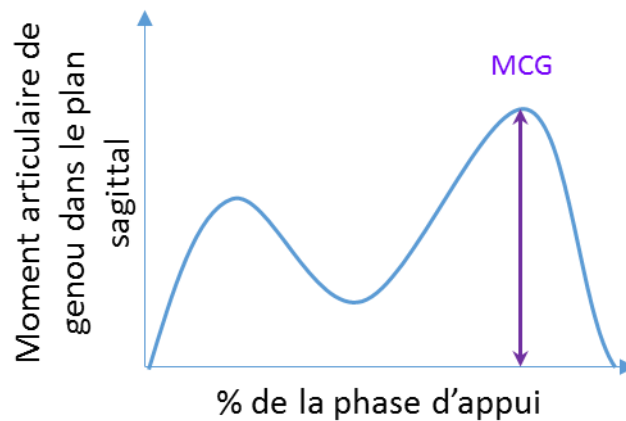


Figure I-31 – Courbe typique d'évolution du moment articulaire de genou au cours de la phase d'appui pendant la descente d'escalier

3.3. Résultats

a. Temps de pied à plat

Les TPP en pourcentage du cycle de marche par situation et par groupe sont représentés dans l'histogramme ci-dessous (Figure I-32) avec le début et la fin de cette période de TPP pour chaque groupe et chaque situation (Figure I-33) à des vitesses de marche rapportées dans le Tableau I-7. Les valeurs exactes de la Figure I-32 figurent à l'annexe A.b.

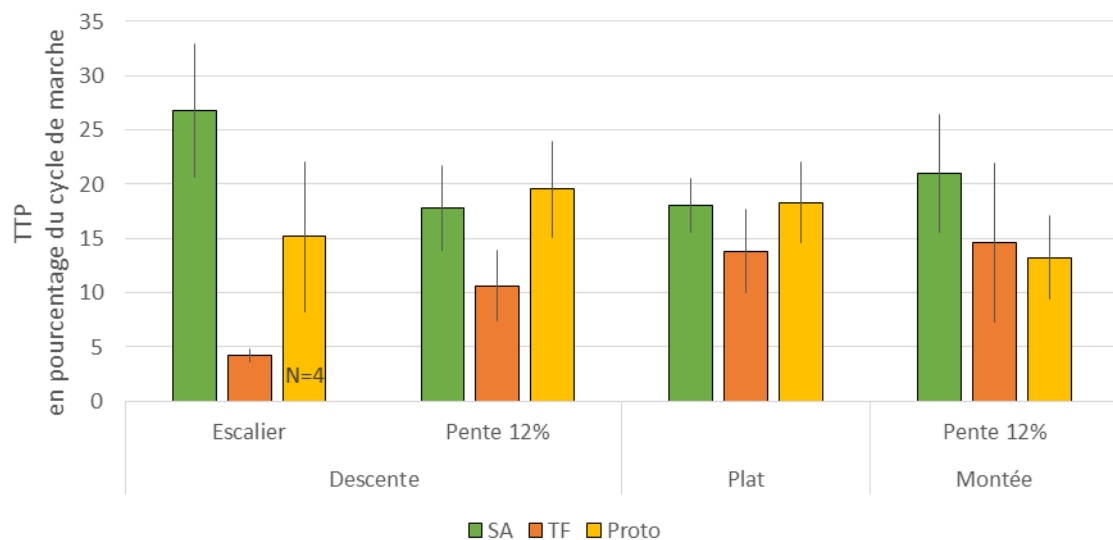


Figure I-32 — Temps de pied à plat (TPP) moyen du côté appareillé en pourcentage du cycle de marche ± 1 écart type pour chaque situation et pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ; N=15), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=10) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=6 sauf en descente d'escalier N=4).

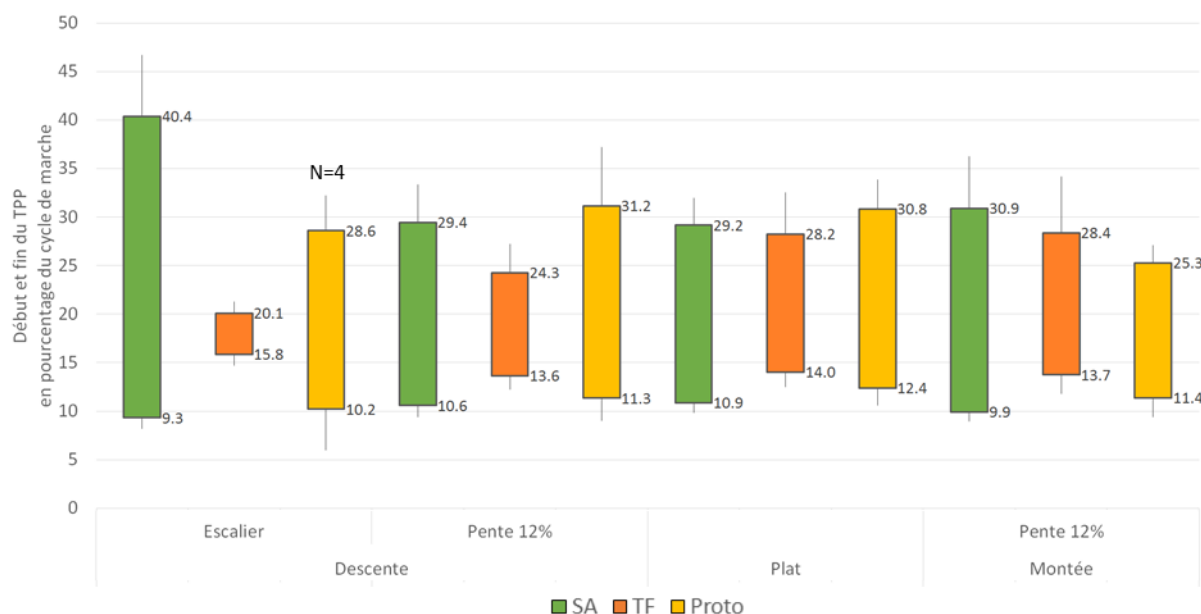


Figure I-33 — Début et fin de temps de pied à plat du côté appareillé dans chaque situation et pour chaque groupe avec les écarts-types et la valeur moyenne rapportée au-dessus et en dessous des histogrammes

Tableau I-7 — Vitesse de marche moyenne par groupe et par condition de marche

Moyenne ($\pm$ Ecart type) en m/s	Plat	Pente 12 %		Escalier
		Montée	Descente	Descente
SA (N=15)	1,40 ($\pm$ 0,10)	1,27 ($\pm$ 0,16)	1,30 ($\pm$ 0,18)	0,65 ($\pm$ 0,11)
TF (N=10)	1,25 ($\pm$ 0,18)	1,04 ($\pm$ 0,14)	1,13 ($\pm$ 0,20)	0,53 ($\pm$ 0,11)
Proto (N=6 sauf descente d'escalier N=4)	1,20 ($\pm$ 0,15)	1,04 ($\pm$ 0,14)	0,97 ($\pm$ 0,21)	0,42

b. MinTC

L'évolution de la distance relative entre le marqueur de l'avant pied et sa position minimale en phase d'appui a été calculée pour chaque groupe. L'évolution moyenne et l'écart type de cette évolution peut être retrouvé pour chaque groupe lors de la marche à plat Figure I-34.

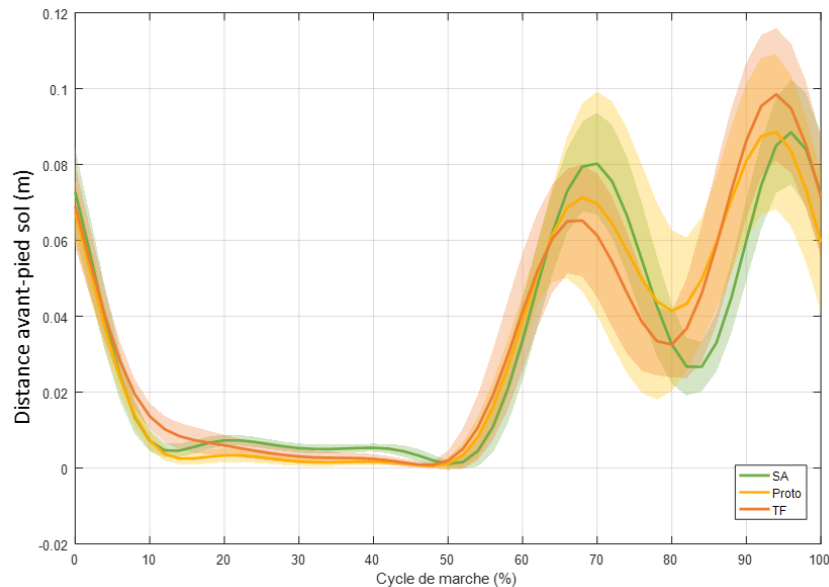


Figure I-34 — Courbe d'évolution de la distance moyenne avant-pied par rapport au sol à plat en fonction du pourcentage du cycle de marche pour le groupe Non amputé (SA ;N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ;N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ;N=4) avec corridor à ± 1 écart type.

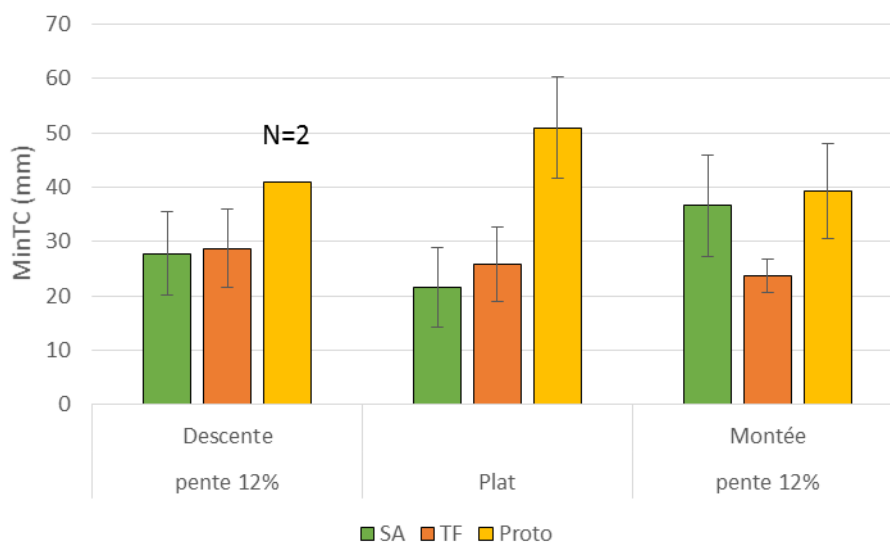


Figure I-35 — MinTC moyen du côté appareillé dans les différentes situations pour le groupe Non amputé (SA ; N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=5 sauf en descente de pente N=2) lors de la marche en descente de pente à 12%, à plat et en montée de pente à 12% avec les barres d'erreur à ± 1 écart type

Le MinTC du côté appareillé a été calculé pour chaque groupe et chaque situation (Figure I-35) avec la vitesse de marche moyenne correspondante par groupe et par situation (Tableau I-8). Les MinTC ne se produisant pas au même instant pour chaque sujet, le MinTC moyen ne correspond pas à celui qui apparaît sur la courbe moyenne Figure I-34. Les valeurs exactes de la Figure I-35 figurent à l'annexe A.b. Des MinTC de 22 ± 7 mm à plat, 28 ± 8 mm en descente de pente à 12 % et 37 ± 9 mm en montée ont été mesurés pour le groupe SA. Pour le groupe TF, un MinTC de 26 ± 7 mm à plat, 29 ± 7 mm en descente de pente et 24 ± 7 mm en montée ont été mesurés. Enfin pour le groupe Proto, des MinTC de 51 ± 9 mm à plat, 41 mm en descente de pente, et 39 ± 9 mm en montée ont été mesurés. L'instant en pourcentage de la

phase oscillante ainsi que les angles dans le plan sagittal de la hanche, du genou et de la cheville ont aussi été extraits à titre de comparaison entre les groupes ainsi qu'à la littérature (Figure I-36).

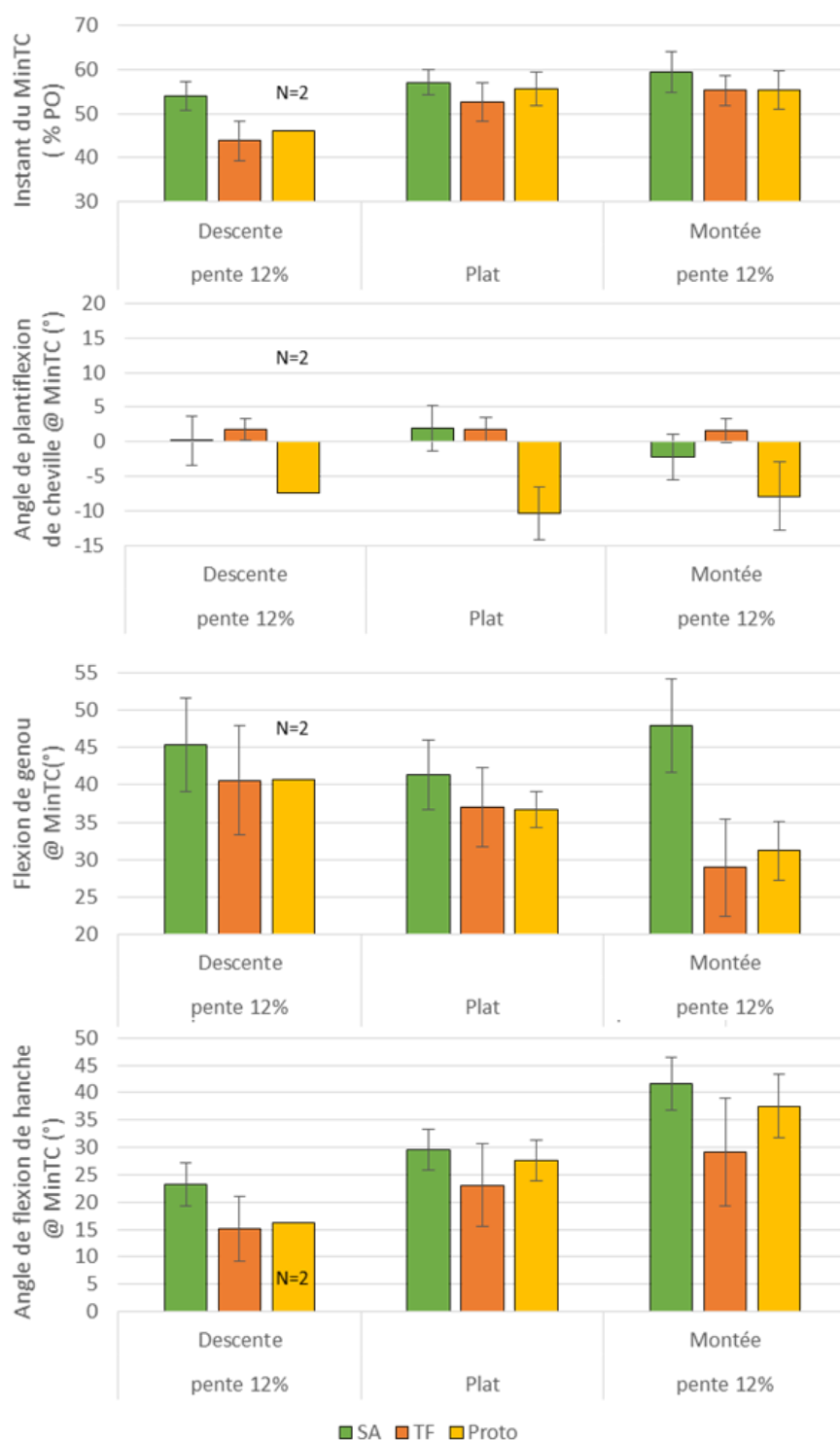


Figure I-36 — Instant du MinTC en pourcentage de la phase oscillante (PO) et angles dans le plan sagittal de cheville, genou et hanche moyen à cet instant du côté appareillé dans les différentes situations pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ; N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=4 sauf en descente de pente N=2) avec les barres d'erreur à ± 1 écart type

Tableau I-8 — Vitesse de marche pour chaque groupe et chaque condition pour les cycles du côté appareillé

Moyenne ($\pm$ Ecart type) en m/s	Plat	Pente 12 %	
		Montée	Descente
SA (N=21)	1,40 ($\pm$ 0,12)	1,28 ($\pm$ 0,19)	1,30 ($\pm$ 0,21)
TF (N=12)	1,24 ($\pm$ 0,18)	1,04 ($\pm$ 0,14)	1,12 ($\pm$ 0,20)
Proto (N=4 sauf en descente de pente N=2)	1,20 ($\pm$ 0,16)	1,09 ($\pm$ 0,09)	1,04

c. Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral en descente d'escalier

Pour chaque groupe, le moment articulaire du genou dans le plan sagittal a été calculé (Figure I-37). Des moments maximaux moyens au niveau du genou controlatéral de $1,29 \pm 0,20$ N.m/kg, $2,0 \pm 0,30$ N.m/kg et $1,76 \pm 0,19$ N.m/kg ont été trouvés respectivement pour le groupe SA, TF et Proto comme rapporté Figure I-38. Les caractéristiques de la marche relatives à ces maximums sont rapportées pour chaque groupe dans le Tableau I-9. Ces maximums ne se produisant pas au même instant pour chaque sujet, le maximum moyen du Tableau I-9 ne correspond pas à celui qui apparaît sur la courbe moyenne Figure I-37.

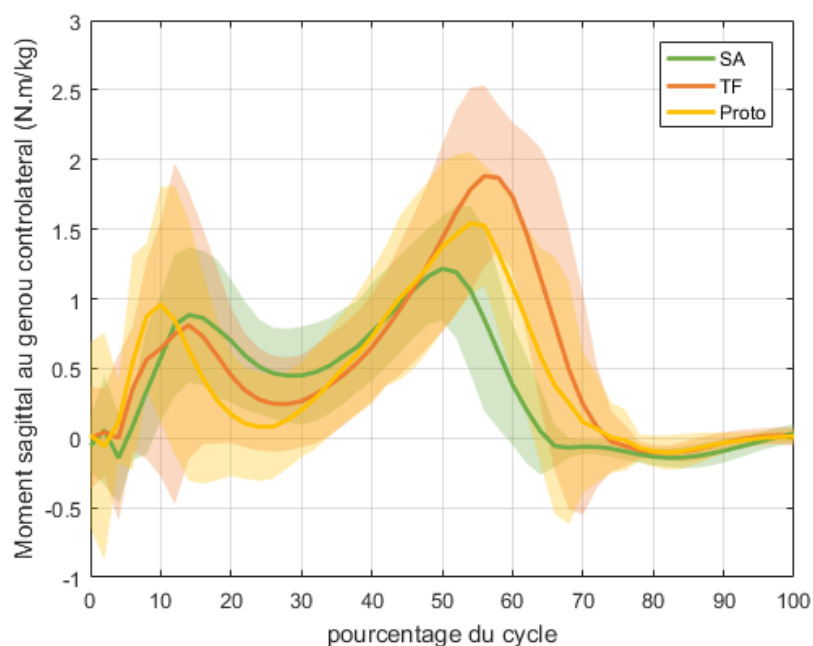


Figure I-37 — Courbe d'évolution du moment moyen appliqué au niveau du genou controlatéral et corridor (1 écart type) en fonction du pourcentage du cycle de marche en descente d'escalier pour les groupes de sujets utilisateurs du C-leg™ (TF ; N=11), le groupe de sujets utilisateur du SPCM (Proto ; N=6) et le groupe de sujets non amputés (SA ; N=16)

Tableau I-9 — Vitesse, flexion maximale de genou controlatéral et durée de phase oscillante controlatérale pour chaque groupe

Moyenne ($\pm$ écart type)	SA (N=16)	TF (N=11)	Proto (N=6)
Vitesse de marche (m/s)	0,60 ($\pm$ 0,09)	0,58 ($\pm$ 0,11)	0,45 ($\pm$ 0,14)
Flexion maximale de genou controlatéral (°)	94 ($\pm$ 7)	86 ($\pm$ 5)	89 ($\pm$ 4)
Durée de phase oscillante controlatérale (s)	0,44 ($\pm$ 0,04)	0,41 ($\pm$ 0,07)	0,51 ($\pm$ 0,12)

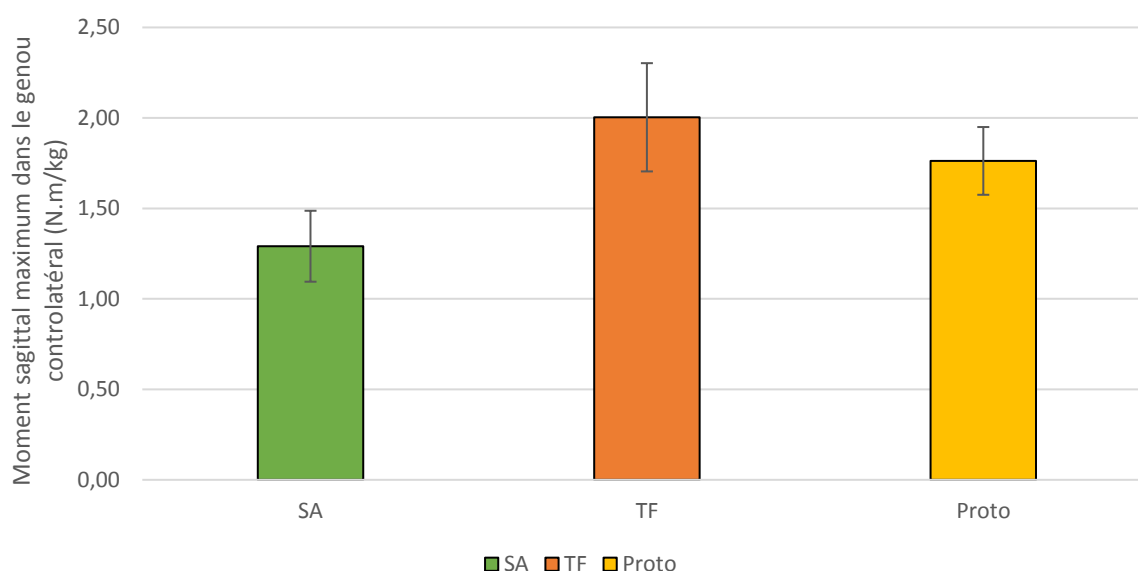


Figure I-38 — Moment sagittal maximal moyen et écart type dans le genou controlatéral pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ;N=16), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ;N=11) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=6)

3.4. Discussion

a. Temps de pied à plat

Le TPP pour le groupe SA débute à plat à $10,9 \pm 1,1$ % et se termine $29,2 \pm 2,8$ % du cycle de marche, soit une durée de TPP de $18,0 \pm 2,4$ % du cycle de marche pour une vitesse moyenne à plat de $1,40 \pm 0,10$ m/s. Ces résultats sont similaires à ceux rapportés par Liu *et al.* avec un TPP compris entre $12,9 \pm 1,1$ % à $31,6 \pm 4,4$ % pour une vitesse de $1,17 \pm 0,14$ m/s (Liu *et al.* 2014b) soit environ 18,67 % du cycle de marche. Ces résultats ont été trouvés par analyse d'images vidéos à haute fréquence avec des personnes pieds nus et des vitesses de marche légèrement différentes. Ces résultats à plat sont aussi en accord avec Perry qui donne un TPP proche de 20 % du cycle de marche (Perry 1992).

Pour le groupe SA, le TPP est similaire en descente de pente ($17,8 \pm 3,9$ %) par rapport à la marche sur sol plat, commençant et finissant aux mêmes instants qu'à plat ($10,6 \pm 1,2$ %– $29,4 \pm 4,0$ %). Celui-ci augmente légèrement en montée de pente ($21,0 \pm 5,4$ %). Cette augmentation s'accompagne d'une amplitude de flexion de cheville plus importante dans cette situation (Lay *et al.* 2006, McIntosh *et al.* 2006, Silder *et al.* 2012) : le début du TPP se produit plus tôt dans le cycle ($9,9 \pm 1,1$ % au lieu de $10,9 \pm 1,1$ % à plat) et la fin du TPP finit très légèrement plus tard ($30,9 \pm 5,3$ % au lieu de $29,2 \pm 2,8$ % à plat). En descente d'escalier,

le sujet non amputé maintient un temps de pied à plat de l'ordre de 27 % ($26,7 \pm 6,2$ %) avec un début de TPP plus précoce ($9,3 \pm 1,1$ %) et une fin beaucoup plus tardive dans le cycle ($40,4 \pm 6,3$ %). Ce TPP implique une grande mobilité de cheville dans le plan sagittal dans cette situation.

Pour le groupe TF, on observe un temps de pied à plat plus faible que le groupe SA en marche sur sol plat ($13,4 \pm 3,9$ %). Ce retard de mise à plat du pied sur le sol est retrouvé dans toutes les situations (environ 14 % du cycle à plat et en pente au lieu de 11 % pour le groupe SA). Cette observation est en accord avec celle de Powers *et al.* (1998) pour les sujets amputés en dessous du genou. En descente de pente, le décollement du talon est également plus précoce ($24,1 \pm 2,9$ % au lieu de $27,9 \pm 4,2$ %). Le TPP diminue à 10,2 % du cycle de marche ce qui est presque deux fois plus faible que le groupe SA. Le manque de mobilité de cheville rapporté par Williams *et al.* (2009) est en accord avec ce résultat puisque la mobilité de cheville nécessaire est différente de la marche à plat. En montée de pente, le TPP reste similaire à celui de la marche à plat. En descente d'escalier, à cause de la stratégie de descente de ce groupe utilisant le nez de la marche, l'avant-pied n'est presque jamais à plat, le TPP calculé est alors de $4,2 \pm 0,6$ %.

Pour les utilisateurs de la prothèse de genou-cheville (groupe Proto), le TPP à plat est similaire à celui du groupe SA ($18,3 \pm 3,7$ %), la cheville hydraulique permet de restituer une mise à plat aussi rapide que les sujets non amputés : le début du TPP ($12,4 \pm 1,8$ %) est plus proche de celui du groupe SA que du groupe TF. En descente de pente et en descente d'escalier, l'augmentation de la mobilité de cheville apportée par la synergie genou-cheville en fin de phase d'appui retarde le décollement par rapport au groupe TF ($31,2 \pm 6,0$ % en descente de pente et $28,6 \pm 3,6$ % en descente d'escalier). La synergie restaure un TPP proche de celui du groupe SA ($19,5 \pm 4,4$ % en descente de pente, $15,2 \pm 6,9$ % en descente d'escalier). Dans la littérature, il est rapporté qu'une cheville trop raide retarde le début du TPP, ce qui est considéré comme plus demandeur en terme de contrôle musculaire du membre inférieur (Klute *et al.* 2004). Lorsque le pied n'est pas à plat sur le sol, la base de support est réduite. Cette mise à plat du pied sur le sol plus rapide augmente donc la sécurité de l'utilisateur sur son appui en allongeant la période de temps pendant laquelle le pied est à plat. De même, Fradet *et al.* (2010) ont rapporté un sentiment de sécurité chez les personnes amputées en dessous du genou utilisateur du Propriofoot™, par l'augmentation de la plantiflexion de cheville en descente de pente. En montée de pente, on observe une diminution du TPP ($13,2 \pm 3,8$ %) par rapport au plat du même ordre de grandeur que le groupe TF. Cette diminution est cohérente avec l'adaptation plus limitée de la prothèse à la montée de pente. En effet, une augmentation de la dorsiflexion réduirait la restitution d'énergie fournie par la lame composite avant de la prothèse, comme cela a pu être rapporté par Fradet *et al.* (2010). Un compromis est donc à trouver entre adaptation et restitution d'énergie à la fin de la phase d'appui.

b. MinTC

Le MinTC calculé à plat pour le groupe SA (22 ± 7 mm) à $1,40 \pm 0,12$ m/s est proche, mais supérieur à ceux rapportés par Mills & Barrett (2001) (20 ± 3 mm à $1,41 \pm 0,04$ m/s) ou Moosabhoy & Gard (2006) (19 ± 5 mm à $1,4 \pm 0,15$ m/s) avec une méthodologie similaire (marqueurs placés sur les métatarsiens utilisés). Cette différence avec la littérature peut être expliquée par l'emplacement exact du marqueur utilisé pour mesurer le MinTC. En effet, la position des marqueurs sur les métatarsiens peut être latérale ou sur le dessus du pied ce qui peut influencer la mesure et expliquer les différences observées malgré une méthode similaire utilisée (Mariani *et al.* 2012). De plus, le MinTC calculé se produit à 57 ± 3 % de la phase oscillante, soit 4 % plus tôt que ce que rapportent Mills & Barrett (2001) et 6 % plus tard que Moosabhoy & Gard (2006). Cela explique la diminution de la flexion pour toutes les articulations observées par rapport Moosabhoy & Gard (2006) et inversement pour Mills & Barrett (2001). Sapin *et al.* (2008) ont utilisé le même point pour mesurer le MinTC et obtient des écarts type similaires sur les 23 sujets de son groupe de contrôle. La distance entre le marqueur et le sol en phase d'appui n'ayant pas été retirée du MinTC, leurs résultats sur ce groupe sont supérieurs à ceux de cette étude. Ce MinTC augmente en descente de pente par rapport au plat (28 ± 8 mm) ce qui correspond aux résultats rapportés par Khandoker *et al.* (2010) malgré des pentes et vitesses de marche plus faibles (~ 5 % $-1,1$ m/s). En descente, le MinTC se produit aussi plus tôt à 54 ± 3 % du cycle de marche. Mais en montée de pente 12 %, contrairement aux résultats rapportés par Khandoker *et al.* (2010), une augmentation du MinTC est observable (37 ± 9 mm). Cette différence peut être attribuée à la différence de pente testée. En effet, on peut s'attendre à ce qu'une pente forte (12 % ou $5,7^\circ$) demande une adaptation, là où une stratégie de marche à plat pourrait fonctionner en marche en pente faible (3°). De plus, Khandoker *et al.* (2010) utilisent la distance minimum parmi 3 marqueurs sur l'avant-pied contrairement à la méthode présentée qui utilise un seul marqueur moyen entre le 1^{er} et le 5^{ème} métatarsien ce qui pourrait aussi expliquer la différence observée. Les résultats sont plus importants que cette augmentation du MinTC en pente par rapport au plat pour le groupe SA et s'expliquent par l'augmentation de la dorsiflexion de la cheville ($-2 \pm 3^\circ$ vs. $2 \pm 3^\circ$ de plantiflexion à plat) et de la flexion de hanche ($42 \pm 5^\circ$ vs. $30 \pm 4^\circ$ à plat). Ces résultats sont en accord avec ceux rapportés par Silder *et al.* (2012) avec une flexion maximale de hanche de $43 \pm 6^\circ$ en montée de pente à 10% et $29 \pm 6^\circ$ à plat. De plus, ces deux articulations sont les plus influentes devant la flexion de genou sur ce paramètre d'après le modèle de Moosabhoy & Gard (2006). Le MinTC est détecté un peu plus tard à 59 ± 5 %. Pour le groupe TF, on observe aussi un MinTC plus important que ceux rapportés par Rosenblatt *et al.* (2014), Johnson *et al.* (2014), et De Asha & Buckley (2014). Cela peut s'expliquer par l'utilisation d'un point plus antérieur et plus distal que dans la présente étude pour les deux dernières études (point le plus bas et le plus en avant de la chaussure reconstruit) mais aussi par la différence de population (sujets amputés en dessous du genou dans les 3 études). Pour les résultats de Sapin *et al.* (2008), le MinTC plus grand pour le groupe TF que le groupe de contrôle peut être expliqué à la fois par la vitesse de marche et la différence d'appareillage (genou non électronique).

Le MinTC pour le groupe TF est similaire à celui du groupe SA à plat et en descente de pente. Dans ces deux situations, le MinTC se produit aussi plus tôt que dans le groupe SA (53 ± 4 à plat et 44 ± 5 % de la phase oscillante). Le MinTC étant un paramètre fonctionnel de la marche, certains sujets du groupe TF mettent en place des stratégies de compensation comme le *vaulting*, le *hip hiking* ou encore la circumduction de hanche. Celles-ci permettent de pallier l'absence de flexion de cheville prothétique à cet instant ($2 \pm 2^\circ$ de plantiflexion dans toutes les situations) et d'avoir un MinTC suffisant pour le passage du pas prothétique. Comme précisé précédemment, la perte de mobilité de cette articulation en phase oscillante a un impact majeur sur ce paramètre (Moosabhoy & Gard 2006). En montée de pente, un MinTC inférieur à celui du groupe SA est observé. La flexion de genou est généralement plus faible que chez les sujets non amputés dans ces conditions (Lura *et al.* 2015), diminuant le MinTC. En effet, on trouve un angle de flexion de genou en montée de pente de $29 \pm 7^\circ$ à l'instant du MinTC et $41 \pm 7^\circ$ en descente de pente pour le groupe TF. La flexion de hanche ainsi que la flexion de genou sont moins importantes que le Proto ($29 \pm 10^\circ$ vs. $37 \pm 6^\circ$ pour la hanche et $29 \pm 7^\circ$ vs. $31 \pm 4^\circ$ pour le genou). Ces orientations sont défavorables pour obtenir un MinTC suffisant en sachant qu'aucune adaptation n'est possible au niveau de l'articulation de cheville. Cela peut expliquer l'augmentation des compensations dans ces situations (Sawers & Hafner 2013, Starholm *et al.* 2010, Villa *et al.* 2015, 2016). Celle-ci ne suffit quand même pas à maintenir un MinTC équivalent à celui du groupe SA.

La flexion de genou étant similaire dans toutes les situations entre le groupe Proto et le groupe TF, le MinTC du groupe Proto est toujours supérieur à celui du groupe TF. Cette augmentation du MinTC peut être expliquée par la dorsiflexion de cheville liée à la flexion de genou qui est permise par le SPCM. Ce MinTC plus important augmente la sécurité en permettant d'éviter des trébuchements ou des chutes dans des environnements au terrain irrégulier (Rosenblatt *et al.* 2014). Pour cette étude, peu de temps d'adaptation était autorisé aux utilisateurs du SPCM puisque les acquisitions et l'essayage de la prothèse étaient réalisés dans la même journée. Sur le long terme, cette augmentation du MinTC devrait permettre une réduction des compensations pour revenir à des niveaux de MinTC plus proches du groupe contrôle à plat et en descente de pente. Le manque de proprioception de personnes amputées de membre inférieur pourrait aussi limiter cette réduction des compensations, une rééducation de la marche pourrait alors être bénéfique. En montée de pente, le MinTC est restitué par rapport au groupe contrôle en augmentant le MinTC de 15 mm en moyenne. Or la montée de pente est particulièrement difficile pour les personnes amputées de membre inférieur. Les compensations étaient souvent plus prépondérantes dans cette situation qu'à plat ou en descente de pente (Villa *et al.* 2016).

c. Moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral en descente d'escalier

Les résultats de moment maximal de genou ($1,29 \pm 0,20$ N.m/kg pour le groupe SA et $2,00 \pm 0,30$ N.m/kg pour le groupe TF) sont en accord avec ceux rapportés par Lura *et al.*

(2017) pour des sujets non amputés ($1,1 \pm 0,2$ Nm/kg) et pour les utilisateurs du C-leg™ ($1,6 \pm 0,5$ N.m/kg). Cependant, les résultats présentés montrent des valeurs légèrement plus importantes, alors que les dimensions de l'escalier ainsi que les angles de flexion maximale de genou sont similaires dans les deux études. La vitesse de marche peut influencer le moment, mais n'a pas été rapportée par Lura *et al.* (2017). La durée de la phase oscillante par contre a été rapportée et est un paramètre lié à la vitesse de marche. Celle-ci est plus courte avec $0,44 \pm 0,04$ s dans le groupe SA contre $0,51 \pm 0,11$ s pour le groupe de contrôle de Lura *et al.* (2017) ce qui peut expliquer la légère différence observée.

Pour le groupe Proto, on observe une réduction du moment externe exercé sur le genou controlatéral ($1,76 \pm 0,19$ N.m/kg) ainsi qu'une augmentation de la flexion maximale du genou controlatéral ($89 \pm 4^\circ$ par rapport aux $86 \pm 5^\circ$ trouvés dans le groupe TF) rapprochant les valeurs de celles observées dans le groupe SA. Cette normalisation des paramètres est due à la restitution de la stratégie de descente d'escalier des sujets non amputés permise par une dorsiflexion de cheville plus importante. On observe une vitesse de marche plus faible dans ce groupe que dans les deux autres. Cette réduction peut s'expliquer par le réglage de la résistance à la flexion du genou. En effet, cette résistance impose la durée de la phase d'appui prothétique et donc la durée du cycle de marche dans le cas d'une marche symétrique.

On observe une tendance à la réduction de la charge sur le membre controlatéral par rapport aux personnes équipées de genoux prothétiques à microprocesseur conventionnels. La restauration de la stratégie de descente d'escalier des personnes non amputées permet donc de retrouver un moment appliqué au niveau du genou controlatéral plus proche de celui des personnes non amputées. Une augmentation du moment exercé au genou controlatéral est considérée comme étant un facteur favorisant de l'arthrose de genou. Or le risque pour cette population est bien supérieur à la population non amputée (Struyf *et al.* 2009). Cette diminution du moment intersegmentaire exercé sur le genou controlatéral pourrait diminuer ce risque pour la population des sujets amputés au-dessus du genou équipés du SPCM.

3.5. Synthèse des résultats

Cette étude a permis de quantifier plusieurs paramètres fonctionnels de la marche pour évaluer l'apport du SPCM dans les différentes situations de la vie courante par rapport à un appareillage composé d'un genou à microprocesseur et d'un pied à restitution d'énergie. En effet, le SPCM autorise une augmentation de la mobilité de la cheville en phase d'appui ce qui permet d'apporter de la stabilité à l'utilisateur. Le temps de pied à plat a été choisi pour quantifier l'apport d'une telle mobilité de cheville à plat, en pente et en descente d'escalier. Les résultats sur un faible nombre de sujets indiquent que ce paramètre pourrait être utile pour montrer l'apport des fonctions de la prothèse de genou-cheville pour la locomotion en situation de vie courante à plus large échelle. En descente d'escalier, l'impact des fonctions du SPCM a aussi été étudié en quantifiant le moment intersegmentaire au niveau du genou controlatéral. La mobilité de cheville du SPCM permettant l'utilisation de la pleine marche

pour descendre, une tendance à la réduction de ce paramètre a été observée. Cette réduction pourrait conduire à une réduction du risque d'arthrose de genou, important dans cette population. Enfin, en phase oscillante, la synergie entre le genou et la cheville du SPCM permet une dorsiflexion de cheville en phase oscillante. Pour traduire l'apport d'une telle fonctionnalité, le *minimum toe clearance* a été mesuré à plat et en pente. Ce paramètre fonctionnel est représentatif du risque de trébuchement. Une augmentation de ce paramètre a été observée dans toutes les situations, ce qui devrait diminuer le risque de chute. Le temps d'adaptation accordé étant relativement court (une journée) et le retour proprioceptif faible pour cette population, les sujets n'ont pas forcément diminués leurs compensations. Cette augmentation de la distance indique aussi qu'une diminution des compensations est possible sans augmenter le risque de chute. Une autre étude avec un temps d'adaptation plus long doit être réalisée pour vérifier si une diminution des compensations peut être observée, particulièrement dans les situations contraignantes comme la montée de pente.

Les limites de ces travaux sont essentiellement liées au temps très court d'adaptation des utilisateurs, ainsi qu'à la comparaison d'un groupe de sujet indépendant du groupe d'utilisateurs du SPCM. Une collecte de données de plus grande ampleur pourrait être réalisée en allouant plus de temps à l'utilisateur pour s'adapter aux nouvelles fonctionnalités du SPCM et en comparant les résultats avec l'appareillage usuel du sujet à ceux obtenus avec le SPCM. De plus, ces travaux de thèse se sont concentrés sur des paramètres de la marche mais la mobilité de cheville pourrait aussi être bénéfique pour les transferts assis-debout. Une étude spécifique pourrait aussi être mise en place pour évaluer l'apport d'une telle mobilité par rapport à l'appareillage actuellement disponible.

Cette partie a permis d'évaluer la prothèse SPCM dans différentes situations de la vie courante et en laboratoire. Cependant, cette mesure ne permet pas de connaître l'utilisation réelle de l'appareillage en vie réelle. De plus, certaines adaptations pourraient être améliorées par une meilleure estimation de l'espace dans lequel la prothèse est utilisée. La seconde partie de ce manuscrit sera focalisée sur la quantification de l'activité des personnes utilisatrices de SPCM dans leur vie de tous les jours à l'aide des capteurs de la prothèse. Les travaux de cette partie sont destinés à une amélioration de la prochaine version du SPCM.

Partie II. Caractérisation de la locomotion et reconnaissance de situation à partir capteurs embarqués de la prothèse genou-cheville

Quantifier l'activité est utile, dans notre contexte, pour l'industriel afin de connaître l'utilisation des différentes fonctions du dispositif mais aussi pour les médecins et l'utilisateur lui-même dans le cadre de son suivi (Hafner & Sanders 2014). Ainsi, l'OMS recommande une activité physique de moyenne intensité d'au moins 30 minutes par jour pour limiter les risques cardiovasculaires (World Health Organization 2008). Une grande partie des personnes amputées de membre inférieur ont des comorbidités (diabète, surpoids, maladies cardiovasculaires) qui peuvent limiter l'activité physique. Pour limiter le risque d'inactivité, le suivi d'activité pourrait donner des objectifs journaliers à cette population (Briseno & Smith 2014). Dans le cadre de l'appareillage, différentes solutions technologiques ou stratégies sont proposées aux personnes amputées de membre inférieur pour se déplacer de manière esthétique, efficace et avec le moins d'impact possible pour les articulations subsistantes. Actuellement, en clinique, l'activité physique est quantifiée de manière indirecte par des questionnaires (Heinemann *et al.* 2014). L'équipe médicale peut aussi évaluer l'activité lors des entretiens avec le patient, ou en lui demandant de tenir un journal d'activité listant la durée et le type d'activités réalisées tous les jours. Cependant, ces différentes méthodes sont peu objectives ou peu précises (Stepien *et al.* 2007). On peut aussi vérifier la capacité de l'utilisateur à réaliser certains mouvements lors des tests fonctionnels (test de 6 minutes, *Time up and Go* test). Mais seule la rapidité d'exécution est prise en compte sans tenir compte des compensations réalisées. Enfin, l'évaluation de la locomotion en laboratoire dans des situations d'escalier ou de pente permet de quantifier la marche ainsi que les difficultés rencontrées. La reproduction des différentes situations en laboratoire peut être complexe d'un point de vue technique puisqu'elle impose un volume de mesure important (par exemple, hauteur de la salle pour l'escalier) ce qui limite le nombre de situations reproductibles. De plus, la marche en laboratoire souffre de l'effet Hawthorne traduisant la modification, de manière consciente ou non, de la marche du sujet lorsqu'il est observé ce qui signifie que la marche en laboratoire n'est pas celle de sa vie courante (Malchow & Fiedler 2016).

Au cours des dernières décennies, l'électronique a connu beaucoup d'évolutions avec l'émergence de capteurs plus petits et moins coûteux. Ces capteurs offrent l'opportunité d'être embarqués dans des systèmes peu encombrants et utilisés tous les jours, par exemple les smartphones intègrent de plus en plus de capteurs (GPS, accéléromètre, gyroscope, photodétecteur...). De même, les prothèses à microprocesseur utilisent des capteurs inertiels, d'effort, de moment ou encore d'angle. Ces systèmes embarqués pourraient être utilisés pour estimer plus objectivement l'activité du sujet et offrir ainsi l'occasion d'étudier la marche à

l'extérieur des laboratoires. Cette quantification est intéressante pour le dimensionnement du SPCM, pour connaître l'utilisation réelle de ses différentes fonctionnalités ou encore pour affiner son adaptation à l'environnement

Dans le chapitre 1, l'état de l'art de la quantification de l'activité à l'aide de ces capteurs embarqués sera établi afin d'extraire les problématiques liées à cette mesure. Le chapitre 2 décrira les travaux personnels réalisés pour quantifier l'activité des sujets équipés du SPCM à l'aide des capteurs embarqués dans cette prothèse.

Sommaire de la partie II

Chapitre 1.État de l'art de la quantification de l'activité et la reconnaissance de situations de locomotion en embarqué	73
1.1. Estimation à partir de capteurs embarqués de paramètres caractéristiques de l'activité	73
a. Quantification en embarqué des paramètres spatiotemporaux de la locomotion	74
b. Classification des positions statiques du corps à l'aide de systèmes embarqués	77
1.2. Estimation des situations de locomotion rencontrées	78
a. Introduction	78
b. Acquisition et construction d'un modèle de reconnaissance de situation	80
c. Validation et évaluation	94
d. Conclusion	102
Chapitre 2.Travaux personnels : Caractérisation de la locomotion et reconnaissance de situation à partir capteurs embarqués de la prothèse genou-cheville	105
2.1. Quantification de paramètres de la marche ou de l'environnement	105
a. Vitesse de marche	105
b. Estimation de la pente.....	113
2.2. Classification des situations de locomotion rencontrées.....	122
a. Introduction	122
b. Matériel et méthode	124
c. Résultats	131
d. Discussion	139

Chapitre 1. État de l'art de la quantification de l'activité et la reconnaissance de situations de locomotion en embarqué

La quantification de l'activité à partir de capteurs embarqués s'appuie sur deux techniques d'extraction d'informations à partir des signaux des capteurs : la quantification de paramètres de marche grâce à des modèles biomécaniques et la reconnaissance d'activité par des méthodes de classification. Les signaux des capteurs embarqués sont généralement plus bruités et leurs mesures moins précises que celles issues de l'analyse du mouvement en laboratoire, mais de nombreuses méthodes ont été développées pour en extraire des informations pertinentes. Ces informations peuvent être synthétisées en paramètres comme la vitesse de marche, l'orientation d'un segment ou encore le nombre de pas. Cependant, ces paramètres sont plus utiles quand ils sont confrontés avec le contexte ou l'environnement rencontré par le sujet. En effet, un même nombre de pas en escalier ou à plat n'ont pas la même importance en terme de dépense physique ou d'activité (Kaufman *et al.* 2008).

Dans la littérature, un certain nombre d'auteurs se sont intéressés à la quantification de l'activité en milieu naturel que ce soit pour les sujets non amputés ou pour les sujets amputés de membre inférieur. Les études seront présentées dans les deux paragraphes suivants en fonction de leurs objectifs : le premier paragraphe portera sur l'estimation de paramètres caractéristiques de la marche ou de la posture lorsque le sujet est immobile, le deuxième paragraphe synthétisera les études utilisant ces capteurs pour reconnaître le type d'activité (par exemple : marcher, courir ...) ou les situations de locomotion rencontrées (par exemple : marche en pente, marche en escalier...).

1.1. Estimation à partir de capteurs embarqués de paramètres caractéristiques de l'activité

Différents capteurs peuvent être utilisés « en embarqué » pour mesurer l'activité à l'extérieur du laboratoire. Les podomètres sont parmi les capteurs les plus simples utilisés. Plus récemment, les centrales inertielles (IMU) sont devenues accessibles pour la mesure embarquée. Ces IMU sont composées d'au moins un accéléromètre et un gyroscope. Le magnétomètre n'est pas un capteur inertiel, mais il peut être combiné avec un capteur inertiel. La littérature montre que les IMU sont régulièrement utilisées pour estimer des paramètres qui caractérisent l'activité. Dans le cadre de l'instrumentation des prothèses, des capteurs angulaires ou d'effort et de moment peuvent aussi être utilisés pour la mesure embarquée. L'activité d'une personne est composée de phases dynamiques comme la marche et de phases statiques (assise, debout, couché). Nous verrons dans un premier temps l'estimation des paramètres spatiotemporaux de la locomotion à partir de ces capteurs. Dans un second temps, nous verrons les méthodes pour estimer les positions statiques lors des périodes d'inactivité en embarqué.

a. Quantification en embarqué des paramètres spatiotemporaux de la locomotion

Les paramètres fonctionnels de la marche les plus simples à déterminer sont les paramètres spatiotemporaux. Parmi ceux-ci, le nombre de pas est quantifiable par des podomètres depuis les années 60 (Tudor-Locke *et al.* 2008). Depuis, leur prix et leur fiabilité se sont améliorés, les standards de l'industrie japonaise imposent par exemple une précision inférieure à 3 % à une vitesse de marche normale (1,3 m/s) pour ces appareils (Tudor-Locke *et al.* 2008). Cette précision reste cependant très variable en fonction de l'appareil et de la vitesse. Par exemple 0.2 % d'erreur à 3.5 km/h pour Garmin Vivofit 2™ et 27 % d'erreur à 2 km/h avec le FitBit Charge HR™ (Leth *et al.* 2017). Le principe de détection est généralement basé sur le dépassement d'un seuil d'accélération. Deux technologies peuvent être distinguées : les podomètres mécaniques détectant le décollement d'une bille d'une paroi ou les podomètres électroniques utilisant un accéléromètre. La seconde technologie a actuellement supplanté la première grâce à la diminution de son coût et sa miniaturisation. Le placement du podomètre sur le corps a une influence sur la précision puisque les accélérations détectables sont plus ou moins fortes (Morrow *et al.* 2014, Stanton *et al.* 2016). Sur les membres inférieurs, plus le podomètre est distal plus les accélérations sont importantes (Morrow *et al.* 2014) et donc les pas facilement détectables. Cela explique aussi la dégradation des performances de ces systèmes en dessous de 0,9 m/s (Crouter *et al.* 2003, Fortune *et al.* 2014). Cependant, le placement sur un membre inférieur ne permet pas d'obtenir le nombre de pas effectués par les deux membres inférieurs. Alors qu'un podomètre à la ceinture peut être utilisé pour compter les pas effectués par les deux membres inférieurs. Pour les podomètres électroniques, le seuil de détection des accéléromètres peut être réglé pour une meilleure détection en fonction du placement de l'appareil sur le corps. De plus, si celui-ci est multiaxial, la détection sera moins sensible à l'orientation de l'appareil.

Plus récemment, des podomètres proposent une estimation de la cadence de marche (pas par minutes). La cadence est utilisée pour l'estimation de niveaux d'activité ou pour prédire un équivalent métabolique (METs) à partir des données de l'accéléromètre (Freedson *et al.* 2011, Tudor-Locke & Rowe 2012). Ces systèmes peuvent aussi être utilisés pour calculer, par corrélation avec la cadence, la masse, la stature de la personne, une estimation de calories dépensées ou de METs (Price *et al.* 2016). Elles dépendent cependant de la population et ne sont pas validées pour une population de personnes amputées de membre inférieur.

La littérature rapporte une multitude de dispositifs accélérométriques permettant l'estimation de paramètres spatiotemporaux tels que la longueur de pas, la cadence... (Godfrey *et al.* 2008). Ces systèmes sont généralement validés avec des sujets non amputés (Donath *et al.* 2016a,b ; Fortune *et al.* 2014, Grant *et al.* 2008, Huang *et al.* 2016, Leth *et al.* 2017, Stanton *et al.* 2016, Tudor-Locke & Rowe 2012) tandis que la population de personnes amputées de membre inférieur nécessite une évaluation particulière, leur vitesse de marche moyenne étant inférieure à la vitesse de marche chez les sujets non amputés (Waters &

Mulroy 1999). Il existe actuellement plusieurs systèmes évalués pour cette population (Briseno & Smith 2014, Houdijk *et al.* 2008) dont les systèmes:

- Stepwatch™ (Coleman *et al.* 1999, Ramstrand & Nilsson 2007)
- Ossur Patient Activity Monitor (PAM)™ (Bussmann *et al.* 2004, Dudek *et al.* 2008, Ramstrand & Nilsson 2007)



Figure II-1 — Stepwatch™ (Orthocare Innovation)

La Stepwatch™ (aussi connu sous le nom de Step Activity Monitor™ – SAM) est un dispositif contenant un accéléromètre se plaçant à la cheville (Figure II-1). À partir des signaux d'accélération, un algorithme propriétaire compte le nombre de pas et la cadence, indique le niveau d'activité (faible, moyen ou haut), la durée de chaque séquence et le nombre de pas correspondant à celles-ci. (Ramstrand & Nilsson 2007)



Figure II-2 — PAM™ (Ossur)

Le PAM™ est un système s'attachant au-dessus de la cheville contenant 2 accéléromètres (3 axes mesurés) comptant le nombre de pas, et estimant la longueur du pas moyen, la distance parcourue, la vitesse de marche moyenne et maximale (Bussmann *et al.* 2004 - Figure II-2). La cadence de marche du sujet est estimée par le nombre de pas détectés par minute. La longueur de pas est ensuite estimée par double intégration de l'accélération horizontale entre chaque pas détecté. Enfin, le temps écoulé entre deux pas et cette distance sont utilisés pour déterminer la vitesse moyenne pour chaque pas.

Ces capteurs ont été utilisés pour évaluer l'activité en vie réelle de sujets amputés de membre inférieur par rapport à leur étiologie (Stepwatch: Carmona *et al.* 2007) ou encore pour comparer l'impact de l'appareillage sur l'activité quotidienne (Stepwatch™: Gailey *et al.* 2012, Hafner & Askew 2015, Hafner *et al.* 2007, Klute *et al.* 2006). Les résultats d'activité ont été comparés au niveau d'activité fonctionnelle déterminée par l'échelle Medicare Functional Classification Level aussi appelée K-level (Stepwatch™: Halsne *et al.* 2013, Hordacre *et al.* 2014 ; FitBit™ : Albert *et al.* 2014 ; Smartphone : Albert *et al.* 2013). En fonction du niveau du sujet sur cette échelle, un appareillage adéquat à son activité est défini (Dudek *et al.* 2008).

Houdijk *et al.* (2008) ont aussi décrit un modèle cinématique permettant d'estimer la longueur de pas à l'aide d'un accéléromètre (DynaPort MiniMod™) au niveau du bas du dos. Un modèle de pendule inverse (Figure II-3) est utilisé dans cette étude. Le déplacement vertical du centre de gravité est estimé par une double intégration de l'accélération verticale mesurée par l'accéléromètre. Connaissant la longueur de la jambe, il est alors possible de calculer la longueur du pas. La précision de ce modèle a été évaluée avec 14 sujets amputés de membre inférieur (différents type d'amputation).

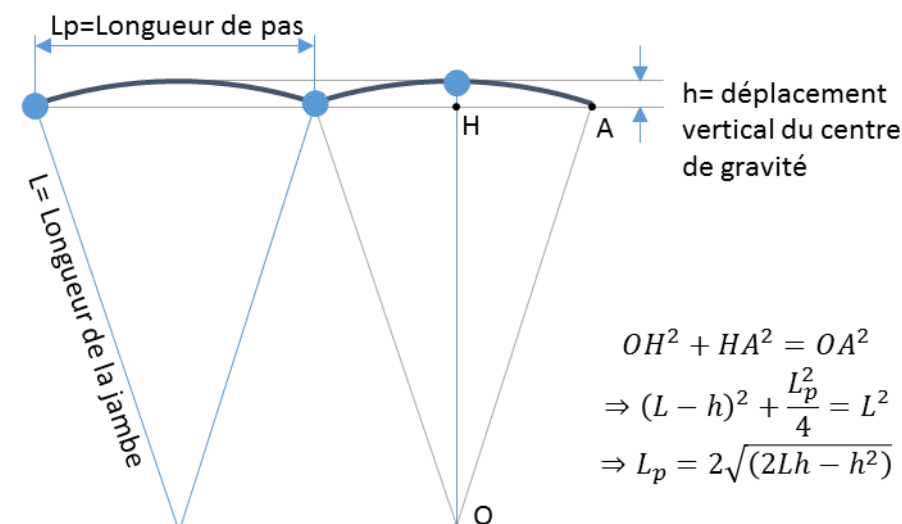


Figure II-3 — Modèle permettant d'estimer la longueur de pas à partir du déplacement du centre de gravité, inspiré de Houdijk et al. (2008)

Différents auteurs se sont également intéressés à détecter les différents instants de la marche pour par exemple détecter la phase d'appui et la phase oscillante. Rueterbories *et al.* (2010) ont fait une revue de la littérature des différents capteurs utilisables pour détecter ces événements du cycle de marche en appareillant le membre inférieur. On peut noter 3 méthodes pour détecter la phase d'appui et la phase oscillante.

La première consiste à utiliser des semelles de pression ou des capteurs d'effort sous les pieds pour distinguer la phase d'appui de la phase oscillante. Fonction de la position du centre de pression ou de l'activation de certains capteurs d'effort, il est même possible de déterminer différents événements de la phase d'appui. Ces instants sont par exemple l'appui talon, l'appui avant pied, le décollement du talon et la fin de la phase d'appui chez le sujet non amputé (Crea *et al.* 2014, Das & Kumar 2015).

La seconde méthode consiste à utiliser une centrale inertielle (IMU). En fonction de l'emplacement de la centrale inertielle, l'algorithme change. Une méthode de détection de la phase d'appui a été proposée pour le Physilog lorsqu'il est placé sur le pied ou sur le tibia et validée à l'aide de semelles de pression ou de FSR (Aminian *et al.* 2002, Mariani *et al.* 2013). D'autres solutions ont été par ailleurs décrites pour des centrales placées sur le tibia, leur robustesse ayant été testée à différentes vitesses de marche (Allseits *et al.* 2017), en pente (Catalfamo *et al.* 2010), en escalier (Zhou *et al.* 2016) et pour différentes pathologies des membres inférieurs (Gouwanda & Gopalai 2015). Chez les sujets amputés de membre inférieur, plusieurs méthodes ont aussi été décrites. Maqbool *et al.* (2016) ont par exemple utilisé un gyroscope placé sur le tibia et ont validé la méthode pour détecter le début et la fin de la phase d'appui et le milieu de la phase oscillante à plat et en pente. Les IMU peuvent aussi être utilisées pour estimer des distances et des angles. L'orientation d'une IMU placée sur le pied ainsi que son déplacement peuvent permettre de remonter à des informations sur la marche. Par exemple, une estimation de la distance entre le pied et le sol a déjà été proposée

ce qui peut donner des informations qualitatives sur le risque de chute des personnes (Dadashi *et al.* 2013, Mariani *et al.* 2012).

La dernière méthode concerne les prothèses à microprocesseur. Une détection robuste d'événements du cycle de marche est indispensable pour un contrôle fin du comportement de la prothèse dans les différentes situations de la vie courante. En effet, comme vu précédemment, les machines d'états intégrées aux prothèses à microprocesseur permettent de détecter certains événements du cycle de marche à l'aide de capteurs inertiels, de moment, de force, ou encore d'angle (Partie I.2.1.b, p. 20).

b. Classification des positions statiques du corps à l'aide de systèmes embarqués

Les accéléromètres 3D mesurent l'ensemble des composantes de l'accélération vectorielle du point du solide sur lequel ils sont placés (Lowe & Ólaighin 2014). L'accéléromètre peut être utilisé pour différencier les phases statiques des phases dynamiques par un simple seuil. Cette accélération comprend celle du champ gravitationnel. En statique, l'accéléromètre peut donc être orienté par rapport à la gravité. Lorsqu'ils sont placés sur le torse, ils ne permettent pas de distinguer une position assise d'une position debout lors des périodes d'inactivité. L'orientation du capteur, fonction de son emplacement, peut donc aider à distinguer ces positions. L'information d'une ou plusieurs centrales inertielles peut, par exemple, être utilisée pour différencier des activités statiques (assis, debout, couché). Par exemple, la distinction entre la position assise et debout ne peut se faire que par une connaissance de l'orientation dans le plan sagittal de la cuisse (Figure II-4).

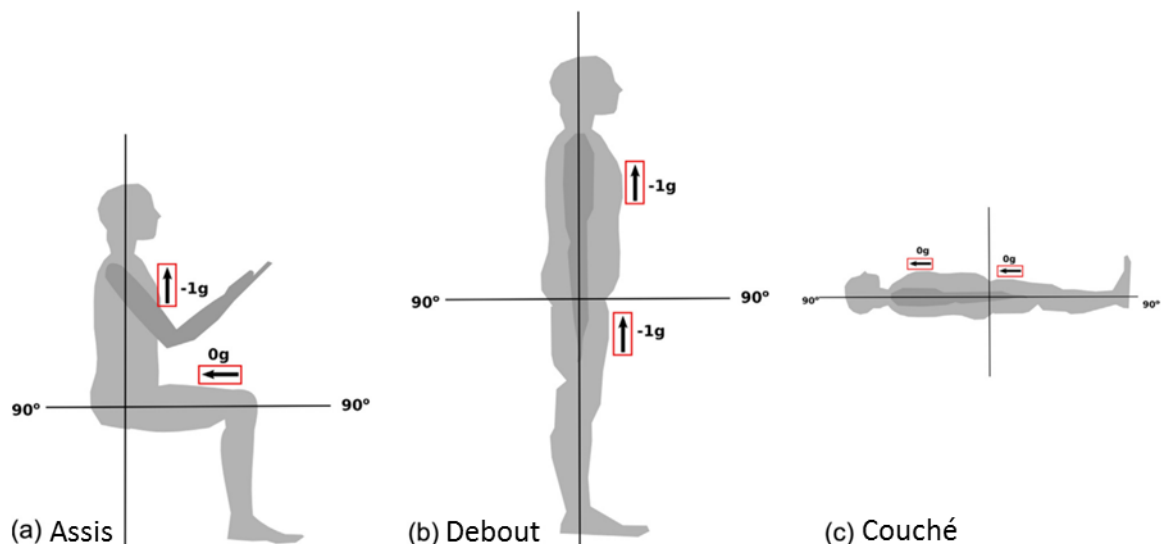


Figure II-4 – Détections des positions assis, debout et couché à l'aide de deux accéléromètres uni-axial placés sur la cuisse et le tronc (issus de Lowe & Ólaighin 2014)

Il existe très peu de systèmes commerciaux permettant la détection de phases statiques (Physilog™, ActiGraph™, ActivPAL™). De plus, les algorithmes de détections sont propriétaires et ne sont donc pas toujours décrits dans la littérature.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à la différenciation des phases statiques (assis, debout; Tableau II-1) chez des sujets non amputés (Karantonis *et al.* 2006, Lockhart *et al.* 2013) ainsi que pour d'autres pathologies (Salarian *et al.* 2007) ou encore des sujets amputés de membre inférieur (Redfield *et al.* 2013) à des fins de recherche. Ce dernier a aussi cherché à évaluer le temps de port total de la prothèse. Pour une application clinique, l'ActivPAL™ placé sur la cuisse a été validé pour mesurer les périodes de temps de marche, en positions statiques debout et assise (Grant *et al.* 2006). Ces postures ne sont pas spécifiques aux personnes amputées de membre inférieur, une évaluation spécifique n'est donc pas nécessaire pour ce type de détection. Cependant, on peut noter l'évaluation de l'Activity Monitor™ (aujourd'hui VitaMove™) réalisée sur 4 personnes amputées en dessous du genou pour distinguer les positions statiques (Bussmann *et al.* 1998). Tang *et al.* ont aussi utilisé l'ActivPAL™ pour enregistrer le nombre de pas ainsi que les périodes d'inactivités et de port de la prothèse, via un capteur de pression dans l'emboiture (Tang *et al.* 2012).

Tableau II-1 — Revue de la littérature sur l'utilisation des centrales inertielles pour détecter des positions statiques. (SA= Sujets non amputés, TT= Sujets amputés en dessous du genou, MP=Sujets avec une maladie de Parkinson)

Auteur	Nombre de sujets	Type de capteur	Placement des capteurs	États détectés	Précision (%)
Bussmann <i>et al.</i> 1998	4 TT 4 SA	Accéléromètre 1D (VitaMove)	Tronc+ Cuisses	Mouvement/assis/debout/couché x3	90
Grant <i>et al.</i> 2006	10 SA	Accéléromètre 1D (ActivPAL)	Cuisse	Marche/debout/assis	95,9
Karantonis <i>et al.</i> 2006	6 SA	Accéléromètre 3D	Ceinture	12 activités dont 7 positionnelles statiques, marche, chute	90,8
Salarian <i>et al.</i> 2007	10 MP	Accéléromètre 2D+ Gyroscope 1D (Datalogger :Physilog™)	Jambe+ Tronc	Marche/couché/debout/assis	87,0
	5 SA				96,9
Tang <i>et al.</i> 2012	8 TT	Capteur de pression (Datalogger :activPAL™)	Pression dans l'emboiture	Port de la prothèse/statique/dynamique	13 (RMSE sur le temps)
Lockhart <i>et al.</i> 2013	5 SA	Accéléromètre 3D+ Gyroscope 3D (TEMPO™)	Tronc	Mouvement/assis ou debout/couché	95,5
Redfield <i>et al.</i> 2013	10 TT	Accéléromètre 3D (Actigraph™)	Tibia + cuisse coté appareillé	Mouvement/assis/debout/port de prothèse	96,6

L'ensemble de ces classifications sont relativement facile à réaliser pour les phases statiques. Cependant trouver les paramètres les plus significatifs pour différencier les situations de marche est beaucoup plus difficile. Différentes méthodes statistiques existent pour différencier des classes et peuvent être appliquées à la locomotion.

1.2. Estimation des situations de locomotion rencontrées

a. Introduction

Nous avons vu que des capteurs pouvaient être utilisés pour quantifier l'activité de la

personne appareillée grâce à l'estimation de paramètres caractéristiques de la marche ou de l'environnement. Ces capteurs peuvent aussi être utilisés pour différencier parmi les activités de marche celles correspondant à la marche à plat, en pente ou en escalier. Cette classification peut être réalisée avec deux objectifs : la quantification d'activité ou le contrôle de dispositif prothétique. De nombreux auteurs se sont intéressés à l'utilisation du *machine learning* ou apprentissage automatique pour reconnaître ces différentes situations de locomotion ou classes. Cette reconnaissance de situations peut être aussi appelée classification. La classification est un ensemble d'algorithmes permettant de modéliser quelques éléments discrets ou classes alors que la régression permet de modéliser des événements continus. L'apprentissage automatique par classification permet d'établir un modèle destiné à la prédiction ou l'estimation de plusieurs classes, ou situations de locomotion dans notre cas, à partir de données issues de capteurs. On distingue l'apprentissage automatique supervisé ou non supervisé. L'apprentissage non supervisé va permettre de déterminer des groupes sans supervision (c'est-à-dire sans données de référence) parmi les différents signaux des capteurs. Par opposition, l'apprentissage supervisé va utiliser des données connues associant des signaux de capteurs avec la situation correspondante pour construire un modèle qui prédira ou estimera les situations à partir de ces signaux de capteurs.

Nous allons nous intéresser à la classification supervisée de situations de la locomotion par des méthodes d'apprentissage automatique. Cette revue de littérature se limitera aux études utilisant au moins un capteur embarqué sur le membre inférieur jusqu'au bas du dos pour reconnaître au moins 2 situations de locomotion (plat, montée et descente de pente, montée et descente d'escalier, course à pied). Elle s'intéressera aux études sur la population des personnes amputées de membre inférieur et non amputés. Dans ce cadre, la reconnaissance de situation est limitée par le nombre de capteurs avec lesquels les sujets peuvent être équipés, la batterie, le stockage des données, et l'encombrement de l'ensemble.

Deux équipes ont particulièrement contribué à la reconnaissance de situations chez les personnes amputées au-dessus du genou. La première, du Rehabilitation Institute of Chicago (RIC), travaille sur une prothèse active de genou-cheville développée par la Vanderbilt University (Sup *et al.* 2009). Celle-ci nécessite plusieurs heures de marche (2 à 5 h) pour régler le comportement de la prothèse (Simon *et al.* 2014). La seconde, à l'University of Rhode Island (URI), dans un premier temps a travaillé avec un genou hydraulique (Zhang *et al.* 2011c) puis, plus récemment, sur une prothèse active de genou (Liu *et al.* 2014a). Ces deux équipes utilisent des capteurs embarqués dans la prothèse, mais surtout des électrodes EMG afin de donner un contrôle plus volontaire de la prothèse à l'utilisateur pour reconnaître 5 situations (plat, montée/descente de pente, montée/descente d'escalier). Dans le cadre du contrôle de prothèse, d'autres contraintes doivent être prises en compte comme le délai de prédiction, la puissance de calcul.

b. Acquisition et construction d'un modèle de reconnaissance de situation

Pour faire de la reconnaissance de situations, quel que soit l'objectif, une méthodologie doit être suivie. Tout d'abord, il est nécessaire de choisir les capteurs utilisés ainsi que les caractéristiques extraites du signal aussi appelées descripteurs. Ensuite, ces descripteurs ainsi que les classes correspondantes alimenteront un algorithme de classification et permettront de définir un modèle de prédiction. Enfin, la complexité du modèle doit être validée et le modèle final construit évalué. L'ensemble des caractéristiques des études de cette revue de la littérature peuvent être trouvées pour les sujets amputés de membre inférieur dans le Tableau II-2 et pour les sujets non-amputés dans le Tableau II-3. Les études de l'équipe URI sont mises en évidence en orange et celle du RIC en bleu.

Acquisition des données et labellisation des signaux

Pour construire un modèle de prédiction de la situation de locomotion, les signaux de différents capteurs sont enregistrés dans les différentes situations que l'on cherche à identifier. Le signal doit ensuite être annoté de façon à associer à chaque classe les signaux des capteurs correspondants. Dans la littérature, différentes méthodes sont proposées.

Une vidéo et un parcours sont régulièrement utilisés pour recueillir l'ensemble de ces informations dans les différentes situations. Cette technique est généralement utilisée en laboratoire, par exemple par l'équipe du RIC (Spanias *et al.* 2014, Young & Hargrove 2016, Young *et al.* 2014b), mais aussi par d'autres auteurs (Yuan *et al.* 2015). La labellisation se fait cycle par cycle à l'aide de la vidéo. Le passage d'une situation à l'autre a été défini de différentes manières en fonction des équipes, mais un instant critique est toujours défini comme l'appui talon ou la fin de la phase d'appui. Pour le RIC par exemple, le changement de situation se fait toujours à l'appui talon sauf en montée d'escalier où la transition s'effectue à la fin de la phase d'appui (Young & Hargrove 2016). Au contraire, l'équipe de l'URI définit la transition vers la montée de pente et d'escalier à la fin de la phase d'appui pour modifier la flexion de genou en phase oscillante. Pour toutes les autres transitions, elle doit s'effectuer à l'appui talon (Huang *et al.* 2011). Pour ces deux équipes, tous les cycles composés d'une transition sont étudiés à part pour observer les performances de l'algorithme dans ces transitions.

Il est parfois difficile d'obtenir un grand nombre de cycles pour certaines situations (escalier) notamment du fait de la fatigabilité des sujets et du volume des salles permettant de reproduire en environnement contrôlé plusieurs situations (hauteur sous plafond pour l'escalier, longueur de la pente par rapport à la salle, ...). Pour pallier cela, l'équipe de l'URI a choisi de faire des répétitions de situations pures, ou de transitions entre deux situations pour augmenter le nombre de cycles (Du *et al.* 2012, Zhang & Huang 2013, Zhang *et al.* 2011a), technique qui a aussi été utilisée par d'autres auteurs (Farrell & Herr 2011, Miller *et al.* 2013).

Cette observation directe est coûteuse en temps et laborieuse sur un grand nombre de

sujets (Bao & Intille 2004). De plus, cela limite l'analyse des performances de l'algorithme notamment pour évaluer son comportement pendant les transitions entre ces différentes situations. Zhang *et al.* (2011a) du URI ont donc mis en place un parcours uniquement pour tester le modèle une fois entraîné sur des situations pures.

Une autre solution pour récupérer un volume de données important sur des longues périodes de temps est de demander au sujet d'annoter les activités lui-même sur un journal. Cette méthode présente l'avantage de limiter le post-traitement, mais augmente le risque d'erreurs d'annotation ce qui peut poser des problèmes dans le cas d'utilisation d'algorithmes sensibles aux labellisations erronées. Cependant, les données acquises de cette manière présenteront plus de variabilité qu'en laboratoire (Bao & Intille 2004), et seront par conséquent plus proches de celles observables en vie réelle.

Enfin la dernière solution est d'établir un modèle par renforcement. Pour cela on utilise un modèle d'estimation de la situation, *a posteriori*, et un modèle de prédiction de la situation, *a priori*. Les réponses des modèles vont être comparées, si les deux modèles donnent une estimation différente, alors l'exemple sera ajouté à l'apprentissage pour réentraîner le modèle *a priori* à partir de l'estimation du modèle *a posteriori*. Le RIC a rapporté avoir implémenté un tel modèle pour le contrôle de la prothèse de la Vanderbilt University (Spanias *et al.* 2017). Cette méthode concerne encore un autre champ d'application de l'apprentissage automatique (apprentissage par renforcement) et ne sera pas traité dans cette revue de la littérature.

Capteurs et extraction de descripteurs

Différents capteurs peuvent être utilisés pour reconnaître les situations de locomotion. En fonction des études, les capteurs utilisés sont différents suivant si elles portent sur les sujets amputés de membre inférieur (Tableau II-2, p. 84) ou les sujets non-amputés (Tableau II-3, p. 85). Pour ces deux populations, les centrales inertielles sont régulièrement utilisées. On peut dénombrer 3 revues de littérature sur leur utilisation pour les sujets non amputés (Preece *et al.* 2009b, Sprager & Juric 2015, Yang & Hsu 2010).

On peut aussi noter l'utilisation de semelles de pression ou de capteurs d'effort sous les pieds par quelques auteurs (Chen *et al.* 2015, Mazumder *et al.* 2016, Moufawad el Achkar *et al.* 2016, Sugimoto *et al.* 2010) toujours pour le sujet non amputé.

Les contraintes sur les capteurs utilisables ainsi que leur placement ne sont pas les mêmes pour la population amputée de membre inférieur. En effet, la prothèse peut être instrumentée de différents capteurs. Par exemple, la prothèse développée par l'URI est munie de capteurs de force pour obtenir les efforts (Zhang *et al.* 2011c) alors que la prothèse de la Vanderbilt University ne mesure que les moments aux articulations (Lawson *et al.* 2013). Des électrodes EMG ont aussi été placées dans l'emboiture par ces deux équipes avec pour idée de donner un contrôle volontaire de la prothèse à l'utilisateur. Les signaux EMG sont cependant extrêmement bruités et varient dans le temps à cause des changements de

conductance de la peau provoquée par la transpiration, les déplacements du capteur sur la peau ou encore de la fatigue musculaire (Liu *et al.* 2017, Young *et al.* 2014a).

Les algorithmes d'apprentissage automatique supervisés n'utilisent pas directement les signaux des capteurs, il faut extraire des caractéristiques du signal aussi appelées descripteurs. Pour les extraire, il faut définir une fenêtre temporelle. Celle-ci peut être d'une durée fixe et glissante avec plus ou moins de recouvrement (Bao & Intille 2004, Preece *et al.* 2009a, Ravi *et al.* 2005, Zhang *et al.* 2011a). Si certains événements temporels sont détectables, on peut définir une fenêtre fixe avant ou après cet événement (Farrell & Herr 2011, Miller *et al.* 2013, Spanias *et al.* 2014, Young & Hargrove 2016, Young *et al.* 2014b). Enfin, si le cycle de marche est détecté, il est possible de le définir comme fenêtre avec une durée correspondant à celle du cycle ou une phase du cycle de marche (Chen *et al.* 2015, Khusainov *et al.* 2013, Trung *et al.* 2012).

La durée de la fenêtre peut avoir des conséquences sur la qualité de la classification ainsi que la rapidité de la prédiction (Banos *et al.* 2014, Varol *et al.* 2010, Young *et al.* 2014c). Elle va dépendre de la durée de l'activité à reconnaître et de l'emplacement des capteurs (Banos *et al.* 2014).

Dans les études portant sur les personnes non amputées, pour détecter des activités de marche, des fenêtres fixes de 0,5 à 2 secondes avec 50 % de recouvrement sont préférées lorsque les capteurs sont placés sur les membres inférieurs (Banos *et al.* 2014, Bao & Intille 2004; Tableau II-3, p. 85). Dans les études portant sur les personnes amputées de membre inférieur, on trouve plutôt des fenêtres très courtes de 150 à 400 ms (Varol *et al.* 2010; Tableau II-2, p. 84).

En effet, dans le contexte de contrôle de prothèse, la prédiction de la situation doit être réalisée avant un instant critique pour que le comportement de la prothèse soit adapté à temps. De plus, à l'exception de quelques auteurs (Mariani 2012, Redfield *et al.* 2013, Yuan *et al.* 2015, Zhang *et al.* 2011b), tous utilisent des électrodes EMG, ce qui limite la durée minimale de la fenêtre. Il est rapporté dans la littérature que 200 ms sont nécessaires pour que le signal soit quasi-stationnaire (Farrell & Herr 2011), justifiant l'ordre de grandeur des fenêtres utilisées. Ces fenêtres étant très courtes, plusieurs prédictions de la situation peuvent être faites pendant le cycle. Récemment, l'équipe du RIC semble être passée à 2 fenêtres (avant le début et la fin de la phase d'appui) de 300 ms (Spanias *et al.* 2014, Young & Hargrove 2016, Young *et al.* 2014b).

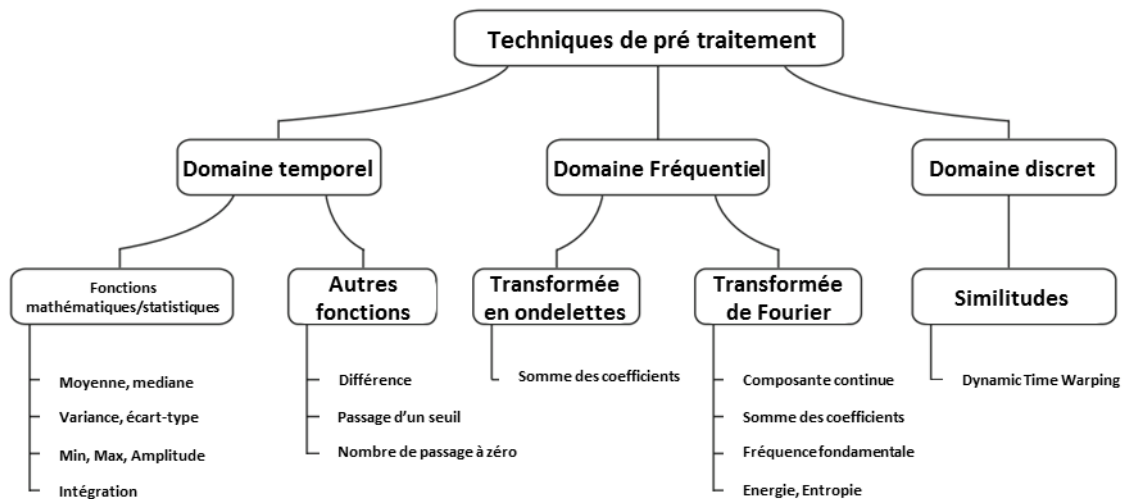


Figure II-5 — Différentes méthodes d'extraction de descripteurs adaptées de Figo et al. 2010

Les différents descripteurs que l'on peut extraire du signal accélérométrique peuvent être classés tels que rapporté dans la Figure II-5 par Figo et al. (2010). L'ensemble de ces techniques peut être réutilisé pour d'autres capteurs. En fonction de la complexité du signal et de l'application, certains descripteurs seront préférés à d'autres.

On peut donc identifier les descripteurs temporels issus de statistique (moyenne, écart type) ou de points d'intérêts du signal sur la fenêtre (maxima). Ces descripteurs sont beaucoup utilisés dans la littérature pour leur simplicité de calcul et de compréhension.

Pour les signaux avec des composantes hautes fréquences, tels que les signaux EMG ou accélérométriques, il est difficile d'identifier les extrema. Ainsi, le nombre de passages au-dessus ou en dessous de zéro, le nombre de changements de pente du signal, la valeur absolue moyenne et la longueur d'onde peuvent exprimer une forme de complexité du signal.

L'estimation en embarqué de la situation est soumise à certaines limites en terme de puissance de calcul. Dans le cadre du contrôle de prothèse, cette limite est encore plus restrictive puisque la prédiction doit être faite à temps pour que le comportement de la prothèse soit adapté. Or, certains descripteurs requièrent plus de puissance de calcul que d'autres pour être calculés (Preece et al. 2009b), comme ceux du domaine fréquentiel tel que les décompositions en séries de Fourier ou en ondelettes (Karantonis et al. 2006). Ainsi, ils ne sont pas utilisés pour la reconnaissance de situations dans la population de personnes amputées de membre inférieur (Tableau II-2). De plus, Preece et al. (2009a) remarquent que les descripteurs issus des décompositions en ondelettes sont largement moins significatifs pour la reconnaissance de situations que ceux issus du domaine temporel ou ceux issus de la décomposition en série de Fourier sur les données de l'accéléromètre.

Tableau II-2 — Matériel et méthode de reconnaissance de situations dans la littérature chez les sujets amputés de membre inférieur (S= Sujet non amputé, TT= sujet amputé en dessous du genou, TF= sujet amputé au-dessus du genou ; KDA= sujets désarticulés de genou ; ACC= accéléromètre, Gyr= Gyroscope, IMU=Gyr+ACC, EMG= capteur électromyographique, 6 comp= capteur 6 composantes (3 d'efforts et 3 de moments), 3 comp (2 d'effort, 1 de moment), FSR=Bouton poussoir, SdP= Semelle de Pression, SMA=Signal Magnitude Area, PA= Phase d'appui, PO= Phase oscillante, DPA= début phase d'appui (appui talon), DPO= début phase oscillante, NL= Non linéaire, VM= Vote à Majorité, NB=Classification Naive Bayésienne, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, RBD= Réseau Bayésien Dynamique, GPE=Gait Pattern Estimator)

Auteur	Sujets	Capteurs	Fenêtre (recouvrement %)	Type de descripteur	N descripteurs (sélectionnés)	Algorithme
Farrell & Herr 2011	2 TF 1 TT	2 FSR, 10 EMG 3D IMU simulé (Vicon)	200ms DPO	Fonctions mathématiques Autres fonctions	255 (5)	NB
Huang et al. 2011	5 TF	7-9 EMG, pylon 6 comp, SdP (Pedar-X™, Novel)	150 ms (92)	Fonctions mathématiques (3/capteurs) : min, max, moyenne Autres fonctions (4/EMG)	46-54	SVM (NL 1vs. 1), LDA + VM (5-15)
Zhang et al. 2011a	1 TF	16 EMG, pylon 6 comp	150ms (92)	Fonctions mathématiques (3/capteurs) : min, max, moyenne Autres fonctions (4/EMG)	58	SVM (non linéaire) + VM (5)
Zhang et al. 2011b	1 TF	Laser, 3D IMU	10ms	Hauteur, distance, pente, vitesse de changement de hauteur	4	DT
Du et al. 2012	4+1 TF	7-9 EMG, pylon 6 comp, SdP (Pedar-X™, Novel)	150ms (92)	Fonctions mathématiques (3/capteurs) : min, max, moyenne Autres fonctions (4/EMG)	46-54	LDA
Mariani 2012	5 TT	2 IMU 3D, pylon 3 comp	Cycle	Fonctions mathématiques : Min, max Autres fonctions : valeur à instant du cycle	4-153	CART(DT), KNN(3), LDA, DT manuel
Zhang & Huang 2013	4 TF	8 EMG, 2x 3D IMU Effort vertical + moment pylon	150ms (67)	Fonctions mathématiques (4/capteurs) : Moyenne, std, max, min Autres fonctions (4/EMG)	86 (~30)	SVM (non linéaire, 1vs. 1), + VM (5)
Miller et al. 2013	5 SA 5 TT	4 EMG FSR	DPA à DPA + 200 ms DPO– 300 ms à DPO DPO à DPO+100 ms.	Valeur absolue moyenne & variance Autres fonctions (3/EMG) : Longueur d'onde, nombre de passage à 0, nombre de changements de signe de la pente	20/fenêtre	LDA SVM (linéaire, 1vs. 1)
Redfield et al. 2013	8 TF	2 ACC (Actigraph)	1.125s (50)	Autres fonctions : Inclinaisons*2, SMA	3	Seuils préétablis
Young et al. 2014a	6 TF 2 KDA	9 EMG, 3D IMU, Effort vertical, Couple cheville et genou	300 ms avant 0 %, 25 %, 50 % 75 % PA+PO	Fonctions mathématiques (4/capteurs)	52	LDA, LDA+MV, RBD
Spanias et al. 2014	4 TF	9 EMG, 3D IMU, Effort vertical, Couple cheville et genou	300 ms avant DPA et DPO	Fonctions mathématiques (4/capteurs) : Moyenne, std, max, min Autres fonctions (5/EMG)	78 à 106	LDA GPE
Young et al. 2014b	6 TF	9 EMG, 3D IMU, Effort vertical, Couple cheville et genou	300 ms avant DPA et DPO	Fonctions mathématiques (4/capteurs) : Moyenne, std, max, min	52	LDA
Hargrove et al. 2015	7 TF	9 EMG, 3D IMU, Effort vertical, Couple cheville et genou	n/a ms avant DPA et DPO	Fonctions mathématiques (4/capteurs)	52	LDA, RBD
Yuan et al. 2015	9 (6 SA – 3 TT)	2* 3D IMU + FSR	cycle	Autres fonctions : angle tibia à instants du cycle	4	Logique floue
Young & Hargrove 2016	8 TF	9 EMG, 3D IMU, Effort vertical, Couple cheville et genou	300 ms avant DPA et DPO DBN : 0 %, 25 %, 50 %, 75 % de PA et PO	Fonctions mathématiques (4/capteurs) Autres fonctions (2/capteurs) : valeurs à début/fin fenêtre	78	LDA RBD

Tableau II-3 — Matériel et méthode de reconnaissance de situations dans la littérature chez les sujets non amputés (SA= Sujet non amputé, O=Sujets âgés LBP=Sujets lombalgiques, ACC= accéléromètre, Gyr= Gyroscope, IMU=GYR+ACC, MAG=capteur de champs magnétique, SMA= Signal Magnitude Area, FT= Transformée de Fourier, NL= Non linéaire, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, GMM=Modèle de mélanges gaussiens, VC= validation croisée, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out)

Auteur	Sujets	Capteurs	Fenêtre (recouvrement %)	Type de descripteur	N descripteurs (sélectionnés)	Algorithme
Bao & Intille 2004	20 SA	2D ACC*5	6.7s (50)	Fonctions mathématiques : Moyenne FT(2) : Energie, entropie Autres fonctions : corrélation (entre les axes de l'accéléromètre),	12	C4.5 (DT), KNN
Coley et al. 2005	10 SA 3 O 7 LBP	1 D GYR	Cycle (0)	Transformé en ondelette (détection) + signe du signal et temps écoulé	2	Seuils
Ravi et al. 2005	2 SA	3D ACC	5.12s (50)	Fonction mathématique : Moyenne FT(2) : Energie, entropie Autres fonctions : corrélation (entre les axes de l'accéléromètre),	12	C4.5 (DT) KNN, SVM
Karantonis et al. 2006	6 SA	3D ACC	1s	Fonction mathématique : SMA Autres fonctions : nombre de passage au-dessus d'un seuil (norme accélération), valeur angle (sagittal+ frontal)	4	Seuils
Preece et al. 2009a	2 SA	3D ACC	2s (50)	Fonctions mathématiques (7) FT	2 à 33	KNN (Euclidienne)
Mannini & Sabatini 2010	20 SA	2D ACC*5	6.7s (50)	Fonction mathématique (1/capteur) : moyenne, Autres fonctions (1/couple de capteur) : corrélation FT (2/capteurs) : energy, entropy,	85 (17)	C4.5 (DT) SVM, KNN (Euclidienne) GMM
Wang et al. 2010	12 SA	3D ACC	6 cycles (83)	Fonctions mathématiques (3) Autres fonctions Fréquence	57 (13)	GMM
Liu et al. 2012	50 SA	2* 3D ACC+ ceinture de ventilation (piezo)	30s	Fonctions mathématiques FT	63 (33)	SVM(1vs all ; NL) ; KNN (Euclidienne)
Leutheuser et al. 2013	23 SA	3D IMU	5s (50)	Fonctions mathématiques (4/capteurs) : Min, Max, moyenne, variance, Domaine fréquentiel (3/capteurs)	152	CART (DT), KNN (5), SVM (NL)
Guiry et al. 2014	10 SA	2*IMU, MAG, GPS, Pression	2s	Fonctions mathématiques Autres fonctions FT	53 (29)	C4.5 (DT), CART(DT), SVM (NL)
Ngo et al. 2015	460 SA	3* IMU	cycle	Similitude (DTW) par situation (5), par capteur (2)	10	SVM ?
Shoaib et al. 2016	10 SA	IMU + ACC	2, 5, 10, 15, 20, 25, 30 s	Fonctions mathématiques (6) : moyenne std, min, max, semi-quartile, médiane, FT(1) : Somme des 10 premiers coefficients	32	KNN, CART (DT)

Enfin, pour reconnaître un signal, l'analogie avec un ou plusieurs échantillons connus peut aussi donner des informations intéressantes. Ces techniques appelées similitudes sont quelquefois utilisées. Le descripteur est alors une métrique qui mesure la distance entre deux signaux. La corrélation entre deux signaux est un exemple de cette mesure de la similitude. Cette méthode requiert donc d'avoir un échantillon de signaux auxquels se comparer. La problématique dans le cadre de la comparaison de cycles de marche, est que les intervalles de temps entre le signal que l'on souhaite étudier et celui auquel on veut le comparer sont différents.

Pour résoudre ce problème, on peut soit faire un rééchantillonnage tous les X pourcents du cycle ou alors utiliser la technique dite de *dynamic time warping* (DTW - Paliwal *et al.* 1982b) comme mis en évidence Figure II-6. La DTW a régulièrement été utilisée pour la reconnaissance automatique de la parole pour pallier les différences de vitesse de diction (Altun *et al.* 2010). Dans le cadre de la marche, la DTW va faire correspondre les caractéristiques du signal pendant le cycle (comme les extrema) sans faire d'hypothèse sur les variations des sous-phases en fonction de la durée du cycle de marche. Cette méthode a été utilisée chez le sujet non amputé, mais pas chez le sujet amputé de membre inférieur à ce jour (Altun *et al.* 2010; Ngo *et al.* 2014a,b, 2015; Sprager & Juric 2015, Trung *et al.* 2012; Tableau II-3, p. 85).

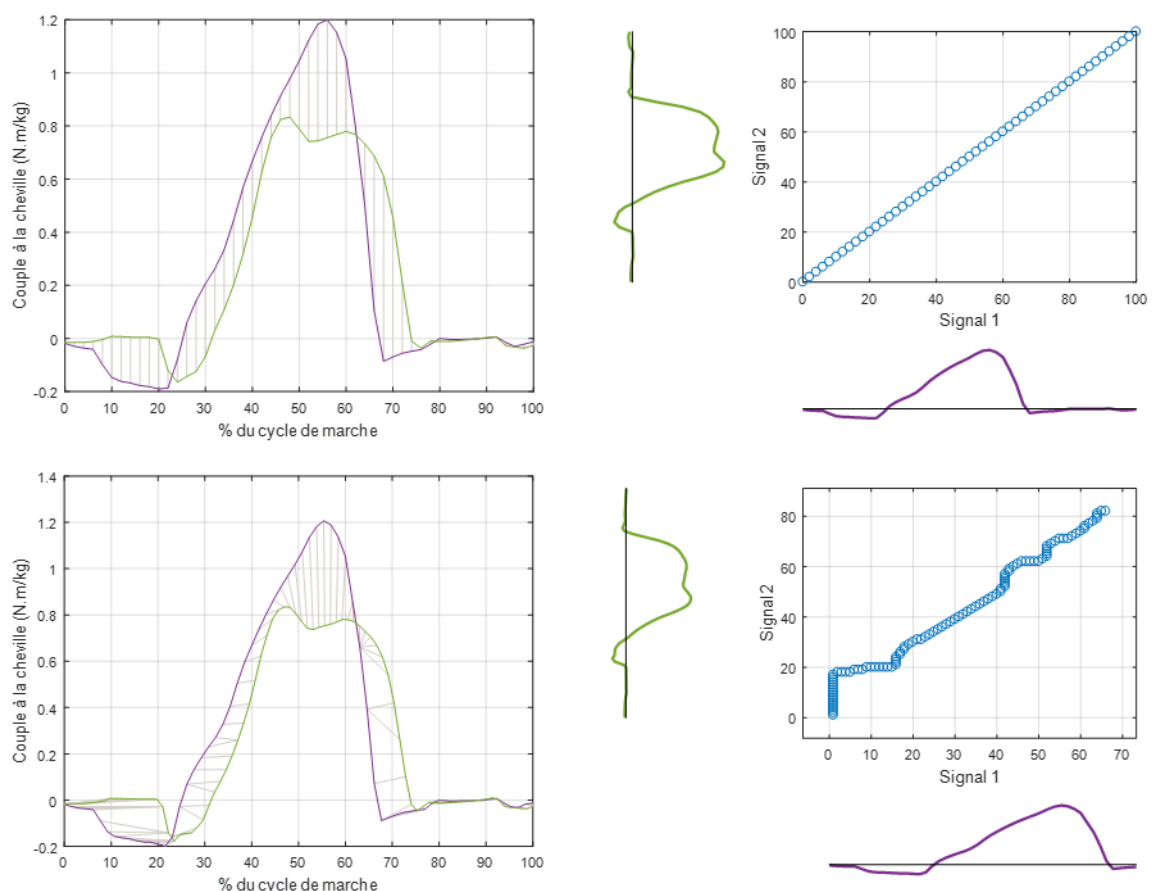


Figure II-6 – Comparaison de deux signaux par rééchantillonnage (haut) et par la DTW (bas) en temporel (gauche) et chemins optimaux obtenus (à droite)

Normalisation des descripteurs

Dans le cadre de la reconnaissance de situation, la question de la normalisation des signaux des capteurs ou des descripteurs peut se poser. En effet, pour les modèles sujet-indépendant, la stature, la vitesse de marche et l'emplacement de la centrale entre les sujets peut ajouter du bruit pour les algorithmes de reconnaissance de situation. De plus, pour que chaque descripteur soit considéré de la même manière par les algorithmes d'apprentissage automatique il est important de normaliser chaque descripteur (Mariani 2012).

Lorsque peu de données sont disponibles, une normalisation peut consister à imposer une amplitude unitaire.

$$m = \min(\text{Descripteur}) \quad M = \max(\text{Descripteur})$$

$$\text{Descripteur}_{\text{normé}} = 2 * \frac{\text{Descripteur} - \frac{m + M}{2}}{M - m}$$

Le problème de cette normalisation est qu'elle est très sensible aux données aberrantes. Pour pallier cette limite, la standardisation, c'est-à-dire centrer et réduire chaque descripteur, est une pratique courante en apprentissage automatique (Guyon *et al.* 2006). Chaque descripteur a ainsi une moyenne nulle et un écart type unitaire.

$$\mu = \frac{1}{n} \cdot \sum_i^n (\text{Descripteur}); \quad \sigma = \frac{1}{\sqrt{n}} \cdot \sqrt{\frac{\sum_i^n (\text{Descripteur} - \mu)^2}{n - 1}}$$

$$\text{Descripteur}_{\text{standardisé}} = \frac{\text{Descripteur} - \mu}{\sigma}$$

Dans le cadre des modèles sujet-indépendant, cette normalisation est aussi importante pour avoir des performances du modèle similaires entre les sujets. Dans ce cas, les signaux peuvent être normalisés par des valeurs anthropométriques. L'objectif étant d'adimensionner les signaux des capteurs pour qu'ils soient le plus répétables possible indépendamment du sujet étudié (Moisio *et al.* 2003). La dernière méthode de normalisation consiste à mesurer la moyenne et l'écart type à plat. L'ensemble des descripteurs peuvent ensuite être standardisés avec cette moyenne et écart type (Wang *et al.* 2008, 2010). Peu d'études étudiant des modèles de prédiction sujet-indépendant, l'effet de cet adimensionnement sur les performances n'a pas encore été évalué.

Réduction de dimension

Certains algorithmes utilisent l'ensemble des descripteurs pour établir le modèle de prédiction, si bien que même si l'un d'entre eux n'apporte aucune information pour la catégorisation, il sera utilisé. Il est donc parfois nécessaire de sélectionner les meilleurs descripteurs. Deux méthodes peuvent être utilisées. Soit les nouveaux descripteurs sont créés par combinaison de tous les descripteurs de façon à augmenter l'information contenue dans chaque descripteur et réduire leur nombre ; cette méthode est appelée *wrapping*. Soit on

filtre les descripteurs non significatifs pour la classification ; on parle de méthode de filtrage (Guyon *et al.* 2006).

Une des méthodes de *wrapping* les plus utilisées est l'analyse en composantes principales. Elle génère des vecteurs décorrélés appelés composantes principales expliquant au mieux la variance des données à partir d'une combinaison linéaire de l'ensemble des descripteurs (Guiry *et al.* 2014, Preece *et al.* 2009b). Ces vecteurs peuvent ensuite être utilisés comme descripteurs. Cette méthode permet de visualiser les données à hautes dimensions, cependant le nombre de descripteurs à calculer ne diminue pas et cette méthode ne prend pas en compte les différentes classes que l'on souhaite reconnaître. Il est aussi difficile de comprendre ce que fait le modèle de prédiction final avec les composantes principales. Chez les sujets amputés de membre inférieur, cette méthode est assez peu utilisée puisqu'elle ne réduit pas le nombre de descripteurs à calculer, ce qui peut poser des problèmes pour les applications en temps réel (Spanias *et al.* 2014, Varol *et al.* 2010).

Il existe aussi des méthodes de filtrage pour classer les descripteurs par ordre d'importance pour la catégorisation et réduire le nombre de descripteurs calculés comme décrites par Khusainov *et al.* (2013) ou Guyon *et al.* (2006). Pour des applications en temps réel, le nombre de descripteur calculable est parfois limité par la puissance et le temps de calcul. Mais pour les autres applications, un trop grand nombre de descripteurs peut ajouter du bruit ce qui limite les performances de certains algorithmes de classification.

Différentes solutions sont décrites dans la littérature, comme la sélection de descripteurs séquentielle (*sequential forward-backward features selection*) régulièrement utilisée (Mannini & Sabatini 2010, Wang *et al.* 2010, Zhang & Huang 2013). Cette technique permet par la suite de sélectionner les meilleurs descripteurs et donc de réduire la dimension du problème. Ainsi Zhang & Huang (2013) ont réduit le nombre de descripteurs de 86 à environ 30 en fonction des sujets, Mannini & Sabatini (2010) sont passé de 85 à 17 descripteurs, et Wang *et al.* (2010) ont diminué le nombre de descripteurs de 57 à 13.

On peut aussi noter l'algorithme d'orthogonalisation de Gram-Schmidt sur l'ensemble des descripteurs par rapport au vecteur de label de la situation. Cet algorithme va déterminer un ordre des descripteurs en fonction de sa corrélation avec le vecteur de label de la situation. Il va aussi empêcher de sélectionner des descripteurs fortement corrélés entre eux (Dreyfus 2013a). Si l'on ajoute des descripteurs aléatoires à l'ensemble des descripteurs calculés, il est possible d'obtenir un critère pour diminuer le nombre de descripteurs total (Dreyfus 2013a, Stoppiglia *et al.* 2003). Pourtant, cette technique n'a jamais été appliquée à la reconnaissance de situations dans le cadre de la marche.

Algorithmes de classification

Il existe un grand nombre d'algorithmes de classification supervisés, mais on peut noter parmi les plus fréquemment utilisés les k proches voisins, les machines à vecteurs de support, l'analyse discriminante ou encore les arbres de décisions.

1. K proches voisins (K Nearest Neighbor KNN)

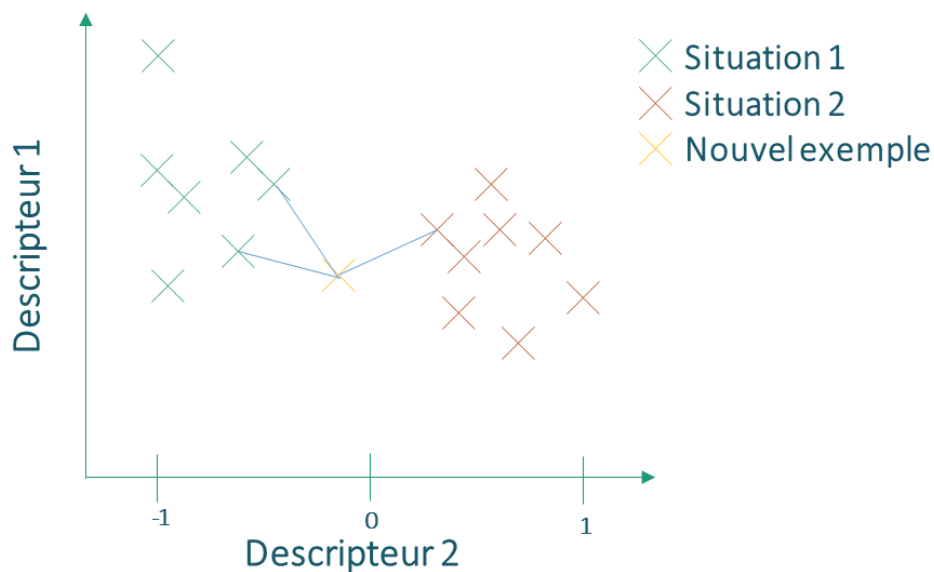


Figure II-7 — Exemple de fonctionnement des 3 proches voisins

Le principe des k proches voisins consiste à visualiser chaque nouvel exemple dans un hyperspace dont les dimensions correspondent aux descripteurs (Figure II-7). On calcule alors la distance de ce nouvel exemple avec l'ensemble des exemples de l'apprentissage. Les exemples d'apprentissage peuvent être classés grâce à cette distance et l'on va attribuer à ce nouvel exemple la classe majoritaire des k exemples d'apprentissage les plus proches (Preece *et al.* 2009b). Le fonctionnement de la reconnaissance peut être modulé en faisant varier le nombre d'exemples les plus proches ou en changeant la métrique de distance pour prédire la classe du nouvel exemple.

L'avantage de cette méthode est qu'elle permet de prédire la classe à partir de la similitude avec les points d'apprentissage, le temps d'apprentissage est donc nul pour cet algorithme. Le réglage de cet algorithme ne nécessite de fixer que deux paramètres : la fonction de distance, et le nombre de voisins. Cependant, cette technique impose de garder l'ensemble des données d'apprentissage pour prédire la classe de tout nouvel exemple, le temps de calcul de la distance avec l'ensemble des exemples d'apprentissage peut être important pour une application temps réel (Ngo *et al.* 2015). Le comportement de l'algorithme peut être très sensible aux descripteurs surnuméraires et au bruit dépendant de la fonction de distance utilisée. De plus, il est difficile d'interpréter les résultats quand un grand nombre de descripteurs sont utilisés.

Il existe plusieurs distances qui peuvent être utilisées. Parmi les plus communes, on peut noter la norme euclidienne (Altun *et al.* 2010, Laudanski *et al.* 2015, Liu *et al.* 2012, Preece *et al.* 2009a) et la distance de Manhattan (Ngo *et al.* 2014a, Sprager & Juric 2015) :

- Distance euclidienne = $\sqrt{\sum_i^n x(i)^2}$
- Distance de manhattan = $\sum_i^n |x(i)|$ avec $x(i)$ la valeur du ième descripteur

Pour le nombre de voisins, un nombre impair est préféré pour éviter les cas d'égalités entre deux classes. Un nombre plus grand que 1 permet d'être moins sensible aux données mal labellisées dans la base d'entraînement (Shoaib *et al.* 2016). Dans la littérature, 1 (Laudanski *et al.* 2015), 3 (Mariani 2012, Shoaib *et al.* 2016), 5 (Leutheuser *et al.* 2013) ou 7 (Altun *et al.* 2010) proches voisins sont utilisés (Tableau II-2 et Tableau II-3).

2. Arbres de décisions (Decision Tree DT)

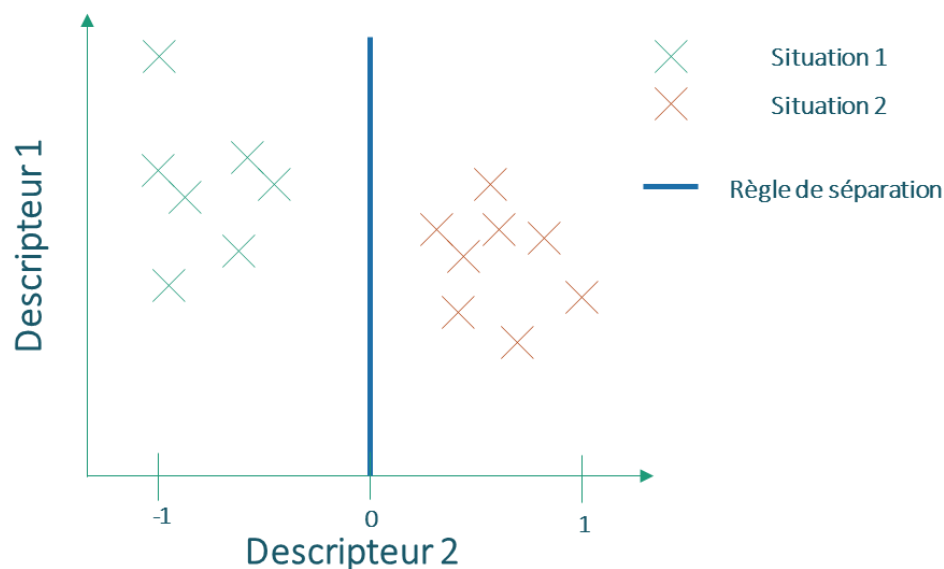


Figure II-8 — Principe de fonctionnement de l'arbre de décision

Le principe de l'arbre de décision est de tester successivement les caractéristiques d'un exemple pour lui attribuer une classe. Ces caractéristiques correspondent aux descripteurs et chaque test est appelé un nœud (Figure II-8). Les feuilles terminales de l'arbre constituent les classes finales. Chaque nœud crée au moins deux branches, à chacune de ces branches un nouveau nœud va être créé et ainsi de suite. Si dans une branche une seule classe est présente alors il n'y aura plus de nouveau nœud créé sur cette branche. Une branche n'aboutissant pas sur un nœud est appelée feuille. La création de nœuds est basée sur un critère. Le plus simple est la pureté de la branche représentant le nombre d'exemples de la classe majoritaire par rapport au nombre total d'exemples appartenant à cette branche. Lorsque ce critère est unitaire alors, la branche est dite pure et peut donc devenir une feuille. À la création d'un nouveau nœud, ce même critère détermine le descripteur qui améliore la pureté de chaque branche fille ainsi que le seuil associé à ce descripteur.

L'idée est d'essayer de séparer les différentes classes à l'aide de chaque descripteur puis de sélectionner le descripteur permettant de minimiser la métrique d'erreur de classification (Guyon *et al.* 2006). Il existe différentes variantes pour la construction des arbres de décision, les plus connus sont le CART (Breiman *et al.* 1984) et le C4.5 (Quinlan 1993). Ces variantes changent notamment le critère de décision de la séparation de nœuds. Il en existe plusieurs, dont l'indice de diversité de Gini, le critère de Twoing, et le gain d'information :

- Indice de diversité de Gini (Breiman *et al.* 1984)

$$1 - \sum_i p^2(i),$$

i correspondant à la classe, p la fraction de la classe i dans le nœud

Si le nœud est pur alors l'indice de Gini est nul, sinon il est positif.

- Règle de Twoing (Breiman *et al.* 1984)

$D(i)$ et $G(i)$ fraction des membres la classe i dans les branches droite/gauche après séparation du nœud parent.

$$\max_{\text{séparations}} (P(D) \cdot P(G) \cdot (\sum_i |G(i) - D(i)|)^2)$$

$P(D)$ & $P(G)$ fractions des observations dans les branches enfant droite/gauche.

- Gain d'information (Quinlan 1993)

$$-\sum_i p(i) \log(p(i))$$

De même pour l'index de Gini.

Ces deux algorithmes d'arbre de décision (CART et C4.5) gèrent nativement les descripteurs catégoriques (type oui/non) et numériques. Ils permettent de gérer les descripteurs avec des données manquantes. Cela signifie qu'un descripteur non défini dans une classe pourra quand même être utilisé. La différence entre les deux algorithmes est que le CART évalue l'impureté des nœuds (indice de diversité de Gini et critère de Twoing) alors que le C4.5 mesure le gain d'information pour définir les nœuds. Les DT sélectionnent automatiquement les descripteurs, la réduction de dimension n'a alors pas besoin d'être réalisée en amont de cet algorithme. De plus, le modèle final est intelligible puisqu'il décrit un à un les descripteurs et les seuils utilisés. Cependant, ces atouts sont limités lorsque deux classes sont séparables par combinaison linéaire de deux ou plusieurs descripteurs.

Le problème majeur de cet algorithme est sa faible capacité à la généralisation. Pour pallier cela, des méthodes existantes ajustent le nombre de règles pour obtenir un modèle généralisable (Duda O. *et al.* 2000). Pour les études portant sur le sujet non amputé, cet algorithme est régulièrement utilisé (Bao & Intille 2004, Coley *et al.* 2005, Guiry *et al.* 2014, Karantonis *et al.* 2006, Ravi *et al.* 2005, Shoaib *et al.* 2016 ; Tableau II-3). Mais chez le sujet amputé de membre inférieur, seuls Zhang *et al.* (2011b) et Mariani (2012) ont utilisé cet algorithme (Tableau II-2, p. 84). D'autres auteurs ont choisi de créer des arbres de décision manuellement pour différencier les situations de locomotion (Mariani 2012, Redfield *et al.* 2013, Zhang *et al.* 2011b).

3. Analyse discriminante (Linear Discriminant Analysis LDA)

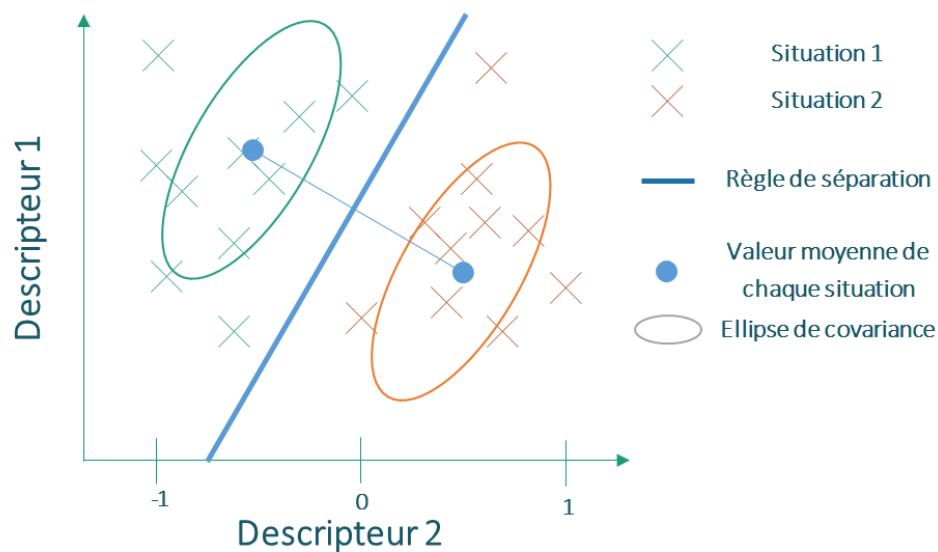


Figure II-9 — Principe de fonctionnement de la LDA

L'analyse discriminante est un outil statistique très régulièrement utilisé. Cet algorithme permet de déterminer des vecteurs combinaisons linéaires des descripteurs permettant de maximiser l'écart moyen entre les classes ou maximiser la variance interclasses. Pour un problème à K classes, l'algorithme va proposer un espace à dimension K-1 permettant de maximiser la différence entre les moyennes de chaque classe par combinaison linéaire des descripteurs (Figure II-9). Sa simplicité et son efficacité en font un outil largement utilisé à la fois pour sélectionner des descripteurs et pour faire de la classification multi classes. Il est notamment utilisé par l'équipe de la URI (Du *et al.* 2012) et celle de la RIC (Young & Hargrove 2016) ou encore dans les travaux de thèse de Mariani (Mariani 2012) pour les sujets amputés de membre inférieur et par plusieurs auteurs chez les sujets non amputés (Miller *et al.* 2013, Sugimoto *et al.* 2010, Zhang *et al.* 2012). Cependant, le modèle est très difficile à interpréter lorsqu'un grand nombre de descripteurs est utilisé.

4. Machine à vecteurs support (Support Vector Machine SVM)

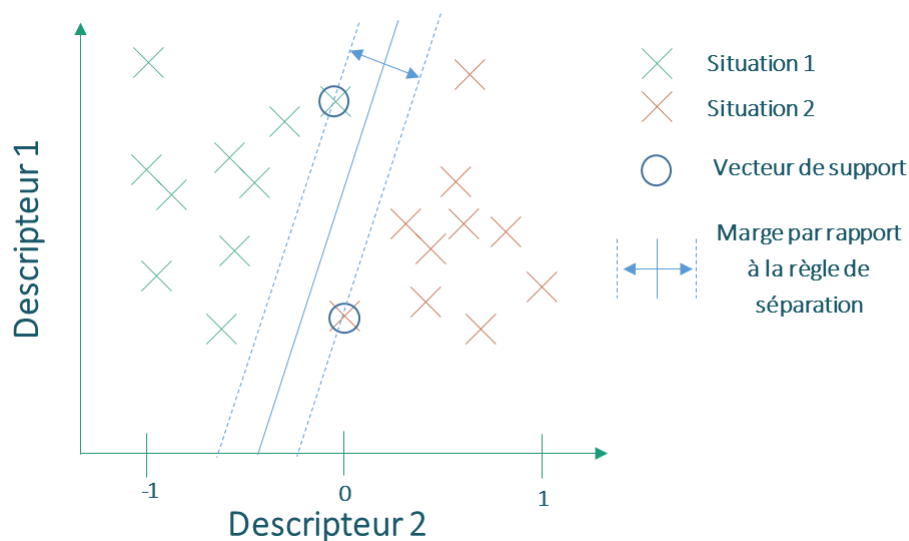


Figure II-10 — Principe de fonctionnement du SVM

Le principe de cet algorithme est de trouver un hyperplan permettant de séparer au mieux deux classes dans l'espace défini par l'ensemble des descripteurs. Dans le cas où deux classes peuvent être séparées parfaitement, il existe une infinité de plans permettant cette séparation. Pour chacun de ces plans, on peut définir des vecteurs support qui correspondent aux points les plus proches de l'hyperplan selon une métrique définie. On appelle alors « marges » les deux droites parallèles à l'hyperplan passant par deux vecteurs de supports. On peut alors définir la distance entre les deux marges selon la normale à l'hyperplan. L'hyperplan optimal est alors trouvé en maximisant cette distance. La marge correspond donc à l'intervalle de confiance. Dans le cas où il n'existe pas de séparation linéaire, une fonction permettant d'appliquer une transformation à l'espace de représentation des données va être appliquée. Cette fonction est aussi appelée le noyau. Il en existe de plusieurs formes : linéaire, polynomiale, gaussien. Dans le cas où les deux classes ne peuvent pas être séparées parfaitement, on peut définir la perméabilité de la marge pour trouver l'hyperplan optimal (Cortes & Vapnik 1995). Cette perméabilité permet d'autoriser que des exemples se trouvent dans la marge. Ils sont alors utilisés comme vecteurs de support.

Cet algorithme a l'avantage de déterminer une seule loi sur l'ensemble des descripteurs pour séparer deux classes. Il est, de plus, assez robuste au bruit de mesure puisqu'il ne sélectionne que les exemples proches de l'hyperplan. Dans la littérature, il est régulièrement utilisé et a montré de bons résultats de généralisation sur des jeux d'apprentissage réduits (Lau *et al.* 2009). Cependant, l'algorithme ne sélectionne pas les descripteurs et ne permet que de la classification biclassées. De plus, plusieurs paramètres doivent être réglés pour son bon fonctionnement (forme du noyau ; perméabilité de la marge...) et il prend très mal en compte les descripteurs catégoriques (du type oui/non) (Cornuéjols & Miclet 2010, Dreyfus 2013b).

Il existe des méthodes pour généraliser cet algorithme aux problèmes multiclassées en

construisant un modèle composé de plusieurs SVM biclasses. Dans la littérature pour un problème à X classes, X SVM une classe contre toutes les autres (1vs.all – Altun *et al.* 2010, Lau *et al.* 2009) ou X (X-1)/2 SVM une classe contre une autre (1vs.1 – Huang *et al.* 2011, Liu *et al.* 2012, Miller *et al.* 2013) sont les modèles généralement choisis (Tableau II-4, p. 98 et Tableau II-5, p. 99). Ce type d'algorithme ayant régulièrement montré de bonnes performances même avec peu de données, un certain nombre d'études l'ont utilisé pour faire de la reconnaissance de situations de locomotion dans la population de personnes non amputées (Guiry *et al.* 2014, Leutheuser *et al.* 2013, Liu *et al.* 2012, Mannini & Sabatini 2010, Ravi *et al.* 2005) ainsi que dans la population des personnes amputées de membre inférieur (Huang *et al.* 2011, Miller *et al.* 2013, Zhang & Huang 2013, Zhang *et al.* 2011a).

5. Autre algorithmes ou combinaisons d'algorithmes

Les auteurs travaillant sur le contrôle de prothèse font généralement plusieurs prédictions par cycle, pour prendre en compte l'ensemble de ces prédictions. Un vote à majorité (VM) peut être utilisé pour choisir l'estimation majoritaire sur les N dernières prédictions (Huang *et al.* 2011, Young *et al.* 2014a, Zhang & Huang 2013, Zhang *et al.* 2011a). Cette technique permet de limiter le nombre de faux négatif lors de la marche dans une même situation (Hernandez *et al.* 2015). Toutes ces études utilisent les 5 dernières prédictions (N=5) pour estimer si un changement de situation est nécessaire. Plus récemment, l'équipe du RIC a utilisé un réseau bayésien dynamique (RBN) pour incorporer aux informations des capteurs à l'instant de la prédiction celles aux instants précédents (Hargrove *et al.* 2015, Young & Hargrove 2016, Young *et al.* 2014b).

Par ailleurs, tous les algorithmes ne sont pas adaptés pour toutes les tâches de reconnaissance (Duda O. *et al.* 2000), plusieurs auteurs suggèrent qu'une combinaison d'algorithmes pourrait bénéficier de l'avantage de chaque algorithme utilisé sans les inconvénients (Kotsiantis *et al.* 2006, Leuenberger *et al.* 2014, Liu *et al.* 2012, Preece *et al.* 2009a, Theodoridis *et al.* 2008). Cependant, de telles combinaisons n'ont pas été retrouvées dans le cadre de la reconnaissance de situations de locomotion chez les sujets amputés ou non amputés.

c. Validation et évaluation

Une fois les données d'entraînement récoltées et le type d'algorithme choisi, il faut valider la complexité et évaluer le modèle final construit. Pour cela, on a besoin de mesurer les performances des modèles, et à partir de ces résultats de déterminer la complexité du modèle et enfin si possible évaluer le modèle sur des données indépendantes du jeu d'entraînement.

Métriques d'erreur

Avant de valider les modèles issus de ces algorithmes, il est nécessaire d'établir des métriques pour évaluer l'erreur. Dans la littérature, la précision, c'est-à-dire le taux de bonne réponse, est presque toujours rapportée. Certains auteurs rapportent aussi la sensibilité et la spécificité qui séparent les bonnes réponses en deux catégories correspondant respectivement au taux de vrai positif (exemples de la classe + classés dans la classe +) et au

taux de vrai négatif (exemple de la classe – classés dans la classe -). Si l'on déplace le seuil (ligne pointillée) sur le descripteur, alors le nombre d'exemples appartenant à chacune des classes vont varier. Le vrai négatif correspond aux exemples de la « classe - » à gauche du seuil, tandis que le faux négatif correspond à l'ensemble des exemples de la « classe + » à gauche du seuil (Figure II-11).

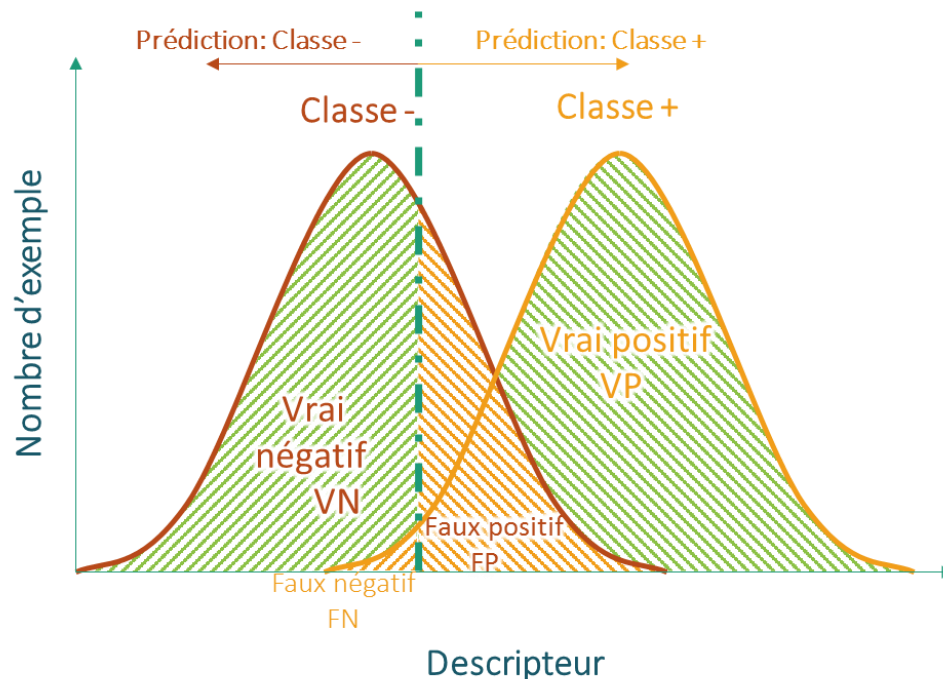


Figure II-11 — Distribution de probabilité et définition du vrai négatif, faux négatif, vrai positif et faux positif à partir d'un seuil

Ces taux sont alors calculés par les formules ci-dessous :

$$\text{Précision} = \frac{\sum VP + \sum VN}{\text{Total cycles}}$$

$$\text{Spécificité} = \frac{\sum VN}{\sum VN + \sum FP}$$

$$\text{Sensibilité} = \frac{\sum VP}{\sum VP + \sum FN}$$

Une dernière métrique est aussi régulièrement utilisée pour évaluer le modèle indépendamment de la distribution de chaque classe. Ce critère est basé sur la courbe ROC (*Receiver Operating Characteristic*) et correspond à la variation du taux de vrai positif (ou sensibilité) en fonction du taux de faux positif (ou 1— spécificité). Chaque point de la courbe est obtenu pour un seuil choisi sur un paramètre pour séparer deux classes. Cette courbe commence toujours à (0,0) et fini à (1,1). On balaye tous les seuils possibles sur le descripteur pour estimer la variation de ces taux et tracer la courbe ROC (Figure II-12).

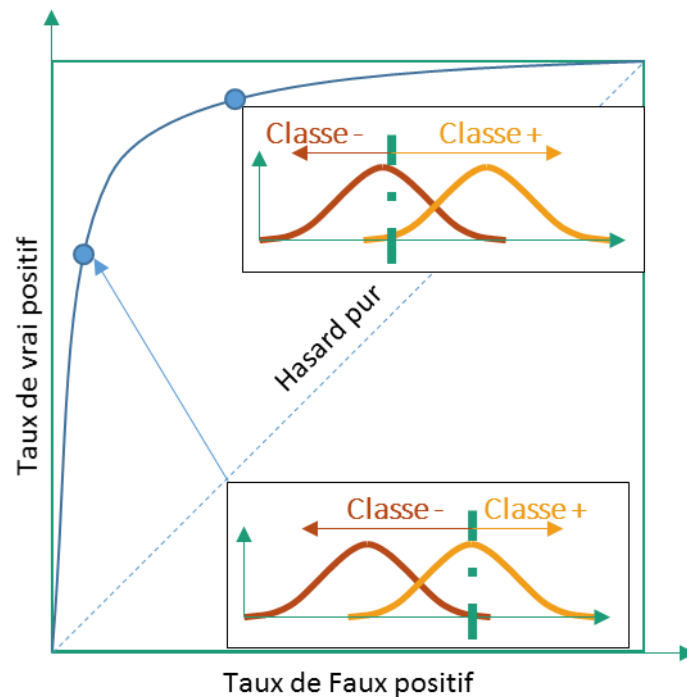


Figure II-12 — Courbe ROC de la classe + versus la classe - avec deux points caractéristiques en fonction du seuil sur un descripteur

L'aire sous cette courbe ROC (AUC) représente la capacité du paramètre à différencier les deux classes. Une aire de 0,5 correspond à un paramètre dissociant de manière aléatoire les deux classes. Une aire de 1 signifie qu'il existe au moins un seuil qui permet de totalement différencier les deux classes sans faux négatif ou faux positif. Une AUC proche de 1 permet de déterminer que l'algorithme a un taux de faux positif faible lorsque le taux de vrai positif est élevé, ce qui correspond à ce que l'on demande à un algorithme de classification (Olivares *et al.* 2012). Dans le cadre de la classification muticlasse, l'aire sous la courbe ROC peut être définie pour chaque classe par rapport à toutes les autres (Cornuéjols & Miclet 2010). Une moyenne de l'aire sous la courbe ROC de chaque classe par rapport à toutes les autres permet d'obtenir une évaluation du modèle. Cette mesure de l'erreur est insensible à la distribution des classes (Varol *et al.* 2009).

Complexité du modèle et validation de cette complexité

Chaque algorithme de classification a des paramètres qu'il faut régler pour obtenir les meilleurs résultats. Ces paramètres déterminent la complexité du modèle, par exemple le nombre de descripteurs utilisés ou encore le nombre de proches voisins pour le KNN. Aux extrêmes, un modèle trop peu complexe ne permettra pas de prédire correctement les classes par manque d'information et un modèle trop complexe ne sera pas généralisable puisqu'il aura appris par cœur les données d'entraînement. En fonction de la complexité du modèle, ses capacités de généralisation seront plus ou moins importantes et devront aussi être évaluées. Pour cela, les données vont être séparées en 2 parties. La première va servir à régler les paramètres du modèle tandis que la seconde va permettre d'évaluer l'erreur du modèle sur un jeu de données indépendant et ainsi vérifier qu'il est bien généralisable (Dreyfus 2013a,b). En fonction du nombre de données disponibles, le deuxième jeu de données peut

correspondre à 30 à 50 % du nombre total de données. Sur le premier jeu de données, il est nécessaire d'effectuer une validation croisée, le principe est d'entraîner le modèle avec les paramètres déterminés sur une sous-partie des données de validation et de tester le résultat sur d'autres sous-parties de ces données. La répétition successive d'entraînement et de test s'appelle la validation croisée. Elle permet d'évaluer la généralisation du modèle entraîné sur toutes les données. Dans la littérature, deux méthodes sont utilisées. Pour les modèles sujet-dépendant, un *k-fold* est généralement effectué (Miller *et al.* 2013, Ravi *et al.* 2005, Shoaib *et al.* 2016, Varol *et al.* 2010 ; Tableau II-4 et Tableau II-5). Les données sont séparées en *k* jeux de données, et les *k* modèles entraînés sur chaque *k-1* jeux de données sont testés successivement avec le jeu de données restant. L'extrême de cette technique est appelé *leave one out* et correspond à un *k-fold* avec *k* le nombre d'exemples dans le jeu de validation croisée. L'équipe du RIC, ayant des problématiques de déplacement des électrodes EMG entre deux journées de test, utilise un *leave one trial out*. Cela permet d'établir la complexité nécessaire au modèle pour reconnaître les situations malgré des signaux EMG légèrement différents (Spanias *et al.* 2014 ; Young *et al.* 2014b, c). Pour des modèles sujet-indépendant, la généralisation du modèle peut être évaluée en faisant un *leave one subject out* (Preece *et al.* 2009a, Young & Hargrove 2016). Sur le même principe que le *k-fold*, chaque jeu de données correspond à un sujet et un modèle est établi à l'aide de l'ensemble des *k-1* sujets et testé sur le *k^{ème}* sujet. Ce type de validation évite d'ajouter de la complexité à un modèle pour mieux classer un seul sujet.

Test de l'algorithme sur un jeu de données indépendant

Dans un dernier temps, l'erreur du modèle est évaluée sur un autre jeu de données indépendant de celui utilisé lors de la validation croisée (Du *et al.* 2012, Hargrove *et al.* 2015, Mariani 2012, Zhang *et al.* 2011a). Pour certains auteurs l'algorithme est aussi évalué sur une ou plusieurs autres acquisitions en temps réel (Hargrove *et al.* 2013, 2015; Mariani 2012, Yuan *et al.* 2015, Zhang & Huang 2013, Zhang *et al.* 2011a, 2012 ; Tableau II-4). De manière générale, les modèles sont moins performants en temps réel que sur le jeu d'entraînement (Hargrove *et al.* 2015).

Cette 3^e étape est rarement réalisée dans la littérature puisqu'elle requiert un nombre de données initiales important. Or dans le contexte de la reconnaissance de situations de locomotion, le nombre de données est relativement limité.

Tableau II-4 — Validation et résultats de reconnaissance de situations chez les sujets amputés de membre inférieur (S= Sujet non amputé, TT= sujet amputé en dessous du genou, TF= sujet amputé au-dessus du genou ; KDA= sujets désarticulés de genou ; PA= Phase d'appui, PO= Phase oscillante, NB=Classification Naïve Bayésienne, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, RBD= Réseau bayésien dynamique, NL= Non linéaire, VM= Vote à Majorité, n/c= non communiqué, VC= Validation croisée, LOOCV= validation croisée par Leave one out, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out)

Auteur	Sujets	Algorithme	Validation	Test	Classes	SI	Précision (%) sur la VC	Précision (%) sur Test
Farrell & Herr 2011	2 TF 1 TT	NB	LOOCV		4		100 (max)	
Huang <i>et al.</i> 2011	5 TF	SVM (NL 1vs. 1), LDA + VM (5-15)	LOOCV		5		99 (PA), 95 (PO)	
Zhang <i>et al.</i> 2011a	1 TF	SVM (NL 1vs. 1) + VM (5)	n/c	15 parcours continus Temps-réel	6		n/c	98,36
Zhang <i>et al.</i> 2011b	1 TF	DT	50% parcours continus	50% parcours continus	6		n/c	98,12
Du <i>et al.</i> 2012	4+1 TF	LDA	LOOCV sur 50% des données	Sur 50% restant	5		n/c	~95 %
Mariani 2012	5 TT	CART(DT), KNN(3), LDA, DT manuel	Situation pures	Parcours	5	✓	98.6 98.6 98.6 94.5	45,5 58,3 57,8 89,6
Fan Zhang & He Huang 2013	4 TF	SVM (NL, 1vs. 1), + VM (5)	n/c	Parcours temps réel	7		~95%	95% 98% (avec l'ensemble des descripteurs)
Miller <i>et al.</i> 2013	5 SA 5 TT	LDA SVM (linéaire, 1vs. 1)	k fold k=33 (par parcours)		7		97.9 ±0,22 97.9 ±1,39	
Redfield <i>et al.</i> 2013	8 TF	Seuils préétablis	n/c	Parcours	5	✓	n/c	96.6 ±3
Young <i>et al.</i> 2014a	6 TF 2 KDA	RBD (Mech+EMG)	LOOCV (par parcours)		5		98.0 (pures) 87.8 (transitions)	
Spanias <i>et al.</i> 2014	4 TF	LDA (Mech)	LOOCV (par parcours) 20	20 parcours sur un jour différent	5		98 (pures) 85 (transitions)	85 (pures) 78 (transitions)
Young <i>et al.</i> 2014b	6 TF	LDA (Mech+EMG)	LOOCV (par parcours)		5		96 (pures) 82 (transitions)	
Hargrove <i>et al.</i> 2015	7 TF	LDA (Mech), RBD (EMG+ Mech)	LOOCV	Parcours temps réel	5		93.7 97.1	85.9 92.1
Yuan <i>et al.</i> 2015	9 (6 SA – 3 TT)	Logique floue	1/3 des parcours	2/3 des parcours (temps réel)	5	✓	n/c	98.74 ± 0,32
Young & Hargrove 2016	8 TF	RBD (situation spécifique)	LOSOCV		5	✓	88% (pures) 85% (transitions)	

Tableau II-5 — Validation et résultats de reconnaissance de situations chez les sujets non amputés (SA= Sujet non amputé, O=Sujets âgés LBP=Sujets lombalgiques, NL= Non linéaire, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, GMM= Modèle de mélanges gaussiens; VC= validation croisée, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out)

Auteur	Sujets	Algorithme	Validation	Test	Classes	SI	Précision (%) sur la VC	Précision (%) sur Test
Bao & Intille 2004	20 SA	C4.5 (DT), KNN	LOSOCV		20	✓	84,3±5,18 82,7± 6,4	
Coley et al. 2005	10 SA 3 O 7 LBP	Seuils	n/c	Parcours libre	2	✓	n/c	100 (max)
Ravi et al. 2005	2 SA	C4.5 (DT) KNN, SVM	10 fold		8	✓	98,53 99,26 98,16	
Karantonis et al. 2006	6 SA	Seuils	n/c	Taches différentes	10	✓	n/c	90.8 ±6,4
Preece et al. 2009a	2 SA	KNN (4 IMU + FT) KNN (IMU tibia seul + FT)	LOSOCV		8	✓	96 (max) 88	
Mannini & Sabatini 2010	20 SA	C4.5 (DT) SVM, KNN (Euclidienne)	7 fold		7		93,0 97,8 98,3	
Wang et al. 2010	12 SA	GMM	6 fold (2 sujets/fold)		7	✓	82,46	
Liu et al. 2012	50 SA	SVM(1vs all ; NL) ; KNN (Euclidienne)	5 fold	LOSOCV	13	✓	n/c	88.1 ±10,1 (max) 83.9 ±15,4 (max)
Leutheuser et al. 2013	23 SA	CART (DT), KNN (5), SVM (NL)	LOSOCV		13	✓	83.96 85.48 87.36	
Guiry et al. 2014	10 SA	C4.5 (DT), CART(DT), SVM (NL)	n/c		9	✓	94,60 94,73 93,52	
Ngo et al. 2015	460 SA	SVM ?	~50% (sujets)	o50 % (sujets)	5	✓	n/c	93,36
Shoaib et al. 2016	10 SA	KNN, CART (DT)	10-fold stratified		13		n/c	

Résultats

Lors de ces validations (croisée ou sur un jeu de données indépendantes), certains auteurs ont comparé les résultats sur un même jeu de données en faisant varier le nombre de répétition du parcours, le type de descripteurs utilisés, le type d'algorithme de reconnaissance, des modèles sujet-dépendant de ceux sujet-indépendant, ou encore le nombre de sujets utilisés pour l'apprentissage du modèle sujet indépendant.

Pour les études portant sur les sujets amputés de membre inférieur, l'équipe du RIC a montré que 5 répétitions du parcours permettaient de bonne performance à la reconnaissance de situations mais que l'ajout d'autres répétitions n'améliorait pas de manière significative les performances (Young *et al.* 2014c). Young *et al.* (2014c) ont aussi montré que 2 fenêtres (une à l'appui talon et l'autre au décolllement du pied) de 250 ms permettaient de maximiser les performances de la reconnaissance de situation pendant les transitions ainsi que lorsqu'il n'y avait pas de changement de situation, et confirmé par une seconde étude avec une taille de fenêtre de 300 ms (Young *et al.* 2014b).

Pour les études portant sur les sujets non amputés, plusieurs auteurs se sont intéressés à trouver le nombre minimal de capteurs qui peuvent être utilisés. En effet, si l'on souhaite avoir une observance importante du port d'un système, celui-ci doit être le plus léger et le moins encombrant possible. De plus, tout capteur consomme de l'énergie, et une réduction du nombre de capteurs entraîne aussi une réduction du poids des batteries pour une même autonomie. L'emplacement des capteurs et leurs combinaisons ont été étudiés par plusieurs auteurs. Preece *et al.* (2009a) ont notamment montré que les accéléromètres placés sur une zone allant des membres inférieurs jusqu'au bas du dos étaient ceux qui donnaient le plus d'information pour différencier le plat de la montée et de la descente d'escalier, observations qui confirment celles de Bao & Intille (2004). Sholaib *et al.* (2016) ont aussi démontré que l'utilisation combinée de capteurs inertiels au niveau du poignet et de la hanche avec une fenêtre courte (2s) permet d'avoir de meilleurs résultats qu'un seul capteur inertiel pour des situations de locomotion à plat, de course ou de marche en escalier. Liu *et al.* (2012) ont trouvé aussi que des accéléromètres au niveau de la hanche et du poignet contribuaient chacun à environ 40 % de la reconnaissance de situation de locomotion, tandis qu'une ceinture de ventilation ne contribuait qu'à 20 %.

Pour les études portant sur les sujets amputés de membre inférieur, le type de capteurs a aussi été étudié. Huang *et al.* (2011) ont montré que les EMG permettaient d'obtenir de meilleures performances que l'utilisation d'un capteur 6 composantes. En contradiction, la RIC a testé différents groupes de capteurs (Figure II-13), montrant des résultats similaires entre l'utilisation d'une seule centrale inertielle ou 9 électrodes EMG. Pour ces deux équipes, la combinaison des EMG avec d'autres capteurs améliore les performances (Huang *et al.* 2011, Young *et al.* 2014a).

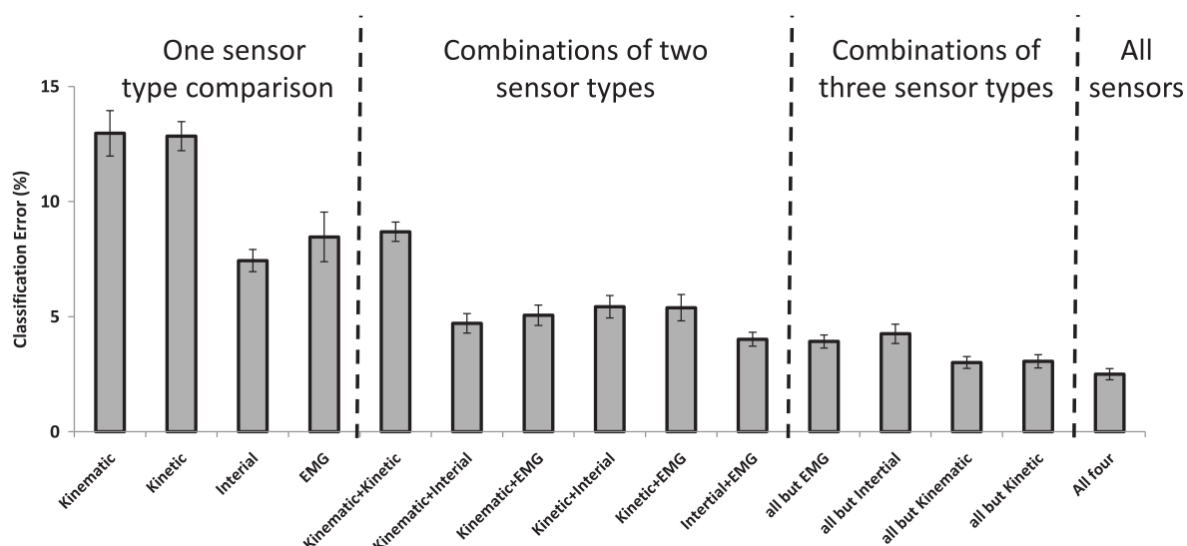


Figure II-13 — Influence des capteurs sur la performance de la reconnaissance de situation (Young et al. 2014a)

Comme discuté précédemment, tous les descripteurs n'ont pas le même coût de calcul en embarqué. L'apport de certains descripteurs lourds à calculer doit donc être démontré. Preece *et al.* (2009a) ont ainsi comparé les résultats de modèles KNN entraînés à l'aide de certains descripteurs. Les descripteurs issus des transformées en ondelettes donnent de bien moins bons résultats que ceux issus du domaine temporel et fréquentiel. Liu *et al.* (2012) ont noté que les descripteurs du domaine temporel donnaient de meilleurs résultats que ceux du domaine fréquentiel.

Plusieurs études ont comparé les performances de différents algorithmes comme le SVM. Pour la population des sujets amputés, l'URI a montré qu'un SVM à noyau non linéaire obtenait de meilleurs résultats que le LDA (Huang *et al.* 2011). Cependant, Miller *et al.* (2013) notent que les performances d'un SVM à noyau linéaire sont très similaires à ceux d'un LDA. Or le LDA a un coût de calcul plus faible lors de l'entraînement et l'estimation. On trouve des résultats similaires ou supérieurs entre cet algorithme et le KNN, ou l'arbre de décision chez les sujets non amputés (Guiry *et al.* 2014, Leutheuser *et al.* 2013, Liu *et al.* 2012, Mannini & Sabatini 2010, Ravi *et al.* 2005). Mais Liu *et al.* (2012) ajoutent que cet algorithme est trop lourd pour être implémenté en embarqué si un apprentissage par renforcement est ajouté puisqu'il nécessite d'enregistrer l'ensemble des vecteurs de supports pour recalculer les marges.

Plusieurs auteurs ont rapporté des difficultés à distinguer la marche à plat aux pentes faibles. Wang *et al.* (2010) ont développé un modèle pour reconnaître les situations de locomotion à plat, 4 situations de pente ($\pm 3^\circ$ et $\pm 10^\circ$) et 2 situations d'escaliers ($\pm 28^\circ$) sur des sujets sains. Ils ont pu remarquer que les pentes faibles étaient régulièrement confondues avec le plat et les pentes fortes avec l'escalier. Ces confusions peuvent s'expliquer par des stratégies de marche similaires entre le plat et la pente faible ou entre l'escalier et la pente forte. Ces difficultés ont aussi été notées par d'autres auteurs (Ngo *et al.* 2014a, Young & Hargrove 2016). Pour aller plus loin, Yuan *et al.* (2015) ont vérifié la robustesse de leur modèle,

entraîné sur une seule inclinaison, sur des inclinaisons d'escalier et de pentes différentes. Une augmentation des erreurs pour les faibles inclinaisons en pente et en escalier comme pour les autres auteurs a été montrée.

Un dernier point qui a été étudié dans la littérature est la comparaison de modèles sujet-indépendant à des modèles sujet-dépendant. L'intérêt d'un modèle sujet-indépendant est sa capacité à donner une estimation sans jamais avoir été entraîné sur le sujet auparavant. En effet, un modèle sujet dépendant requiert un certain nombre de données avant d'obtenir des performances acceptables. Sur un nombre de données similaires, les modèles sujet-spécifique obtiennent des résultats légèrement supérieurs (Bao & Intille 2004). Mais dans le contexte de la reconnaissance de situations, la taille des jeux de données est souvent faible. Ce qui rend les modèles sujet-indépendant intéressants dans leurs capacités à généraliser sur un plus faible nombre de données mais un grand nombre de sujets. La RIC a étudié plusieurs algorithmes, sujet dépendant, partiellement sujet dépendant ou sujet-indépendant (Young & Hargrove 2016).

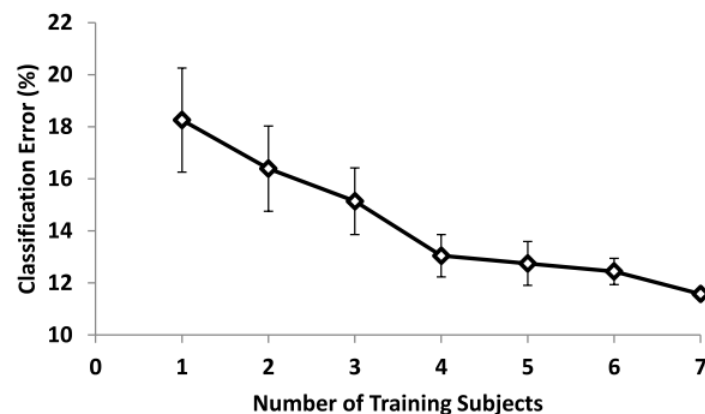


Figure II-14 – Variation de l'erreur (précision) d'un modèle sujet-indépendant en fonction du nombre de sujets ajoutés à l'entraînement et écart type sur 5 modèles différents (issu de Young & Hargrove 2016)

L'ajout de nouveaux sujets améliore toujours les modèles sujet-indépendant dans leur étude (Figure II-14), mais les erreurs restent bien plus importantes que celles observées sur les modèles sujet dépendant. En termes de temps, l'acquisition de données suffisantes pour un nouveau sujet est de 2 à 3 heures pour un modèle sujet-dépendant, alors que le modèle sujet-indépendant est utilisable dès les premiers pas (Young & Hargrove 2016).

d. Conclusion

En conclusion, l'apprentissage automatique nécessite de suivre une méthodologie afin d'obtenir un modèle final généralisable. La diversité des choix possibles à chaque étape de cette méthodologie rend la comparaison à la littérature difficile (Preece *et al.* 2009b). Pour que le suivi d'activité soit efficace, il faut que le système soit peu encombrant, l'emplacement et le nombre de capteurs ont donc un rôle important. Les capteurs inertiels (accéléromètre, gyroscope) et autres capteurs cinématiques ou dynamiques (capteurs d'angle, ou d'efforts et de moments) ont montré de bonnes performances dans ce cadre. De plus, les situations de

locomotion étant des activités cycliques, une taille de fenêtre d'un cycle (environ 1 seconde) ou plus courte est suffisante par rapport aux fenêtres de l'ordre de la seconde utilisées dans les études portant sur des sujets non amputés. Dans le cadre du contrôle d'une prothèse, une fenêtre plus courte que le cycle est nécessaire pour que le microprocesseur puisse modifier le comportement de la prothèse pour le cycle suivant.

Pour que les modèles de reconnaissance soient utilisables en embarqué, le coût de calcul des descripteurs doit être faible, ce qui limite l'utilisation de descripteurs du domaine fréquentiel ainsi que le nombre de descripteurs. Pour les différents algorithmes de classification, aucun ne surpasse les autres de manière significative pour toutes les classes testées. Cependant on peut noter que peu d'auteurs ont tenté une combinaison de différents algorithmes.

Enfin, pour évaluer complètement un algorithme, il est nécessaire d'acquérir suffisamment de données pour pouvoir évaluer le modèle sur un jeu de données indépendant. Une dernière évaluation dans un environnement moins contrôlé doit aussi permettre de vérifier le comportement du modèle dans des situations non comprises dans le modèle (assis-debout, devers, ...).

Chapitre 2. Travaux personnels : Caractérisation de la locomotion et reconnaissance de situation à partir capteurs embarqués de la prothèse genou-cheville

Cette partie concerne les travaux personnels visant à quantifier l'activité de l'utilisateur du SPCM de PROTEOR à l'aide des capteurs intégrés à la prothèse. Les capteurs utilisables pour cette quantification sont donc limités ainsi que les capacités de calcul pour une application embarquée. Nous avons vu dans la revue de littérature qu'il existe différents moyens de quantifier l'activité de l'utilisateur de la prothèse à partir de capteurs embarqués. On peut séparer cette quantification en deux parties distinctes, la première concerne la quantification de paramètres de la marche ou de l'environnement, la seconde concerne la classification des situations de locomotion rencontrées. Les travaux de la première partie sont destinés à être calculés par le SPCM en temps réel dans une future version. Ces informations pourront ensuite être utilisées pour modifier le comportement du SPCM. En routine clinique, la vitesse de marche est un paramètre régulièrement utilisé pour quantifier la capacité physique du sujet (Brooks *et al.* 2001, Crapo *et al.* 2002, Heinemann *et al.* 2014, Resnik & Borgia 2011). Nous avons donc choisi d'estimer ce paramètre dans un premier temps. Cependant, en fonction de l'inclinaison de la pente, l'effort physique à une même vitesse n'est pas identique (Silder *et al.* 2012). Pour cette raison, un estimateur de la pente a été évalué dans un second temps. Enfin, des algorithmes de reconnaissance des situations rencontrées ont été entraînés et évalués dans un troisième et dernier temps.

2.1. Quantification de paramètres de la marche ou de l'environnement

a. Vitesse de marche

Introduction

Au cours des deux dernières décennies, les genoux à microprocesseurs capables de contrôler la phase d'appui ainsi que la phase oscillante ont augmenté la sécurité et la qualité de vie des personnes amputées au-dessus du genou. Cependant, le niveau de preuve des études cherchant à quantifier cette amélioration est faible (Highsmith *et al.* 2010) et nécessite d'être augmenté dans les situations de la vie courante (Sawers & Hafner 2013). L'effet de ces dispositifs prothétiques sur l'activité de la personne dans sa vie courante a été évalué dans la littérature par la mesure de la cadence de marche, le nombre de pas ou alors la durée des sessions d'activité (Hafner *et al.* 2007, Klute *et al.* 2006). Ramstrand *et al.* (2007) ont tenté d'établir un lien entre cadence de marche et vitesse de marche. En effet, la vitesse de marche est régulièrement utilisée en routine clinique comme pour le test de 6 et 2 minutes (Brooks *et al.* 2001, Crapo *et al.* 2002). Cependant, la cadence n'est pas toujours corrélée à la vitesse de

marche, comme lors de piétinement ou en marchant dans différentes pentes puisque la longueur de pas varie (Sun *et al.* 1996).

Actuellement, de plus en plus de prothèses à microprocesseurs possèdent des centrales inertielles, intégrées dans le tibia prothétique, qui peuvent être utilisées pour estimer l'activité physique des personnes en vie réelle. Dans la littérature, plusieurs méthodes ont été décrites et évaluées pour différentes populations.

Plusieurs auteurs ont proposé d'utiliser un modèle cinématique des membres inférieurs pour estimer la vitesse de marche. Pour les sujets non amputés, Aminian *et al.* (2002) ont proposé un modèle cinématique plan de la phase d'appui et de la phase oscillante (Figure II-15 ; gauche) utilisant 3 gyroscopes placés sur les deux jambes et une cuisse adapté ultérieurement par Salarian *et al.* (2013) avec l'instrumentation des deux jambes. La limite majeure de cette méthode pour la population des sujets amputés de membre inférieur est la nécessité d'instrumentation de la jambe non appareillée, ce qui peut diminuer la compliance à un tel protocole. D'autres modèles ont été proposés afin d'estimer la vitesse de marche chez des personnes amputées au-dessus du genou en n'utilisant qu'une seule centrale inertielle et un modèle de la marche. Miyazaki a instrumenté la cuisse avec un gyroscope et a proposé un modèle plan unisegment de la phase oscillante (Figure II-15 ; droite ; Miyazaki 1997). L'étude de Lenzi *et al.* utilise une centrale inertielle intégrée à une jambe prothétique, mais le modèle utilisé n'est pas complètement décrit (Lenzi *et al.* 2014).

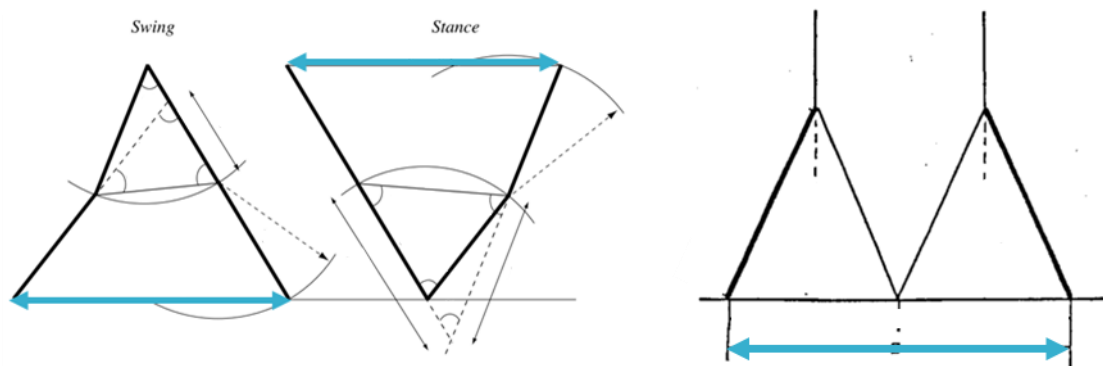


Figure II-15 — Modèles cinématiques de Aminian *et al.* (2002) (à gauche) et de Miyazaki (1997) (à droite) permettant de calculer la longueur de pas (doubles flèches bleues)

D'autres méthodes ont été proposées dans la littérature pour les sujets non amputés. Par exemple, l'apprentissage automatique a été utilisé par Aminian *et al.* pour estimer la vitesse de marche à partir d'un accéléromètre uniaxial placé sur le talon et une centrale tridimensionnelle au niveau de la ceinture pelvienne (Aminian *et al.* 1995). Si cette méthode a prouvé sa précision pour une personne, la généralisation à d'autres individus n'est pas immédiate à cause des problématiques de surapprentissage et de sensibilité au placement des capteurs (Duda O. *et al.* 2000, Sabatini 2006). La double intégration de l'accélération d'un point d'un segment du corps a aussi été utilisée pour évaluer la vitesse de marche. Une centrale inertielle est alors généralement placée sur le pied, pour bénéficier de l'état stationnaire du pied pendant une partie de la phase d'appui pour remettre à zéro l'intégration

(Mannini & Sabatini 2014, Sabatini *et al.* 2005). La conception de prothèses impose généralement le placement de la centrale inertielle dans la jambe prothétique plutôt que le pied. Li *et al.* (2010) et Yang *et al.* (2012) ont proposé une méthode de double intégration à partir des données d'une centrale placée sur la jambe. Cependant, cette méthode suppose que la vitesse angulaire de la jambe est quasi nulle au milieu de la phase d'appui (Li *et al.* 2010, Yang *et al.* 2012). Cette hypothèse est moins adaptée pour des personnes amputées au-dessus du genou à cause de l'absence de flexion de genou en phase d'appui à cet instant (Segal *et al.* 2006).

Dans ce contexte, la présente étude propose l'utilisation d'un modèle plan de la marche pour quantifier la vitesse de marche pendant la phase d'appui en n'utilisant qu'une seule centrale sur la jambe. Ce modèle, basé sur des hypothèses spécifiques à la marche des personnes amputées au-dessus du genou, a été utilisé avec les données provenant d'une centrale inertielle intégrée à un prototype de prothèse de genou-cheville (Bonnet *et al.* 2014a) et évalué en marche sur tapis roulant. Les résultats d'estimation de la vitesse de marche à partir de cette méthode ont été comparés à celle imposée par le tapis roulant. La justesse et la précision globale de cette méthode a été évaluée à l'aide d'un graphique de Bland et Altman, la variabilité interindividuelle a été évaluée en utilisant l'erreur quadratique moyenne et l'erreur quadratique moyenne normalisée.

Matériel et méthode

Modèle cinématique

La méthode d'estimation de la vitesse présentée ci-dessous est basée sur un modèle cinématique plan visant à estimer la vitesse du centre de masse pendant la phase d'appui. Le modèle est composé d'un pendule inverse simple considérant l'absence de flexion de genou pendant cette phase pour la population de personnes amputées au-dessus du genou (Segal *et al.* 2006). Le pelvis, la cuisse, la jambe et le pied sont alors considérés comme des solides rigides allant du centre de masse jusqu'au point de contact entre le sol et le pied. Comme présenté précédemment (Partie I.2.2.a, p. 29), le complexe pied-cheville peut être modélisé par un arc de cercle qui roule sans glisser sur le sol au cours de la phase d'appui (Hansen *et al.* 2004 ; McGeer 1990). Il est alors possible, à partir de ce modèle, de déterminer la vitesse instantanée du centre de gravité dans le repère global (R_0) en utilisant 4 paramètres : la hauteur du centre de gravité L , la vitesse angulaire de la jambe $\dot{\theta}$ par rapport au repère global, θ son orientation par rapport à la gravité ainsi que le rayon de courbure de l'arc r (Figure II-16).

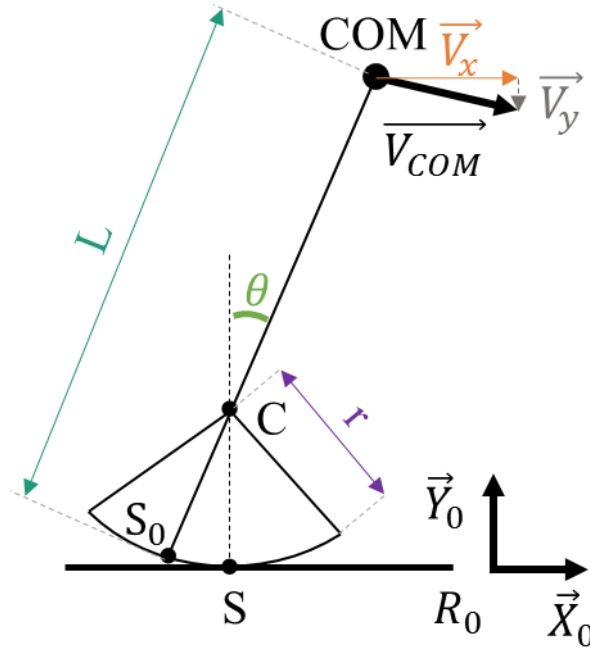


Figure II-16 — Modèle cinématique d'estimation de la vitesse du centre de gravité pendant la phase d'appui avec, la hauteur du centre de gravité L , θ son orientation par rapport à la gravité ainsi que le rayon de courbure de l'arc r , et V_{COM} le vecteur vitesse de déplacement du centre de gravité qui peut être décomposé en V_x et V_y dans le repère global (R_0)

$$\vec{V}(COM/R_0)_{R_0} = \vec{V}(C/R_0)_{R_0} + \vec{\Omega}(R_1/R_0)_{R_0} \wedge \overrightarrow{CCOM}_{R_0} = \dot{\theta} \cdot \begin{bmatrix} r + (L - r) \cdot \cos(\theta) \\ -(L - r) \cdot \sin(\theta) \\ 0 \end{bmatrix}$$

Équation II-1

Les paramètres r et L peuvent être estimés à partir de la stature du sujet (BH), correspondant respectivement à 19 % (Hansen & Childress 2004) et 58,81 % (Clauser *et al.* 1969) ce qui permet de simplifier l'équation ci-dessus.

$$\vec{V}(COM/R_0)_{R_0} \cdot \vec{x}_0 = V_x = \frac{BH \cdot \dot{\theta}}{100} \cdot (19 + 39,8 \cdot \cos(\theta))$$

Équation II-2

L'Équation II-1 permet d'obtenir une estimation de la vitesse de marche instantanée pendant la phase d'appui. Pour estimer la vitesse de marche pendant un cycle, la vitesse moyenne pendant le cycle de marche entier est supposée égale à la moyenne de V_x (Équation II-2) pendant la première moitié du cycle. Pour la détection des cycles, le capteur de moment à la cheville synchronisé avec la centrale inertielle du SPCM a été utilisé. $\dot{\theta}$ a été obtenu à partir de la centrale inertielle intégrée dans le tibia du SPCM et θ a été estimé avec un filtre complémentaire (Mahony *et al.* 2008).

Protocole expérimental

Neuf personnes amputées au-dessus du genou utilisant la prothèse de genou-cheville ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques peuvent être retrouvées dans le Tableau II-6. Tous les utilisateurs de la prothèse ont marché sur un tapis roulant à plat et à des vitesses de 0,56 m/s à 1,39 m/s par incrément de 0,28 m/s sauf un sujet qui n'a pas fait la condition à 1,39

m/s. Trois sujets ont aussi marché à 1,67 m/s.

Des conditions de marche en montée de pente à 5,7° ont aussi été testées par six sujets à vitesse confortable en fonction de leurs capacités. Les valeurs de vitesse de marche sont rapportées dans le Tableau II-6. Pour chaque couple de conditions vitesse-pente, sept à dix cycles ont été enregistrés à 50 Hz une fois le régime stationnaire établi. Quelques minutes de repos étaient autorisées entre chaque couple de conditions.

Tableau II-6 — Caractéristiques des sujets participants à l'étude

Sujet	Stature (m)	Masse (kg)	Intervalle de vitesse de marche à plat (m/s)	Intervalle de vitesse de marche en montée de pente 5,71 ° (m/s)
S1	1,86	73	0,56-1,67	0,83 ; 1,39
S2	1,94	85	0,56-1,67	1,11
S3	1,90	81	0,56-1,39	n/a
S4	1,87	83	0,56-1,39	n/a
S5	1,93	131	0,56-1,67	0,83
S6	1,59	61	0,56-1,39	0,83
S7	1,86	117	0,56-1,39	0,83
S8	1,57	60	0,56-1,11	n/a
S9	1,75	79	0,56-1,39	0,83

Pour chaque cycle enregistré, une estimation de la vitesse a été calculée. L'erreur d'estimation a ensuite été évaluée par rapport à la vitesse du tapis de marche. La vitesse du tapis de marche peut varier en fonction du poids de l'utilisateur, de la déformation de la bande, ou encore de la boucle de contrôle du moteur. Ces variations ont été estimées à moins de 4 % de la vitesse (Annexe B.a).

Analyse des données

Pour chaque sujet, l'erreur quadratique moyenne (RMSE = $\sqrt{\sum_{n=1}^N (V_{tapis} - V_{estimée})^2 / N}$ avec N le nombre de cycle) et l'erreur quadratique moyenne normalisée (NRMSE = $\sqrt{\sum_{n=1}^N ((V_{tapis} - V_{estimée}) / V_{tapis})^2 / N}$) entre l'estimation de la vitesse et la vitesse de référence ont été calculées pour tous les couples de conditions vitesse-pente. Les moyennes de ces erreurs pour chaque sujet ont ensuite été utilisées pour évaluer la reproductibilité intersujet pour chaque condition de pente. La moyenne et l'écart type de l'erreur entre l'estimation de la vitesse de marche et la vitesse du tapis ont aussi été calculés sur tous les cycles de marche à plat et en pente.

Résultats

La Figure II-17 présente l'estimation de la vitesse de marche ainsi que l'erreur d'estimation par rapport à la vitesse du tapis considérée comme la référence.

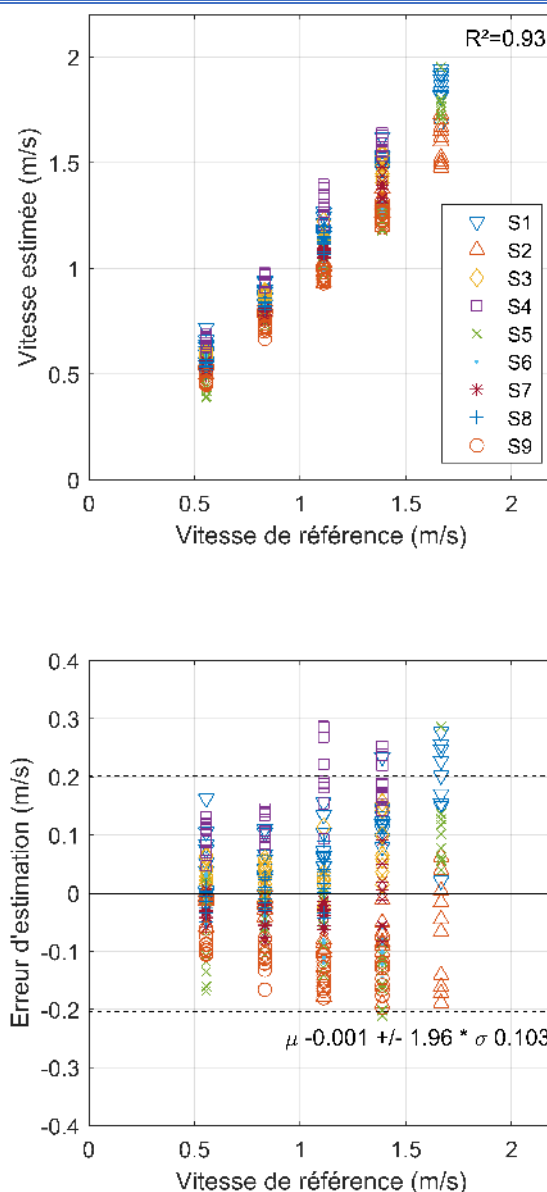


Figure II-17 — Estimation de la vitesse de marche par sujet et par condition de vitesse à plat par rapport à la vitesse de référence (Haut) et graphique de Bland et Altman correspondant à l'erreur d'estimation du modèle présenté

La méthode d'estimation de la vitesse de marche montre une bonne corrélation avec la vitesse de référence ($R^2 = 0,93$) pour tous les cycles à plat. La moyenne du NRMSE sur tous les sujets pour les conditions de marche à plat était de 8,93 % (écart type 4,36 %, min-max : 3,54 % – 16,53 %). Ces résultats correspondent à une erreur moyenne -0,002 m/s et un écart type de cette erreur entre les sujets de 0,088 m/s. Si l'on calcule cette erreur sur l'ensemble des cycles indépendamment des sujets, on trouve une erreur moyenne de $-0.001 \pm 0.103^\circ \text{m/s}$ comme rapporté Figure II-17. Pour l'ensemble des cycles estimés à plat de chaque sujet, le RMSE, NRSME, l'erreur moyenne et l'écart type de l'erreur peuvent être évalués comme reporté Tableau II-7. Pour les conditions en pente, la moyenne du NRMSE est de 9,58 % correspondant à $0,038 \pm 0,080 \text{ m/s}$ et avec un coefficient de corrélation élevé ($R^2=0,93$), ces résultats sont détaillés par sujets en annexe B.a.

Tableau II-7 — Erreurs d'estimation de la vitesse de marche par sujet lors de la marche à plat par rapport à la vitesse du tapis de marche

Sujets	RMSE (m/s)	NRMSE (%)	Erreur moyenne (m/s)	Écart type de l'erreur (m/s)
S1	0,125	10,5	0,103	0,071
S2	0,088	6,8	-0,063	0,062
S3	0,059	5,9	0,043	0,041
S4	0,163	16,5	0,152	0,061
S5	0,109	11,2	-0,047	0,099
S6	0,071	6,7	-0,056	0,044
S7	0,046	5,2	-0,029	0,036
S8	0,031	3,5	0,003	0,031
S9	0,130	13,9	-0,126	0,033
Moyenne	0,091	8,9	-0,002	
Écart type	0,044	4,4	0,088	

Discussion

Cette étude présente l'utilisation d'un modèle de la marche plan pour estimer la vitesse instantanée en utilisant seulement une centrale inertielle sur le tibia et la stature de la personne. Cette vitesse de marche a été moyennée pendant la phase d'appui et comparée à la vitesse du tapis considérée comme référence. L'erreur d'estimation obtenue pour neuf sujets amputés au-dessus du genou, est inférieure à 16,53 % à plat, ce qui est en accord avec les résultats rapportés par Lenzi *et al.* (8 % d'erreur, nombre de sujets non rapportés) et Miyazaki (<15 %, 7 sujets amputés du dessus du genou) (Lenzi *et al.* 2014, Miyazaki 1997). La moyenne de l'erreur d'estimation est très proche de celle rapportée par Aminian *et al.* (2002) avec deux membres inférieurs instrumentés sur vingt sujets non amputés ou la version modifiée de Salarian *et al.* (2013) validée sur dix sujets non amputés n'utilisant qu'un membre inférieur (erreur moyenne pour les deux modèles 0,07 m/s).

À notre connaissance, les méthodes précédemment proposées dans la littérature et développées pour les personnes non amputés requièrent presque toutes l'utilisation de capteurs sur d'autres parties du corps ou sur le pied (Aminian *et al.* 2002, Mannini & Sabatini 2014, Salarian *et al.* 2013). Le placement d'une centrale sur le pied compromet l'utilisation d'un pied prothétique générique puisqu'il est adapté à la pointure de chaque sujet. Seuls Yang *et al.* (2012) ont proposé une méthode pour calculer une estimation de la vitesse de marche en utilisant une centrale inertielle placée sur le tibia, mais celle-ci n'était pas adaptée pour la population de cette étude. Au contraire, le modèle proposé dans cette étude est spécifique aux personnes amputées au-dessus du genou et se révèle probant compte tenu des erreurs d'estimation évaluées.

Un autre avantage de cette méthode est qu'elle permet d'obtenir la vitesse instantanée, V_x , du centre de gravité pendant la phase d'appui avec uniquement une centrale inertielle sur le tibia prothétique. Dans la littérature au contraire, la longueur du pas est généralement utilisée ce qui ne permet pas d'estimer la vitesse de marche avant la fin du cycle complet.

Ainsi, tout changement de comportement de la prothèse, à partir de cette évaluation, ne sera possible qu'au cycle de marche suivant l'estimation (Aminian *et al.* 2002, Yang *et al.* 2012). Au contraire, avec la méthode décrite ici, la vitesse instantanée du centre de gravité, V_x , peut être moyennée sur l'ensemble de la phase d'appui et utilisée pour changer le comportement de la prothèse dès le début phase oscillante.

Comparée à la vitesse de référence du tapis, la méthode présentée sous-estime la vitesse moyenne. L'erreur moyenne peut venir d'une mauvaise estimation de la hauteur du centre de gravité avec le modèle anthropomorphique (Clauser *et al.* 1969), cette erreur d'estimation a été évaluée à environ $\pm 1\%$ de la stature (Virmavirta & Isolehto 2014). De plus, puisque le modèle cinématique est plan, les mouvements du pelvis dans le plan transverse, qui ont un impact sur la position du centre de gravité dans le plan sagittal, sont négligés. Cette méthode suppose aussi que la vitesse moyenne du centre de gravité pendant le cycle entier peut être obtenue à partir de son estimation pendant le demi-cycle. L'asymétrie induite par les compensations réalisées lors de la marche comme le *vaulting*, l'élévation de hanche ou encore la rotation du pelvis dans le plan transverse (Gailey *et al.* 2008) peuvent aussi avoir un impact sur cette dernière hypothèse. On peut aussi observer que la pente a un effet sur l'estimation de la vitesse de marche. L'erreur d'estimation augmente à 9,58 % pour la moyenne du NRMSE. Une partie de cette erreur peut être attribuée à la projection de la vitesse de déplacement dans le plan horizontal ($<1\%$ pour la pente testée). Une autre partie de l'erreur peut être attribuée à l'augmentation de l'asymétrie observée chez les sujets amputés au-dessus du genou dans cette situation (Schaarschmidt *et al.* 2012).

Finalement, l'erreur d'estimation de la vitesse de marche a été réalisée sur un tapis de marche, or certains auteurs rapportent de légères différences par rapport à la marche sur le sol (Riley *et al.* 2007). Cependant, les performances de la méthode ne devraient pas être impactées par ces différences puisque les hypothèses du modèle restent valides. De plus, même si le tapis de marche n'est pas complètement représentatif de la marche à plat, on peut espérer des résultats similaires à ceux quantifiés dans cette étude.

Pour conclure, cette étude présente une méthode d'estimation de la vitesse de marche pour les personnes amputées au-dessus du genou en utilisant une seule centrale inertielle sur le tibia prothétique. Une NRMSE moyenne de 9 % a été quantifiée sur neuf sujets amputés au-dessus du genou marchant sur un tapis roulant à plat et à différentes conditions de vitesse. En montée de pente à 5 %, la NRMSE augmente légèrement, mais reste acceptable ($<17\%$ NRMSE) pour une estimation de l'activité de la personne. L'évaluation de cette méthode devrait être poursuivie avec des acquisitions en environnement réel pour montrer la pertinence de cette estimation de la vitesse de marche des personnes amputées au-dessus du genou pendant des activités de la vie réelle, ouvrant la voie à un suivi de l'activité à l'aide des prothèses. Cependant, une marche rapide sur une pente forte n'a pas la même signification qu'une même vitesse à plat en termes d'activité physique. La pertinence de cette estimation pourrait donc être améliorée en connaissant la pente sur laquelle le sujet marche. Une étude pour prendre en compte la vitesse a été réalisée et peut être trouvée en annexe B.b.

Cette étude sur l'estimation de la vitesse de marche a été soumise à *Proceeding of the iMeche, Part H : Journal of Engineering in Medecine*. L'article peut être trouvé en Annexe C.

b. Estimation de la pente

Introduction

La marche des personnes amputées dans les situations de la vie courante a été grandement améliorée par le contrôle apporté par les microprocesseurs (Samuelsson *et al.* 2012). En pente, des difficultés de locomotion persistent, elles sont en partie expliquées par le manque d'adaptation de la mobilité de la cheville des pieds à restitutions d'énergie dans ces situations (Williams *et al.* 2009). En effet, comme développé dans la Partie I.2.2.a (p. 27), le comportement du système pied-cheville peut être en partie décrit par la relation entre le couple et l'angle de la cheville lors de la phase d'appui unipodale. Pour les pieds prothétiques sans système à microprocesseur, cette relation liant le couple à l'angle est constant quelle que soit la situation. Pour des situations comme la montée de pente nécessitant plus de dorsiflexion (Lay *et al.* 2006), l'utilisateur doit appliquer un couple plus important s'il souhaite atteindre une mobilité de cheville plus importante. Or nous avons vu précédemment que l'évolution du centre de pression dans le repère tibia permettait de définir le profil du solide rigide équivalent qui reproduirait le comportement du solide déformable lors de la marche (le ROS - Partie I.2.2.a, p. 29). Le ROS étant quasi-constante, l'utilisateur a peu de possibilités pour augmenter le bras de levier. Un couple plus important ne peut être atteint que par un effort plus important. Le poids de l'utilisateur étant fixe, la variation de mobilité possible est limitée à vitesse constante.

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont étudié ou développé des systèmes prothétiques permettant l'adaptation à la pente (Partie I.2.2.b, p. 32). La méthode d'estimation utilisée à partir des capteurs dans les systèmes prothétiques commercialisés n'est pas précisée par les constructeurs. Cependant, il est rapporté que ces adaptations par un microprocesseur ne sont pas instantanées puisque l'estimation est réalisée à chaque pas, l'adaptation ne peut être faite qu'au cycle suivant. Elle nécessite donc quelques pas pour être effective au risque de ne plus être nécessaire ou contreproductive (Nickel *et al.* 2014, Williams *et al.* 2009).

L'intérêt d'une telle adaptation en descente de pente est de permettre une mise à plat du pied plus précoce limitant ainsi le risque d'instabilité pendant la première phase de double appui (Struchkov & Buckley 2016). En montée de pente, une adaptation chez des sujets amputés en dessous du genou utilisateurs du Propriofoot™ semble donner une cinématique plus physiologique des membres inférieurs. Ainsi, une augmentation de la flexion de genou du côté prothétique (passant de $12 \pm 9^\circ$ à $20 \pm 8^\circ$ en mode adapté) et une réduction de la plantiflexion du côté controlatéral (passant de $18 \pm 5^\circ$ à $16 \pm 5^\circ$ en mode adapté) ont pu être observées dans cette situation (Fradet *et al.* 2010).

Deux principes sont décrits dans la littérature pour estimer la pente à partir d'une centrale inertielle sur le pied.

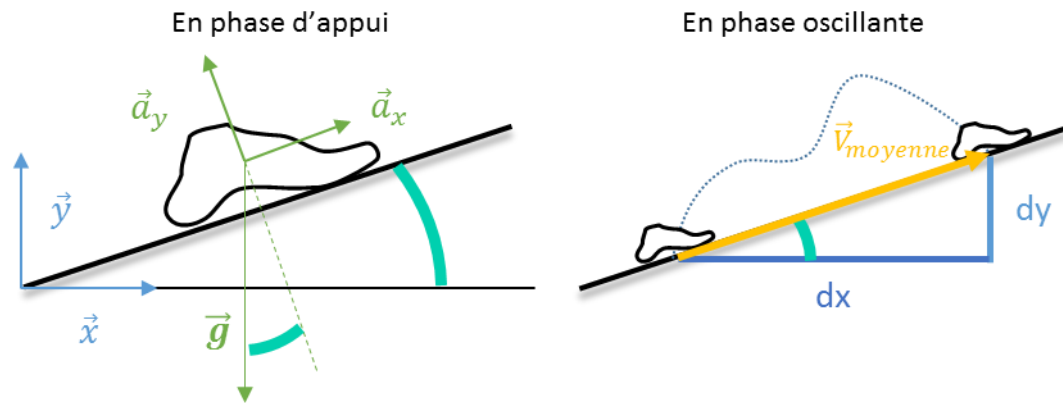


Figure II-18 — Méthodes de calcul de la pente à partir de centrales inertielles sur le pied en phase d'appui (inclinaison du pied), et en phase oscillante (rapport du déplacement du pied vertical et horizontal)

Le premier consiste à estimer la pente pendant la phase d'appui. Pour cela, l'orientation du pied par rapport à la verticale lors de la phase de pied à plat peut permettre d'estimer la pente comme proposé par Svensson *et al.* (2005) et testé sur un sujet non amputé. Cette méthode a aussi été mise en œuvre pour la prothèse de la Vanderbilt University par Sup *et al.* (2011) et testée par un sujet amputé au-dessus du genou. Cette méthode a l'avantage d'obtenir l'estimation de la pente pendant la phase d'appui, donnant la possibilité d'adapter le comportement de la prothèse en phase oscillante. Moufawad *et al.* (2016) ont aussi utilisé cette méthode combinée avec la mesure de l'altitude entre deux pas par un baromètre pour détecter des niveaux de pentes. Svensson *et al.* (2005), Sup *et al.* (2011) et Moufawad *et al.* (2016) ne rapportent pas les erreurs d'estimation, mais on peut estimer qu'elles sont de l'ordre de 1 à 2°. Cependant dans le cadre des systèmes prothétiques, le pied prothétique est adapté au poids, au niveau d'activité du sujet ainsi qu'à sa pointure, ce qui rend le placement de capteurs sur le pied difficile. De plus, la conception de prothèse impose aussi de placer le centre de masse de la prothèse le plus proximal possible pour diminuer l'inertie de la prothèse (Selles *et al.* 2004). Pour cette raison, la plupart des systèmes pied-cheville à microprocesseur embarquent l'ensemble de l'électronique au-dessus de la cheville (Propriofoot™, BiOM™) et évitent de faire passer des connexions électroniques à travers les articulations.

La seconde méthode, uniquement mise en œuvre dans la littérature sur des sujets asymptomatiques, consiste à estimer la trajectoire du pied pendant la phase oscillante (Figure II-18). La double intégration pendant la phase oscillante de la position d'une centrale placée sur le pied permet, par exemple, de déterminer la pente comme proposée par Sabatini *et al.* (2005). Yang *et al.* (2012) ont proposé une méthode similaire à partir d'une centrale sur le tibia reprise plus tard par Lopez *et al.* (2012) permettant d'estimer un vecteur vitesse moyen. Le rapport des déplacements ou vitesse moyenne horizontale et verticale permettent d'obtenir une estimation de la pente. D'autres auteurs, comme Jimenez *et al.* (2011), ont utilisé une combinaison de ces deux méthodes pour détecter la pente. Cependant, ces deux méthodes permettent d'obtenir une estimation de la pente *a posteriori*, l'adaptation à la pente aura donc toujours un cycle de retard sur la pente réelle.

L'apprentissage automatique peut également être utilisé pour estimer la pente à partir de

capteurs placés sur le corps du sujet. Cette technique a été testée à partir de signaux EMG obtenus à l'aide d'électrodes au niveau du membre résiduel de deux personnes amputées en dessous du genou par Chen *et al.* (2014). Un réseau de neurones estimant la pente a aussi été évalué par Aminian *et al.* (1995) à l'aide de centrales inertielles au niveau du talon et du bas du dos. L'apprentissage automatique peut permettre d'obtenir une estimation de la pente à partir de capteurs intégrés à la prothèse et pendant la phase d'appui, mais ils nécessitent une calibration et la généralisation à d'autres sujets est souvent difficile (Mannini & Sabatini 2014).

Pour cette raison, Chen *et al.* (2015) ont utilisé une estimation de la pente avec une centrale inertielle couplée à deux mesures d'EMG de surface des muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux résiduels. L'information de l'EMG permet alors de prédire la pente rencontrée. Cette solution a été testée sur un sujet amputé au-dessus du genou équipé d'un prototype de système de pied-cheville de la Pekin University. Il obtient sur ce sujet une erreur d'estimation de la pente de $0,92 \pm 0,82^\circ$.

Le SPCM embarque des capteurs dans le tibia prothétique. Or les méthodes généralement décrites dans la littérature utilisent une centrale inertielle sur le pied. De plus, de façon à adapter la cheville avant la phase d'appui suivante, l'estimation de la pente doit être faite au cours de la phase d'appui. Les méthodes d'estimation utilisant des informations au cours de la phase oscillante ne peuvent donc pas être utilisées. La problématique est donc d'estimer la pente à partir des capteurs présents dans le tibia prothétique à la fin de la phase d'appui de façon à permettre à la prothèse une adaptation en phase oscillante de la position neutre de la cheville. Pour cela une nouvelle méthode a été développée et évaluée avec plusieurs utilisateurs.

Matériel et méthode

Estimation de l'angle du tibia

La version actuelle du SPCM estime l'angle du tibia par rapport à la verticale à partir d'un filtre complémentaire linéaire. Ce filtre permet, en changeant la fréquence de coupure, de fusionner les estimations d'angle issues d'un accéléromètre et ceux issus d'un gyroscope (Mahony *et al.* 2008). En effet, le gyroscope permet par intégration d'obtenir une première estimation de l'angle. Cependant, l'erreur de justesse inhérente aux capteurs entache la vitesse angulaire d'une erreur aléatoire. L'erreur due à l'intégration de celle-ci est aussi appelée dérive. L'accéléromètre de l'autre côté permet de mesurer la gravité et les autres accélérations subies par la centrale. En faisant l'hypothèse que la centrale est quasi-statique, on peut alors estimer l'orientation de la centrale par rapport à la gravité. Mais ce capteur étant très sensible, le signal est bruité, rendant l'estimation de l'angle elle aussi bruitée. Le filtre complémentaire permet d'appliquer un filtre passe-bas sur l'estimation issue de l'accélération et un filtre passe-haut sur l'estimation du gyroscope. Le filtre est en fait une moyenne pondérée entre les deux estimations (Colton & Mentor 2007) telles que décrites dans l'équation suivante :

$$\hat{\theta}_t = a * (\hat{\theta}_{t-1} + \omega dt) + (1 - a) * \hat{\theta}_a$$

Avec : $\hat{\theta}_t$ l'estimation de l'angle au pas de temps t (°)

$\hat{\theta}_{t-1}$ l'estimation de l'angle au pas de temps précédent (°)

ω la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope (°/s)

dt la durée du pas de temps (s)

$\hat{\theta}_a$ l'estimation de l'angle issue de l'accéléromètre (°)

a le coefficient du filtre. $a \in] 0, 1 [$

Le coefficient « a » permet donc de faire varier le degré de confiance entre les signaux des deux capteurs. Pour rendre ce coefficient indépendant de la fréquence d'acquisition (F_a) on peut l'exprimer en fonction de la fréquence de coupure (F_c) (Roan *et al.* 2012) :

$$a \approx \frac{F_c}{\frac{1}{F_a} (1 + F_c \cdot F_a)}$$

L'estimation de l'orientation à partir de l'accélération peut se faire de différentes manières. Dans cette étude, un seul axe de l'accéléromètre lié au tibia a été utilisé. A_x est la projection de l'accélération sur l'axe antéropostérieur du tibia mesuré par une centrale inertielle intégré au tibia prothétique en g (9,81 m/s²) :

$$\hat{\theta}_a = \arcsin(A_x)$$

Pour des questions de domaine de définition de la fonction arcsinus, toutes les valeurs d'accélération au-dessus de 1g en valeur absolue ont été écrêtées.

Contrairement à d'autres algorithmes d'estimation de l'angle comme le filtre de Kalman, le filtre complémentaire peut facilement être calculé en embarqué avec une précision et une répétabilité acceptable (Mahony *et al.* 2008).

Modèle d'estimation de la pente

Pour estimer la pente, on utilise la relation entre le couple et l'angle de la cheville (Partie I.2.2.a, p. 27). Lorsque la butée de dorsiflexion de cheville est atteinte, la mobilité de la cheville n'est obtenue que par la déformation de la lame. Ce qui implique la relation :

$$C = k\phi + d$$

Avec C le couple à la cheville, ϕ l'angle de flexion de cheville, k la raideur de cheville et d une constante.

Si le pied est à plat, c'est-à-dire entre environ 12 % et 30 % du cycle de marche à plat pour des utilisateurs de la prothèse de genou-cheville (Partie I.3.3.a, p. 59), alors l'évolution dans le plan sagittal du moment à la cheville en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale sera quasi-linéaire. La relation précédente peut donc être exprimée par rapport à l'angle du tibia par rapport à la verticale à plat et en pente :

$$C_B(\theta) = k \left(\frac{\pi}{2} - \theta_B \right) + d \text{ à plat (Figure II-19-B)}$$

$$C_A(\theta) = k \left(\frac{\pi}{2} - (\alpha + \theta_A) \right) + d \text{ en pente (Figure II-19-A)}$$

Avec θ_B l'angle du tibia par rapport au sol à plat, θ_A l'angle du tibia par rapport au sol en pente et α l'angle de la pente.

Donc pour un même couple C, ces relations devraient permettre de mesurer l'angle de la pente :

$$k \left(\frac{\pi}{2} - \theta_B \right) + d = k \left(\frac{\pi}{2} - (\alpha + \theta_A) \right) + d$$

$$\alpha = \theta_B - \theta_A$$

Pour un seuil de moment donné, l'angle du tibia par rapport à la verticale devrait varier de la valeur de la pente par rapport au plat.

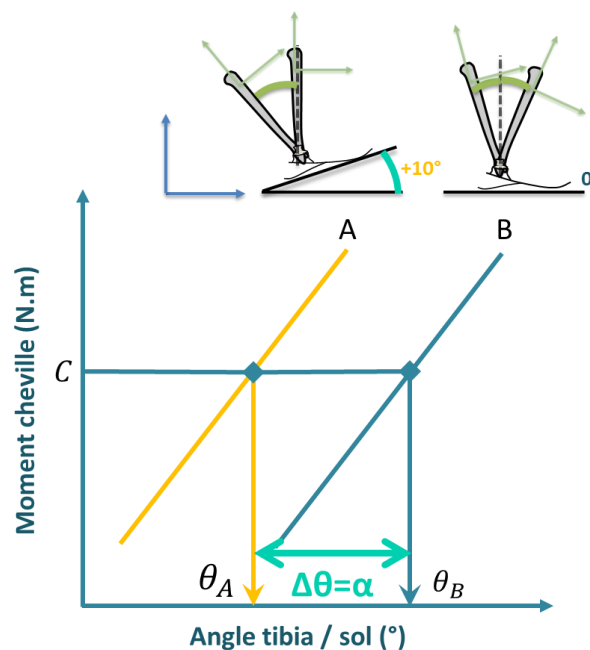


Figure II-19 — Principe de détection de la pente, avec la relation du moment au niveau de la cheville en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale à plat (B) et en montée de pente à 10° (A) θ_B l'angle du tibia par rapport au sol à plat, θ_A l'angle du tibia par rapport au sol en pente et α l'angle de la pente, C le seuil de moment

Comme on l'a vu, l'estimation de l'angle est influencée par le choix de la fréquence de coupure défini au paragraphe précédent. On souhaite donc trouver le seuil de moment (Figure II-19-B) et la valeur de α optimale pour l'estimation de la valeur de la pente (Figure II-19-A). Pour s'assurer que la butée de dorsiflexion est atteinte et que le pied est à plat, on s'impose un moment seuil minimum de 0,3 Nm/kg.

On cherche donc à optimiser le choix du réglage du seuil de couple par sujet pour un estimateur donné de l'angle permettant la meilleure estimation de la pente.

Pour cela on va étudier la variation de l'angle à un seuil de couple dans toutes les conditions de pente et de vitesse par rapport à l'angle obtenu à 0,83 m/s et à plat.

Protocole expérimental

Neuf personnes amputées au-dessus du genou utilisant la prothèse de genou-cheville SPCM ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques peuvent être retrouvées dans le Tableau II-8. Tous les utilisateurs du SPCM ont marché sur un tapis roulant à plat et à des vitesses de 0,56 m/s à 1,39 m/s par incrément de 0,28 m/s sauf un sujet qui n'a pas fait la condition à 1,39 m/s. Trois sujets ont aussi marché à 1,67 m/s.

Des conditions de marche en montée de pente à 5,7° ont aussi été testées par six sujets à vitesses confortables en fonction de leurs capacités. Les valeurs de vitesses de marche sont rapportées dans le Tableau II-8. Pour chaque couple de conditions vitesse-pente, sept à dix cycles ont été enregistrés une fois le régime stationnaire établi. Quelques minutes de repos étaient autorisées entre chaque couple de conditions.

Tableau II-8 — Caractéristiques des sujets ayant participé à l'étude sur tapis roulant

Sujet	Stature (m)	Masse (kg)	Intervalle de vitesse de marche à plat (m/s)	Intervalle de vitesse de marche en montée de pente 5,71° (m/s)
S1	1,86	73	0,56-1,67	0,83, 1,39
S2	1,94	85	0,56-1,67	1,11
S3	1,90	81	0,56-1,39	n/a
S4	1,87	83	0,56-1,39	n/a
S5	1,93	131	0,56-1,67	0,83
S6	1,59	61	0,56-1,39	0,83
S7	1,86	117	0,56-1,39	0,83
S8	1,57	60	0,56-1,11	n/a
S9	1,75	79	0,56-1,39	0,83



De plus, deux sujets ont marché en montée de pente 6,8° et à plat à vitesse normale ainsi qu'à vitesse lente et rapide pour la dernière condition comme rapporté Tableau II-9 avec leurs caractéristiques.

Tableau II-9 — Caractéristiques des sujets ayant participé à l'étude à différentes inclinaisons de sol

Sujet	Stature (m)	Masse (kg)	Vitesses à plat	Vitesse en montée de pente 6.8°
S10	1,69	76	Lente, confortable, rapide	Confortable
S11	1,54	73	Lente, confortable, rapide	Confortable



Pour chaque cycle enregistré, le moment sagittal à la cheville prothétique, l'accélération sur l'axe antéropostérieur du repère tibia ainsi que la vitesse angulaire du tibia prothétique dans le plan sagittal ont été enregistrés à 50 Hz. Les informations des deux derniers capteurs ont ensuite été utilisées pour estimer l'angle du tibia par rapport à la verticale à l'aide de filtre complémentaire avec différentes fréquences de coupure.

Analyse des données

Pour comparer les résultats entre les sujets, le moment a été normalisé par rapport au poids du sujet. Pour le filtre complémentaire, des fréquences de coupures de 0,06 ; 0,08 ; 0,11 ; 0,18 et 0,38 Hz ont été testées.

Les filtres complémentaires nécessitant une période de convergence, les 2 premiers cycles ont été retirés de l'analyse.

Résultats

Les seuils de moment et les fréquences de coupure du filtre complémentaire optimaux pour chaque sujet sont rapportés dans le tableau suivant (Tableau II-10). L'estimation de la pente pour chaque cycle et pour chaque sujet est rapportée sur la Figure II-20. L'ensemble de ces estimations ont permis d'évaluer la justesse et la précision globale de cette méthode comme rapportées dans le graphique de Bland et Altman (Figure II-20). Une justesse de $-0,34^\circ$ sur l'estimation a été évaluée sur l'ensemble des cycles avec une dispersion de l'estimation de $\pm 1,72^\circ$. La moyenne du RMSE calculé sur chaque sujet est de $1,66 \pm 0,59^\circ$ (Tableau II-10).

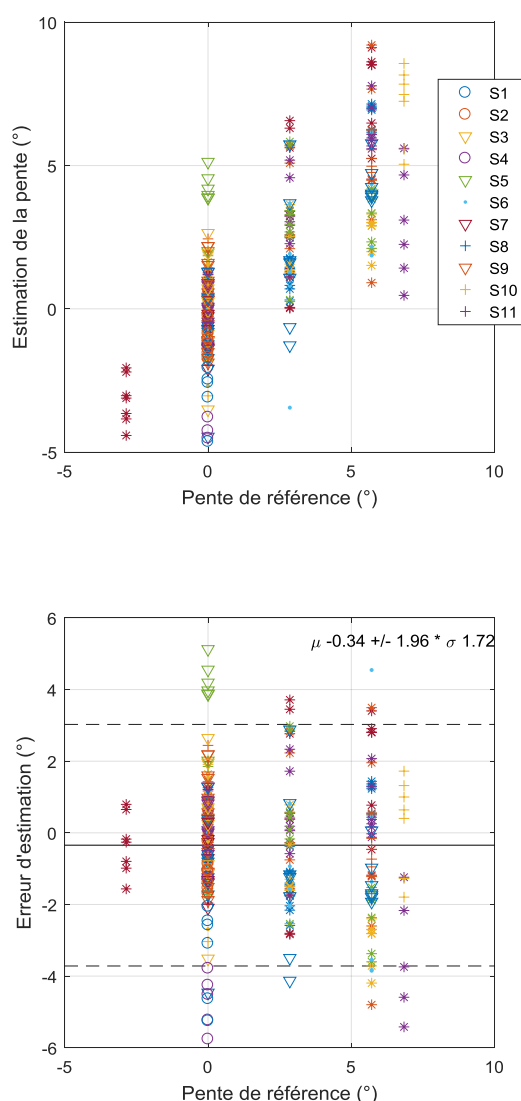


Figure II-20 — Estimation de la pente par rapport à la pente de référence et erreur d'estimation par rapport à la pente de référence pour la première méthode. Chaque marque correspond à une estimation à une vitesse, chaque couleur à un sujet.

Tableau II-10 — Seuil de moment et réglage du filtre complémentaire optimaux pour chaque sujet et erreur associée à l'estimation de la pente

Sujet	Seuil de moment (N.m/kg)	F _c (Hz)	RMSE (°)	Erreur moyenne (°)	Écart type de l'erreur (°)
S1	0,40	0,06	1,61	0,03	1,63
S2	0,40	0,06	0,70	0,00	0,71
S3	0,30	0,06	1,86	-0,68	1,76
S4	0,55	0,06	1,94	0,37	1,92
S5	0,55	0,06	2,26	-0,61	2,21
S6	0,35	0,06	2,48	-1,10	2,27
S7	0,55	0,06	1,61	0,33	1,60
S8	0,45	0,06	0,89	-0,24	0,88
S9	0,45	0,06	1,58	-0,18	1,59
S10	0,50	0,06	1,02	0,33	0,98
S11	0,45	0,06	2,26	-1,15	2,00
Moyenne			1,66	-0,26	
Écart type			0,59	0,55	

Discussion

La méthode d'estimation de la pente présentée ci-dessus a été évaluée avec un RMSE moyen de $1,66 \pm 0,59^\circ$ (min-max : 0.70-2.48) sur l'ensemble des sujets (Tableau II-10). Ce RMSE a été obtenu à partir de 7 à 10 cycles dans différentes conditions de vitesse et de pentes rapportées Tableau II-8 et Tableau II-9. L'erreur moyenne étant faible ($-0,26^\circ$), le RMSE représente en majorité l'écart type de l'erreur. Ce résultat est dans l'ordre de grandeur de ceux rapportés dans la littérature. Svensson *et al.* (2005) rapportent une erreur d'estimation d'environ 2° avec une centrale inertielle placée sur le pied sur un sujet non amputé. Cet ordre de grandeur d'erreur a été confirmé par Sup *et al.* (2011) sur la prothèse de la Vanderbilt University. L'ajout d'une estimation par EMG ne semble pas diminuer cette erreur chez des sujets amputés en dessous du genou (Chen *et al.* 2014). Concernant l'estimation à partir de la vitesse moyenne, des erreurs de $2,96^\circ$ sont rapportées par Lopez *et al.* (2012) sur sujets non amputés, mais une diminution à $1,72^\circ$ est possible après une calibration. Les erreurs rapportées par Yang *et al.* (2012) avec la même méthode, sont plus faibles avec une erreur entre $0,22^\circ$ et $1,19^\circ$ après calibration. Sabatini *et al.* (2005) rapportent la plus faible erreur d'estimation de pente avec $0,7^\circ$ à partir d'une centrale placée sur le pied estimant la vitesse moyenne à partir d'un filtre de Kalman et du rapport de déplacement du pied vertical et horizontal.

On peut remarquer les résultats médiocres de la méthode d'estimation sur 4 sujets (S3, S5, S6 et S11). La dégradation de l'estimation pour ces sujets peut être expliquée par différents facteurs. Les trois premiers sujets se sont appuyés sur les barres latérales pour se stabiliser lors des situations les plus difficiles (vitesse imposée importante, montée de pente). Cette stratégie va avoir un effet sur le moment mesuré à la cheville puisque l'appui avec les mains va modifier l'action du sol sur la prothèse pendant la phase d'appui tout en conservant un mouvement du tibia similaire. Pour le dernier sujet, les acquisitions n'ont pas été réalisées sur

tapis roulant. Une forte asymétrie de marche chez ce sujet pourrait expliquer la dégradation des résultats. Pour tous les autres sujets, on observe qu'un filtre complémentaire avec une fréquence de coupure de 0,06 Hz et un seuil de moment de 0,4 N.m/kg en moyenne permettent d'obtenir une estimation de la pente avec un RMSE inférieur à 2° (Tableau II-10). Une grande partie de la dispersion de la mesure est attribuée à l'estimation de l'angle. Toutefois, pour estimer l'angle, il existe d'autres filtres plus complexes qui pourraient se révéler meilleurs, mais le temps de calcul ne permet pas actuellement d'envisager une implémentation en embarqué dans le SPCM. Des travaux ont été engagés dans ce sens au cours du stage de Master de Clément Duraffoug à l'aide d'un filtre de Valenti *et al.* (2015) mais doivent encore être évalués sur des sujets équipés du SPCM. Une autre piste d'amélioration serait d'utiliser les autres axes de la centrale inertielle pour estimer l'angle. Dans ce cas, il faudra évaluer l'apport d'un tel ajout par rapport à la consommation d'énergie et à la puissance de calcul nécessaire pour le mettre en œuvre sur le microprocesseur du SPCM. Une autre partie de la dispersion de l'estimation pourrait venir de la vitesse, Hansen *et al.* (2004b) ont montré que la plage d'amplitude de la cheville variait avec la vitesse de marche chez les sujets non amputés. La méthode d'estimation étant basée sur la raideur équivalente de la cheville, une prise en compte de la vitesse pourrait permettre de réduire cette erreur. Cette prise en compte de la vitesse dans l'estimation de la pente a été approfondie, l'étude correspondante peut être trouvée en Annexe B.b.

2.2. Classification des situations de locomotion rencontrées

a. Introduction

Les prothèses à microprocesseur embarquent toutes des capteurs, ce qui donne l'opportunité de quantifier l'activité de la personne par la reconnaissance de situations. La fusion des données des capteurs ainsi que les possibilités de l'apprentissage automatique peuvent permettre de donner une estimation fiable de l'activité.

Deux objectifs distincts peuvent être identifiés dans la littérature. Le premier consiste à faire de la reconnaissance de situations dans le cadre du suivi d'activité. Celui-ci peut être utile pour donner des objectifs d'activité à des sujets dans le cadre de leur propre suivi ou pour permettre aux concepteurs de prothèses de connaître l'utilisation réelle de l'appareillage (Redfield *et al.* 2013). Dans le cadre du suivi d'activité, on souhaite une estimation de la situation *a posteriori* la plus précise possible. Dans la littérature, ce suivi d'activité est plutôt étudié chez des sujets non amputés par l'utilisation de centrales inertielles sur le membre inférieur.

L'autre objectif consiste à utiliser cette reconnaissance de situations pour modifier le comportement de la prothèse pour mieux l'adapter aux situations. Pour la modification du comportement de la prothèse, on cherche plutôt à estimer la situation *a priori* pour que la prothèse s'adapte au plus tôt. La reconnaissance de situations étant toujours entachée d'erreurs, le risque de chute pour le sujet est prépondérant pendant les transitions. Toutes les erreurs ne sont pas ressenties de la même manière par l'utilisateur (Hargrove *et al.* 2015, Zhang *et al.* 2015), la reconnaissance de situations pourra alors être volontairement biaisée pour limiter certaines erreurs critiques. Pour la population des sujets amputés au-dessus du genou, deux équipes étudient la reconnaissance de situations dans le contexte du contrôle de prothèse de membre inférieur. La première, du Rehabilitation Institute of Chicago (RIC), travaille sur une prothèse active de genou-cheville développée par la Vanderbilt University (Sup *et al.* 2009). Celle-ci nécessite plusieurs heures de marche (2 à 5h) pour régler le comportement de la prothèse (Simon *et al.* 2014). La seconde, à l'University of Rhode Island (URI), a dans un premier temps travaillé avec un genou hydraulique (Zhang *et al.* 2011c) puis, plus récemment, sur une prothèse active de genou (Du *et al.* 2012, Liu *et al.* 2014a).

Ces deux équipes (RIC et URI) utilisent des capteurs embarqués dans la prothèse, mais surtout des électrodes EMG afin de donner un contrôle plus volontaire de la prothèse à l'utilisateur pour reconnaître 5 situations (plat, montée/descente de pente, montée/descente d'escalier). Contrairement à l'équipe du RIC, celle de l'URI s'est concentrée sur la reconnaissance des transitions entre ces situations. Ils distinguent les cycles ne comprenant qu'une seule situation appelés cycles purs ci-après des cycles de transitions. Les deux équipes ont choisi de faire réaliser un parcours aux utilisateurs avec une adaptation manuelle du comportement de la prothèse avant de pouvoir l'utiliser avec une adaptation automatique

(Figure II-21).



Figure II-21 — Parcours réalisés par les sujets utilisateurs de la prothèse de la Vanderbilt University (en haut extrait de Hargrove et al. 2015) et par les utilisateurs de la prothèse de la University of Rhodes Island (en bas extrait de nrel.bme.unc.edu)

Les modèles construits par ces équipes sont sujet-spécifiques. Pour limiter les erreurs, plusieurs modèles estimant la situation à différents instants du cycle de marche sont construits (Huang et al. 2011, Young et al. 2014b). Un système de vote par majorité permet ensuite de décider si un changement d'adaptation est réellement nécessaire (Huang et al. 2011, Young et al. 2014b).

Comme décrit précédemment (Partie I.2.4.b, p. 44), PROTEOR a développé un système prothétique de genou-cheville hydraulique contrôlée par microprocesseur (SPCM). Cette prothèse est équipée de différents capteurs tels qu'un capteur d'extension de genou, un capteur de moment à la cheville et une centrale inertielle intégrée dans le tibia prothétique. Les capteurs qui pourront être utilisés sont donc différents de ceux utilisés par les deux équipes travaillant sur le développement de prothèses actives. Pour la détection des phases du cycle de marche, on pourra s'appuyer sur la machine d'état de la prothèse SPCM puisque les règles de passage d'un état à un autre sont personnalisées pour l'utilisateur.

L'objectif de cette étude est de développer un modèle sujet-indépendant précis pour du suivi d'activité. Ce modèle pourra ensuite être utilisé pour labelliser de manière automatique un plus large volume de données et entraîner un autre modèle qui pourra être embarqué par le SPCM et estimer les situations en temps réel. Sur les 5 situations généralement étudiées, la montée d'escalier a été actuellement exclue de la reconnaissance de situations. En effet, Le SPCM ne permet pas d'adaptation en montée d'escalier, celle-ci se fait donc avec le membre controlatéral sur un membre prothétique en extension. Nous avons choisi de ne construire qu'un seul modèle sujet-indépendant pour faire la reconnaissance de situations à chaque cycle de marche. Pour cela, les algorithmes d'analyse discriminante linéaire (LDA), de machine

à vecteur de support (SVM) et de k proches voisins (KNN) ont été explorés. L'arbre de décision (DT) a aussi été utilisé pour sa facilité d'interprétation. De plus, ce dernier présente plusieurs avantages pour son implémentation en embarqué. Il a un faible coût de calcul et est facile à ajouter dans une machine d'état, et il permet de travailler avec des descripteurs qui ne peuvent pas être définis dans certaines situations. De plus, il peut aussi être facilement expliqué à l'utilisateur. Or, sachant que les algorithmes de reconnaissance sont susceptibles de faire des erreurs, une bonne compréhension de l'utilisateur pourrait l'autoriser à leurrer la prothèse pour obtenir une adaptation du comportement de la prothèse.

Une des adaptations évidentes chez le sujet amputé au-dessus du genou en milieu de phase d'appui entre le plat, la montée de pente et la descente d'escalier ou de pente est la flexion de genou. Cette distinction est déjà faite dans le SPCM puisque la résistance à la flexion de genou doit être adaptée. En effet, l'enchaînement des états de la machine d'état ne va pas être le même en fonction de la situation. Pour passer dans l'état 2, un moment de dorsiflexion de cheville doit s'appliquer avec un genou en extension complète. La machine d'état ne passe donc pas par l'état 2 lorsque le sujet utilise la résistance à la flexion du genou prothétique comme en descente de pente ou d'escalier (Figure I-23, p. 44). Nous avons donc choisi d'utiliser un DT pour séparer ces 4 situations en 2 sous-groupes. Tous les algorithmes ont été ensuite testés pour séparer chaque sous-groupe.

Nous avons cherché à évaluer les capacités de reconnaissance de situations de ces différents algorithmes à partir des données des capteurs du SPCM. Cette évaluation a été réalisée sur un ensemble de sujets utilisant le SPCM dans les 4 situations d'intérêt.

b. Matériel et méthode

Acquisition

Un parcours continu comprenant une pente, un escalier et du plat a été réalisé par différents sujets appareillés avec le SPCM. Les acquisitions étant réalisées chez l'orthoprothésiste, ou sur la même journée que le protocole d'analyse du mouvement, des parcours différents ont été réalisés par chaque sujet. Sur chacun de ces lieux, les dimensions de l'escalier et de la pente variaient. L'enchaînement entre les situations n'a pas été fixé.

Les capteurs du prototype ont été enregistrés à 50 Hz et synchronisés avec une vidéo par l'identification de l'appui talon coté prothétique. Le parcours a été répété par l'utilisateur de la prothèse plusieurs fois de façon à avoir un nombre suffisant de cycles dans chaque situation et en fonction des capacités de l'utilisateur.

À partir de la vidéo, les cycles de marche ont été catégorisés en 4 situations: montée/descente de pente, descente d'escalier, et plat. Le prototype ne permettant pas actuellement une adaptation particulière à la montée d'escalier, cette situation n'a pas été extraite dans cette partie.

Ce parcours répété a été réalisé par 11 sujets équipés de la prothèse de genou-cheville

pendant 5 à 10 minutes.

Traitement des données

La labellisation manuelle de la vidéo a permis de définir les intervalles de temps pendant lesquels chaque situation était effectuée. Dans un même temps, les débuts et fins de cycles ont été détectés automatiquement grâce au signal du gyroscope : le passage au-dessus de $-10^\circ/s$ lorsque le signal est croissant peut toujours être détecté (Bötzel *et al.* 2015) et a été utilisé pour découper le signal en cycle. Cet instant est très proche de l'appui talon. Chaque cycle a ainsi pu être labellisé avec une des situations. Les cycles de transition entre deux situations ont été retirés (phase d'appui dans une situation et phase oscillante dans une autre). Un traitement particulier a été réalisé pour les cycles en descente de pente. En effet, certains sujets marchent en descente de pente comme à plat, c'est-à-dire sans utiliser de flexion du genou prothétique en phase d'appui unipodal, en particulier lorsque la pente est faible. Ces cycles ont donc été exclus de l'apprentissage. À plat ou en montée de pente, les cycles ayant un moment à la cheville insuffisant (cycles ne comportant pas d'état 2 de la machine d'état - Figure I-23, p. 44) ont aussi été exclus de l'apprentissage et considérés comme des pas de placement plutôt que de marche.

Tableau II-11 — Nombre de cycles utilisés dans chaque situation et pour chaque sujet

N° sujets	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Plat	73	143	50	266	72	52	34	13	206	24	61
↗ pente	26	30	12	45	37	11	6	11	29	19	18
↘ escalier	19	11	6	31	21	5	35	35	20	12	6
↘ pente	27	0	15	53	0	16	6	0	12	21	19

Nota : 3 sujets (n°2, 5 et 8) n'ont aucun cycle en descente de pente, ils ont donc été retirés du jeu d'apprentissage et de test. Les données de 8 sujets ont donc été utilisées pour établir un jeu de validation croisée et un jeu de test.

Pour créer le jeu de données permettant de valider la complexité du modèle, 70 % des sujets (c'est-à-dire 6 sujets) ont été pris en validation croisée. Pour tester le modèle obtenu, 30 % des sujets ont été sélectionnés pour le jeu de test (c'est-à-dire 2 sujets). Ce type de découpage est régulièrement utilisé dans la littérature dans le cadre de nombre de données limitées (Dreyfus 2013b, Salarian *et al.* 2007). Dans le cas où le nombre de sujets est faible, on cherche à garder en jeu de validation croisée une variabilité équivalente au jeu de test. Pour cela, on peut utiliser les distances de Mahalanobis (Mahalanobis 1936). Les distances entre chaque combinaison de 6 sujets parmi 8 par rapport aux 2 sujets mis de côté ont été calculées. La combinaison permettant de minimiser cette distance a été sélectionnée.

Le moment à la cheville dans le plan sagittal mesuré par le capteur a été normalisé par la masse du sujet pour faciliter l'obtention d'un modèle sujet-indépendant.

Les données des différents capteurs ont été découpées par cycle de marche. Pour chaque cycle, on peut extraire des descripteurs de plusieurs types comme nous l'avons vu précédemment. Nous nous sommes limités au domaine temporel et discret.

Pour le domaine temporel, les descripteurs de minimum et de maximum sur les signaux du capteur de couple à la cheville (Figure II-22), de vitesse angulaire dans le plan sagittal, de l'angle du tibia par rapport à la verticale estimé par le filtre complémentaire ont été extraits.

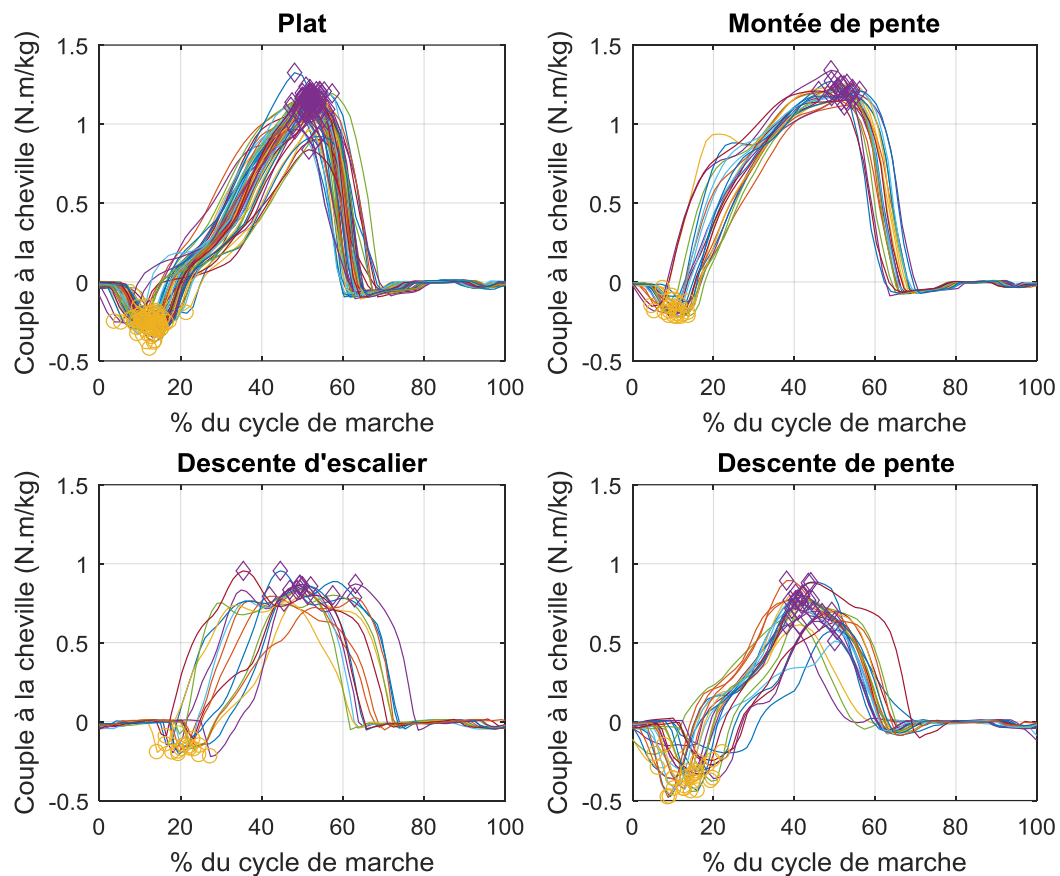


Figure II-22 — Courbes de moment à la cheville normalisé par rapport à la masse du sujet en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation étudiée pour S4. Les descripteurs extraits sur ce capteur à chaque cycle sont repérés par des ronds jaunes pour le minimum et des diamants violets pour le maximum.

Le signal du capteur d'extension varie entre 0 (flexion du genou) à 1 (genou en extension complète). Quatre seuils sur ce signal sont utilisés par la machine d'état pour déterminer si une flexion de genou de plus de 30° est réalisée, si le genou est presque en extension en fin de phase oscillante ou en extension complète (Figure II-23). Le seuil de flexion de genou (carrés orange sur la figure ci-dessous) est en particulier utilisé dans la machine d'état pour le passage de l'état 1 à l'état 2. Si une flexion de genou est détectée pendant l'état 1, le microprocesseur ne passera pas à l'état 2. En descente de pente ou d'escalier, la machine d'état ne passe pas par l'état 2 si la résistance à la flexion est utilisée. Ainsi, les passages dans certains états de la machine d'état durant le cycle de marche peuvent être indicatifs de la situation.

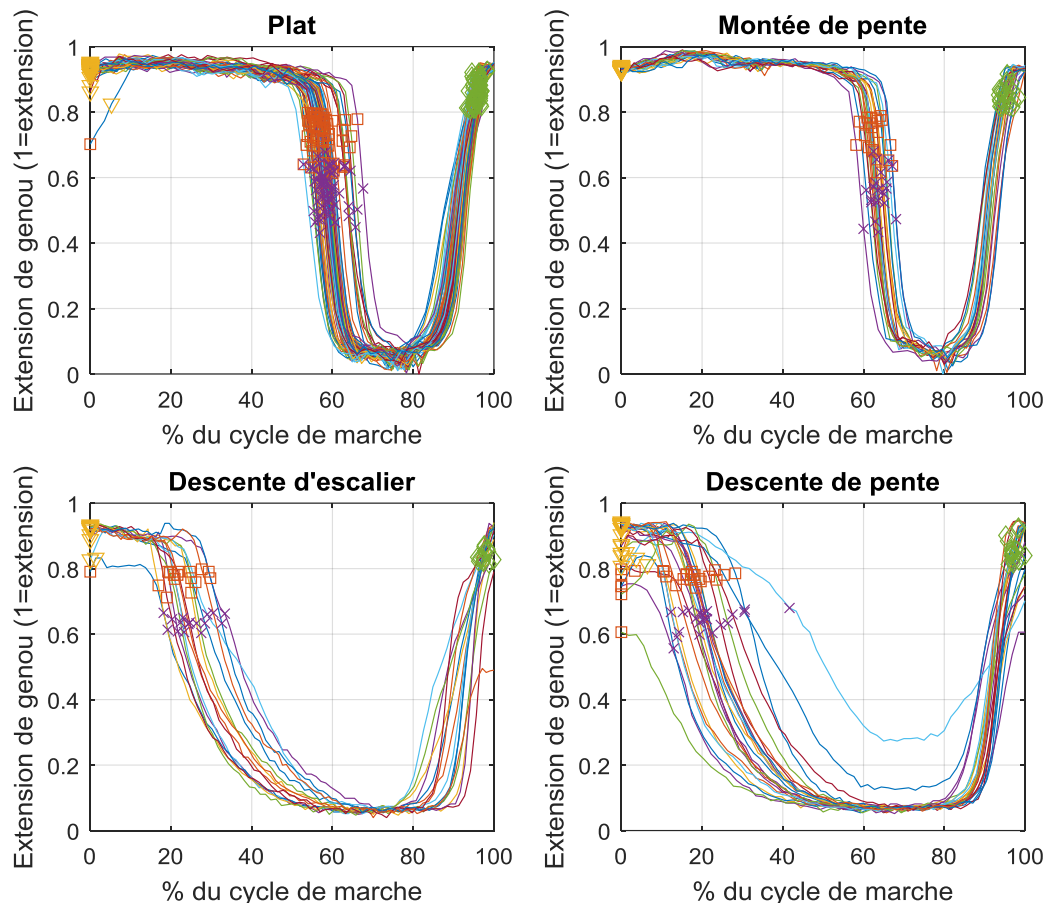


Figure II-23 — Capteur d'extension du genou en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation (1 correspondant à une extension complète, et 0 à une flexion de plus de 30° du genou). Les 4 descripteurs extraits à partir de ce capteur sont rapporté pour chaque cycle, en jaune l'instant de passage au-dessus du seuil 'Presque en extension', en orange l'instant de passage en dessous du seuil de déverrouillage, en violet l'instant de passage en dessous du seuil de non extension, et enfin en vert le passage au-dessus du seuil d'extension.

Les valeurs des autres capteurs à ces instants ont aussi été extraites, notamment les amplitudes de couple à la cheville, de vitesse angulaire et d'orientation du tibia par rapport à la verticale pour chaque cycle de marche. Puisque dans certaines situations, le passage dans l'état 2 ne se produit pas, on ne peut pas définir la valeur des autres capteurs à cet instant. Enfin, puisque l'évolution du couple à la cheville est différente en fonction de la situation, la moyenne du couple positif jusqu'au couple maximal a été aussi calculée.

Pour les descripteurs du domaine discret, une courbe moyenne a été calculée en pourcentage du cycle de marche pour le couple à la cheville dans le plan sagittal, la vitesse angulaire dans le plan sagittal et l'orientation du tibia par rapport à la verticale pour chaque sujet et chaque situation (Figure II-24).

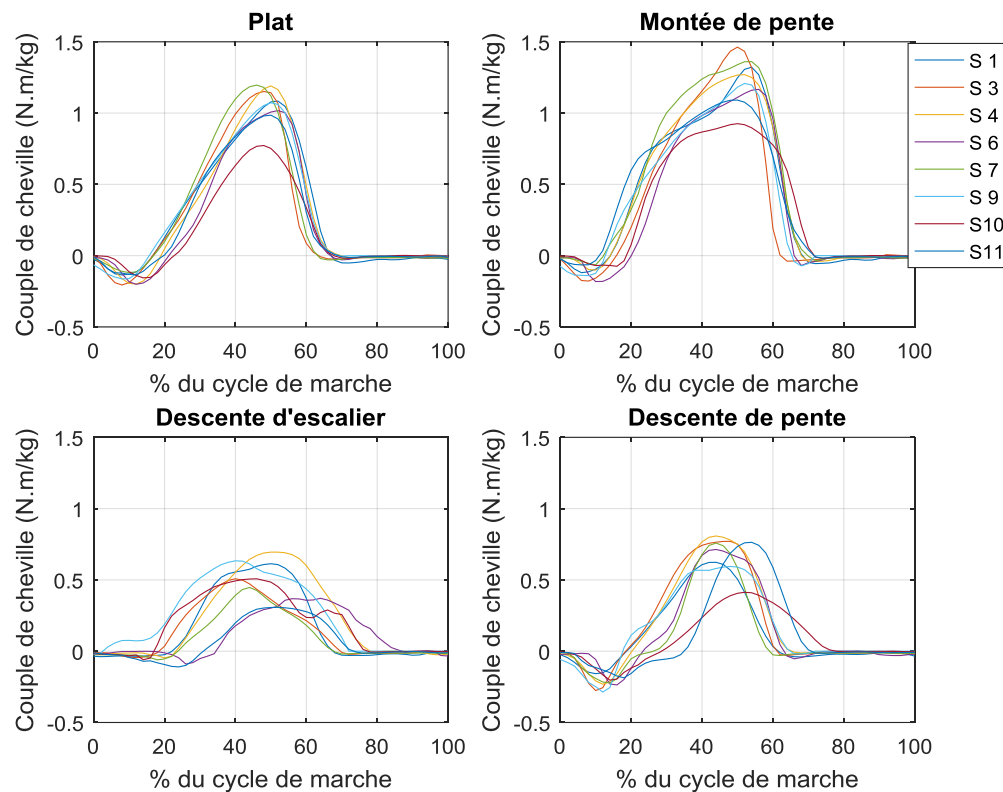


Figure II-24 — Courbes de moment à la cheville moyenne normalisé par rapport à la masse du sujet en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation étudiée pour chaque sujet du groupe d'apprentissage et de test

Pour chaque cycle, une similitude entre chaque courbe moyenne des 4 situations a été mesurée avec le cycle courant. La similitude a été mesurée de différentes manières. D'une part, une déformation temporelle dynamique (*Dynamic time warping* — Paliwal *et al.* 1982) a été appliquée au signal et comparée aux 4 signaux moyens de chaque situation. Les écarts au carré et les distances euclidiennes ont été utilisés pour quantifier la similarité entre les signaux deux à deux. D'autre part, la corrélation entre le signal rééchantillonné tous les 2 % du cycle par une *spline* et chaque signal moyen de chaque situation a aussi été calculée.

En tout, 447 descripteurs ont été calculés à chaque cycle. À part l'arbre de décision, les algorithmes utilisés ne peuvent pas prendre les descripteurs qui ne sont pas définis pour tous les cycles : 364 descripteurs au maximum ont été utilisés par ces derniers.

Algorithmes d'apprentissage supervisé de classification

Différents algorithmes ont été testés : le DT, SVM, KNN, ainsi que la LDA pour leur relative simplicité de compréhension.

Le descripteur catégorique (oui/non) correspondant à l'occurrence d'une flexion de genou au milieu de la phase d'appui est un bon indicateur pour distinguer si le sujet descend une pente ou un escalier par rapport aux autres situations. En effet, il est connu que les personnes amputées au-dessus du genou ne fléchissent le genou entre le début et le milieu de la phase d'appui que lorsqu'elles veulent utiliser la résistance à la flexion (Highsmith & Kahle 2014). Cette flexion ne se produit qu'en descente d'escalier ou de pente, ainsi un arbre de décision

permet de très simplement séparer le plat et la montée de pente de la descente d'escalier et de pente.

Or, les DT obtiennent généralement de meilleurs résultats sur ce type de descripteurs (Kotsiantis *et al.* 2006). Pour pouvoir utiliser plusieurs algorithmes, nous avons donc séparé le problème en 3 problèmes biclasses. Pour le premier problème, un DT a donc toujours été utilisé pour séparer le plat et la montée de pente de la descente d'escalier et la descente de pente. Puis chaque algorithme choisi permet de séparer le plat de la montée de pente et la descente de pente de la descente d'escalier par deux modèles (Figure II-25).

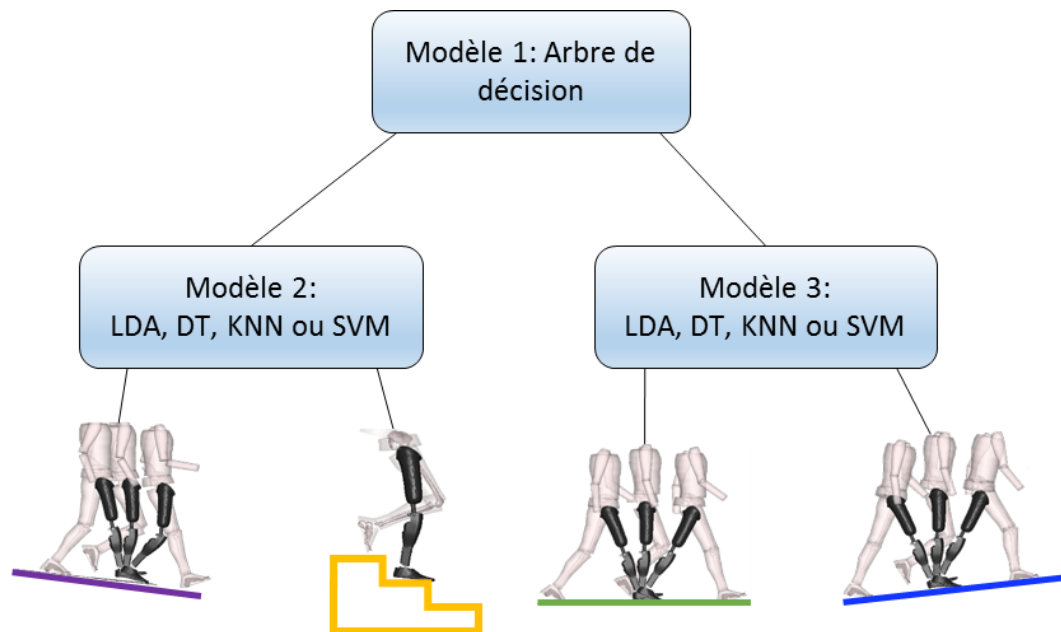


Figure II-25 — Les 3 modèles construits dans cette étude pour chaque algorithme

Pour tous ces algorithmes, une matrice de coût permet d'attribuer un poids à l'erreur commise pour la confusion de deux classes. Cette matrice a été laissée symétrique. De plus, la probabilité *a priori* de chaque classe a été fixée comme uniforme (indépendamment du nombre d'exemples présent dans l'apprentissage). Chaque algorithme a ses propres paramètres permettant d'obtenir des solutions différentes.

- Arbre de décision (DT) :

Pour cet algorithme, les 3 règles de décision de coupe présentées précédemment ont été testées (Twoing, Deviance, et Gini - Partie II.2.2.b, p. 90).

- Analyse discriminante linéaire (LDA) :

Pour l'analyse discriminante linéaire, la seule hypothèse qui a été faite est que chaque classe avait la même forme de distribution sur l'ensemble des descripteurs. Cette hypothèse est classique pour résoudre le problème pour trouver l'axe de la plus grande variabilité interclasse (Guyon *et al.* 2006).

Pour tous les autres algorithmes, une standardisation des descripteurs a été réalisée.

- Machine à vecteur de support (SVM) :

Pour cet algorithme, un noyau linéaire a été choisi comme Miller *et al.* (2013). La perméabilité de la marge a été fixée à 5 % ce qui correspond à accepter jusqu'à 5% de données aberrantes pour aider à la convergence du modèle. Ce paramètre a été choisi de manière arbitraire puisqu'il n'est pas rapporté dans la littérature. Sachant les difficultés que peuvent rencontrer les algorithmes de classifications en pente une perméabilité de la marge a été autorisée.

- K proches voisins (KNN) :

Le nombre de voisins a été fixé à 3 comme réalisés par Mariani et Shoaib *et al.* (Mariani 2012, Shoaib *et al.* 2016) pour limiter les erreurs dues au bruit ajouté par les données aberrantes dans le jeu d'entraînement. Le choix d'un nombre de voisin impair permet d'éviter des cas où les deux plus proches voisins sont de deux classes différentes. La distance euclidienne a été classiquement choisie comme métrique de distance (Altun *et al.* 2010, Laudanski *et al.* 2015, Liu *et al.* 2012, Preece *et al.* 2009a).

Set pour validation croisée et test

Les distances de Mahalanobis ont permis de déterminer que les cycles des sujets 3 et 11 étaient similaires à l'ensemble des autres sujets (1, 4, 6, 7, 9 et 10), ils ont donc constitué le jeu de test afin d'évaluer le modèle final.

Pour le jeu de validation croisée, un *leave one subject out* a été réalisé sur les 6 sujets ce qui représente 6 validations, tel que proposé par Young *et al.* (2016). La moyenne des résultats sur chaque validation a permis de déterminer la complexité de chaque algorithme.

Validation croisée et définition de la complexité

Pour l'arbre de décision, la complexité a été définie classiquement comme le nombre de branches finales du modèle. Pour les autres algorithmes, la complexité a été définie comme le nombre de descripteurs utilisés pour prédire la classe du cycle. Pour chaque sous-modèle, les descripteurs ont été classés par une méthode de Gram Schmidt (Stoppiglia *et al.* 2003). Cette méthode permet de classer les descripteurs par ordre d'importance pour différencier deux classes. Un entraînement de modèles avec ajout successif de descripteurs a ensuite été réalisé.

L'optimum de complexité a été fixé comme étant le minimum de l'erreur de classification plus un écart-type, l'erreur de classification étant définie pour les algorithmes SVM, KNN, et la LDA comme le minimum d'aire sous la courbe ROC (AUC) parmi les 4 situations.

Validation sur le jeu de test

L'AUC, la précision, la spécificité et la sensibilité ont été évaluées pour chaque modèle et chaque situation par rapport à toutes les autres.

c. Résultats

Les résultats des similitudes en fonction des situations ainsi que l'ordre des descripteurs obtenus par Gram-Schmidt peuvent être trouvés en Annexe B.c.

Détermination de la complexité

La Figure II-26 montre l'évolution de l'erreur de classification pour chaque règle de décision utilisée sur l'arbre de décision (sur les 4 classes) en fonctions du nombre de branches finales de l'arbre sur un jeu d'entraînement (en pointillé) et sur un jeu de validation (en train plein).

Pour chaque règle, le minimum de l'erreur a été utilisé pour déterminer le nombre de branches nécessaire pour éviter le surapprentissage. On trouve de cette manière pour les 3 critères (Twoing, Gini, Deviance) que 4 règles correspondent à la complexité optimale. Cependant, la règle de Twoing donne une erreur inférieure aux autres règles sur le jeu de validation. De plus, ce critère permet de maximiser l'aire moyenne sous les courbes ROC (AUC), seuls les résultats pour ce critère sont présentés ci-après.

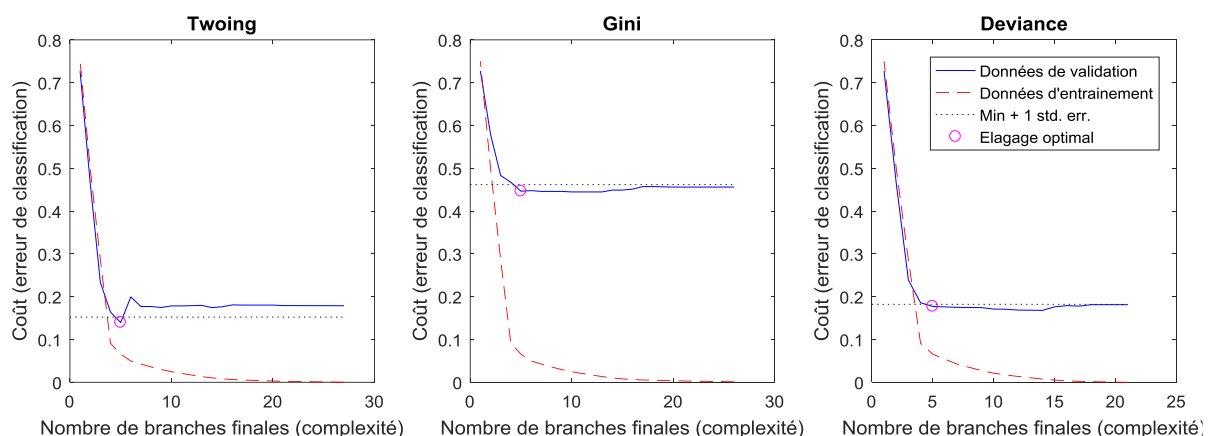


Figure II-26 — Erreur de classification en fonction de la complexité pour chaque critère de décision testé et complexité de l'arbre optimal. La courbe rouge correspond à la variation de l'erreur sur le jeu d'entraînement, la bleue à la variation de l'erreur sur le jeu de validation, la courbe noire est la constante minimum de l'erreur de classification sur le jeu de validation plus un écart type. Le cercle rouge correspond à la complexité de l'arbre sélectionné comme optimal.

Pour le SVM, le KNN et la LDA, la complexité a été définie comme le nombre de descripteurs utilisés par la méthode d'apprentissage automatique.

Ci-dessous, la Figure II-27 représente la variation de l'erreur (aire sous la courbe ROC) sur le jeu de validation en fonction du nombre de descripteurs. Pour des questions de temps de calcul, seul l'ajout de descripteurs deux à deux à partir de 3 descripteurs jusqu'à la moitié de l'ensemble des descripteurs ont été testés. Pour tous les algorithmes on observe une diminution de l'erreur avec le nombre de descripteurs puis une augmentation de l'erreur à partir d'un certain nombre (~60). L'analyse de la complexité nous permet de déterminer que seuls 12 descripteurs sont nécessaires pour le SVM, et le LDA. Le KNN nécessite 22 descripteurs pour minimiser l'erreur sur le set de validation (Figure II-27).

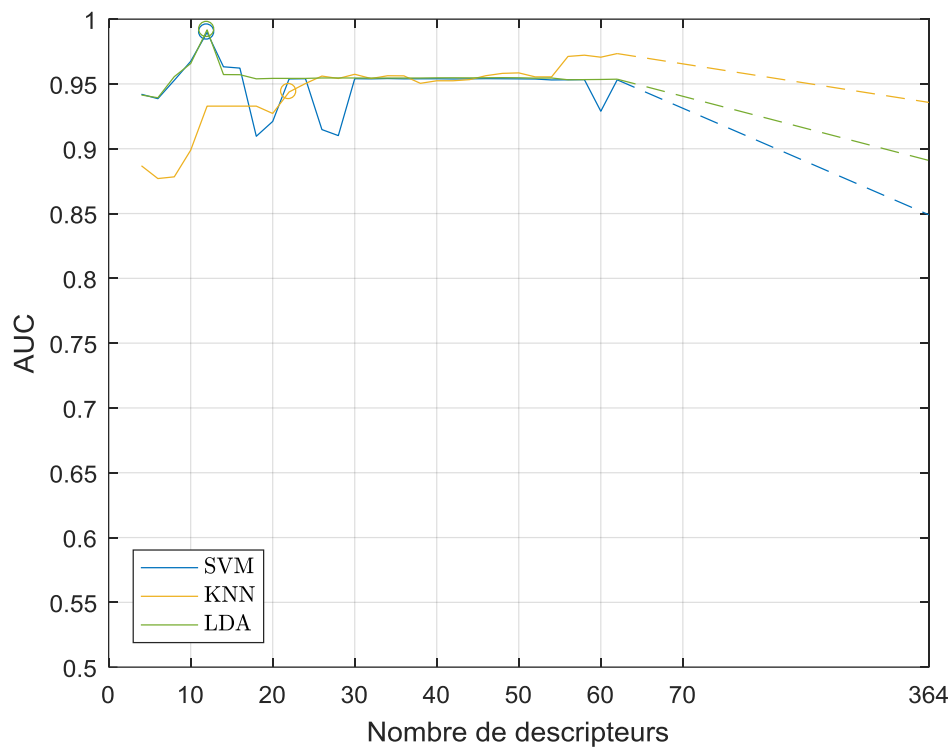


Figure II-27 — AUC (aire sous la courbe ROC) moyenne de validation croisée en fonction du nombre de descripteurs utilisés pour la construction du modèle pour le KNN, le SVM et le LDA

Estimation de l'erreur empirique du modèle

On peut alors déterminer l'erreur sur le jeu de test et le jeu d'entraînement à l'aide de différentes métriques (Tableau II-12).

Tableau II-12 — Résultats des métriques d'erreur (en %) pour chaque situation et chaque méthode d'apprentissage automatique sur le jeu d'entraînement et le jeu de test

		Jeu d'entraînement (N=6)				Jeu de test (N=2)			
		AUC	Précision	Spécificité	Sensibilité	AUC	Précision	Spécificité	Sensibilité
DT	Plat	96,17	90,12	97,16	85,95	91,52	90,16	84,72	93,69
	↗ pente	92,05	90,12	89,86	91,91	84,81	90,16	95,42	63,33
	↘ escalier	99,79	99,47	100,00	95,90	97,81	97,63	98,73	83,33
	↘ pente	99,80	99,47	99,38	100,00	96,41	97,63	98,52	94,12
	Moyenne	96,95	94,80	96,60	93,44	92,64	93,90	94,35	83,62
SVM	Plat	99,07	95,89	93,11	97,56	99,98	99,47	98,68	100,00
	↗ pente	98,08	95,89	98,24	80,15	99,96	99,47	100,00	96,67
	↘ escalier	100,00	99,90	99,89	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	↘ pente	100,00	99,90	100,00	99,26	100,00	100,00	100,00	100,00
	Moyenne	99,29	97,90	97,81	94,24	99,98	99,73	99,67	99,17
KNN	Plat	100,00	100,00	100,00	100,00	95,29	92,51	93,42	91,89
	↗ pente	100,00	100,00	100,00	100,00	91,57	92,51	94,27	83,33
	↘ escalier	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	↘ pente	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	Moyenne	100,00	100,00	100,00	100,00	96,72	96,26	96,92	93,81
LDA	Plat	99,13	94,47	97,46	92,67	99,95	97,86	100,00	96,40
	↗ pente	98,20	94,47	94,74	92,65	99,92	97,86	97,45	100,00
	↘ escalier	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	↘ pente	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	Moyenne	99,33	97,23	98,05	96,33	99,97	98,93	99,36	99,10

Ce qui donne plus concrètement les tableaux de confusion suivants pour chaque méthode d'apprentissage automatique sur le jeu d'entraînement (Figure II-28) et le jeu de test (Figure II-29). La précision correspond au taux de bonnes réponses, plus ce paramètre est proche de 1 plus l'algorithme est performant. La spécificité donne le taux de Vrai Négatif, et la sensibilité le taux de Vrai Positif (Partie II.1.2.c, p. 94). Par exemple, si l'on regarde les performances pour le plat, la spécificité représente les capacités du modèle à classer les exemples qui ne sont pas du plat comme tel, et la sensibilité de classer les exemples de plat comme du plat. Les métriques d'erreur utilisées donnent des résultats pour la discrimination de chaque classe toujours supérieures à 80 % quelle que soit la classe sauf pour la classification de la montée de pente avec l'arbre de décision qui obtient une sensibilité de 63 % sur le jeu de test. Ce résultat s'explique par une forte confusion de la montée de pente avec le plat comme rapporté dans la Figure II-29. L'AUC est toujours supérieure à 84,8 %, le minimum correspond à la classification de la montée de pente avec l'arbre de décision sur le jeu de test. La précision est toujours supérieure à 90,1 %, valeur obtenue pour la classification du plat et la montée de pente en utilisant l'arbre de décision et le jeu d'entraînement. Le minimum de spécificité de 84,7 % est mesuré à plat pour l'arbre de décision sur le jeu de test. L'arbre de décision est le seul modèle à confondre la descente de pente avec la descente d'escalier dans les jeux d'entraînement et de test. Le modèle SVM classifie un seul cycle de descente de pente en descente d'escalier sur le jeu d'entraînement (Figure II-28). Les métriques d'erreurs moyennes

sont plus faibles sur le jeu de test que sur le jeu d'entraînement pour tous les modèles sauf le SVM. Le KNN ne fait aucune erreur sur le jeu d'entraînement, confirmé par la matrice de confusion Figure II-28. Cependant, des erreurs de confusion apparaissent entre la montée de pente et le plat sur les deux sujets du jeu de test. Les matrices de confusions décomposées par sujet peuvent être retrouvées en Annexe B.c.

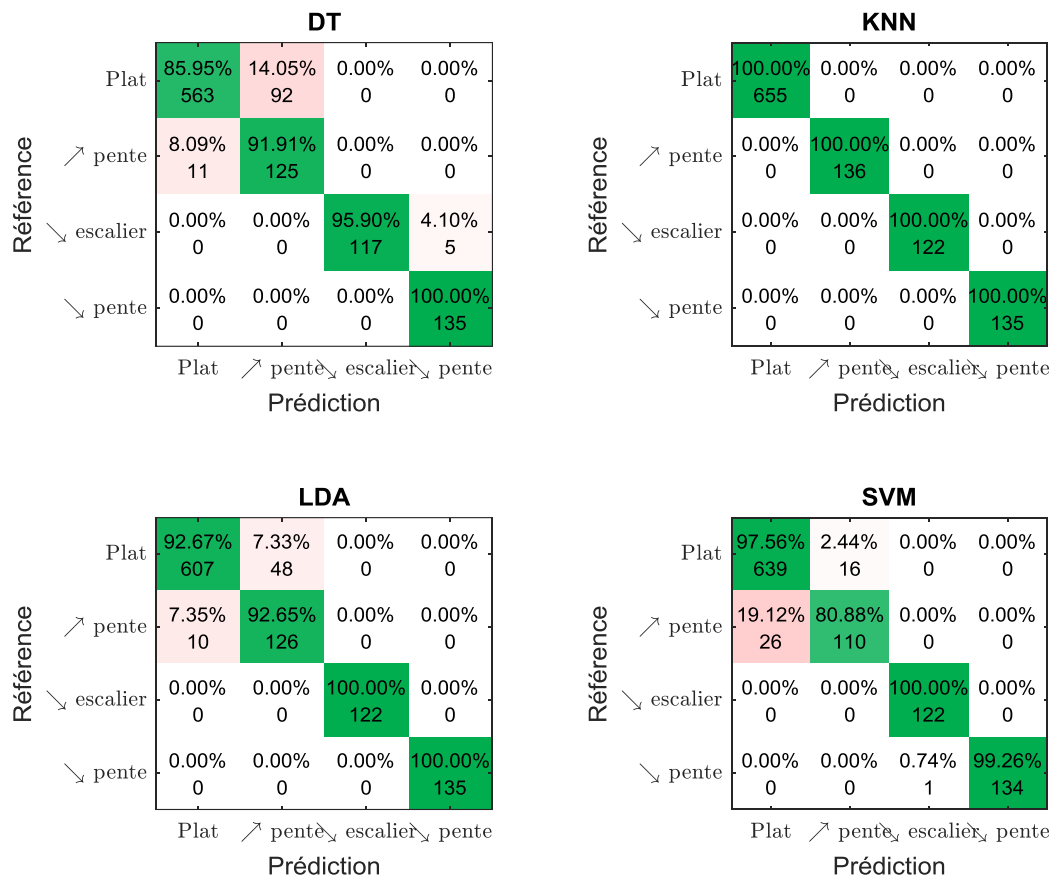


Figure II-28 — Matrices de confusions sur le **jeu d'entraînement** pour l'arbre de décision (DT), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

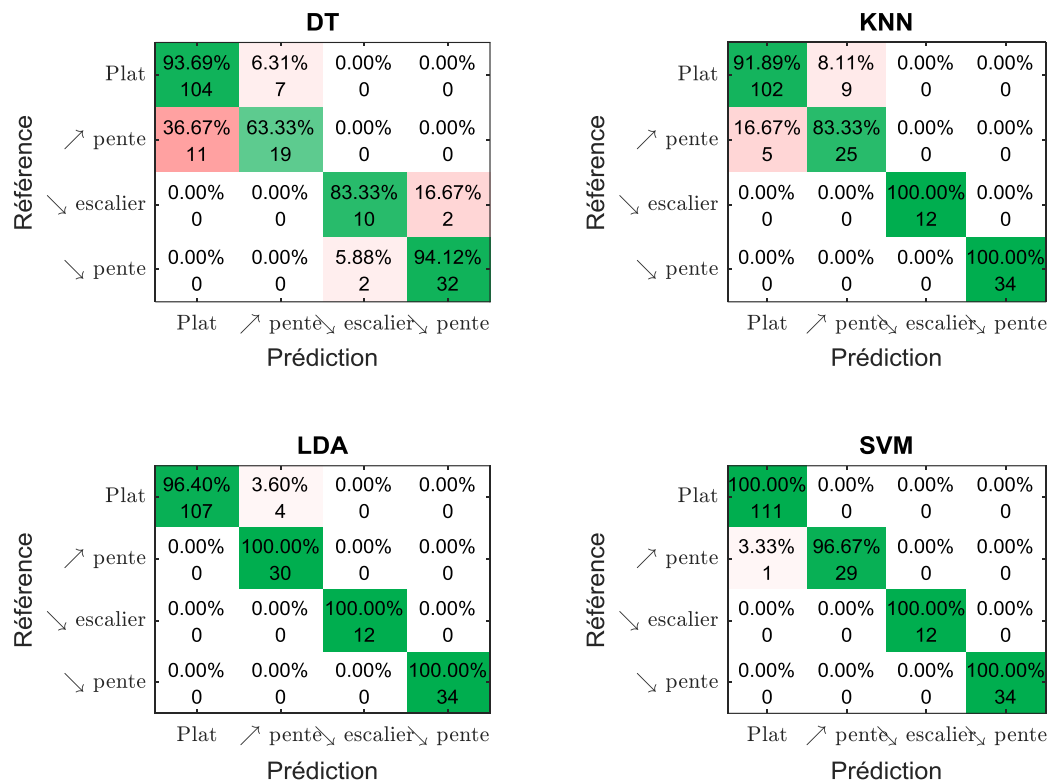


Figure II-29 — Matrices de confusions sur le **jeu de test** pour l'arbre de décision (DT), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

Pour évaluer si un nombre plus important de sujets est nécessaire pour augmenter les performances de l'algorithme, l'erreur (AUC moyen) sur le jeu de test a été évaluée pour tous les modèles construits à partir de 1 à 6 sujets pour chaque algorithme et en gardant la même complexité que précédemment (Figure II-30). On observe, pour tous les algorithmes, une augmentation de l'AUC moyen avec le nombre de sujets inclus dans l'apprentissage. Le modèle SVM est celui qui permet d'avoir les meilleurs résultats avec un faible nombre de sujets tandis que l'arbre de décision est le moins performant. Avec 6 sujets, le LDA et le SVM sont les deux algorithmes qui permettent d'avoir la plus faible erreur moyenne sur l'ensemble des données. Pour le KNN, peu d'évolution de l'erreur moyenne est observable entre 1 sujet et 6 sujets. Les résultats pour le DT restent inférieurs à ceux observés sur les autres algorithmes, quel que soit le nombre de sujets en apprentissage, mais avec seulement 4 descripteurs.

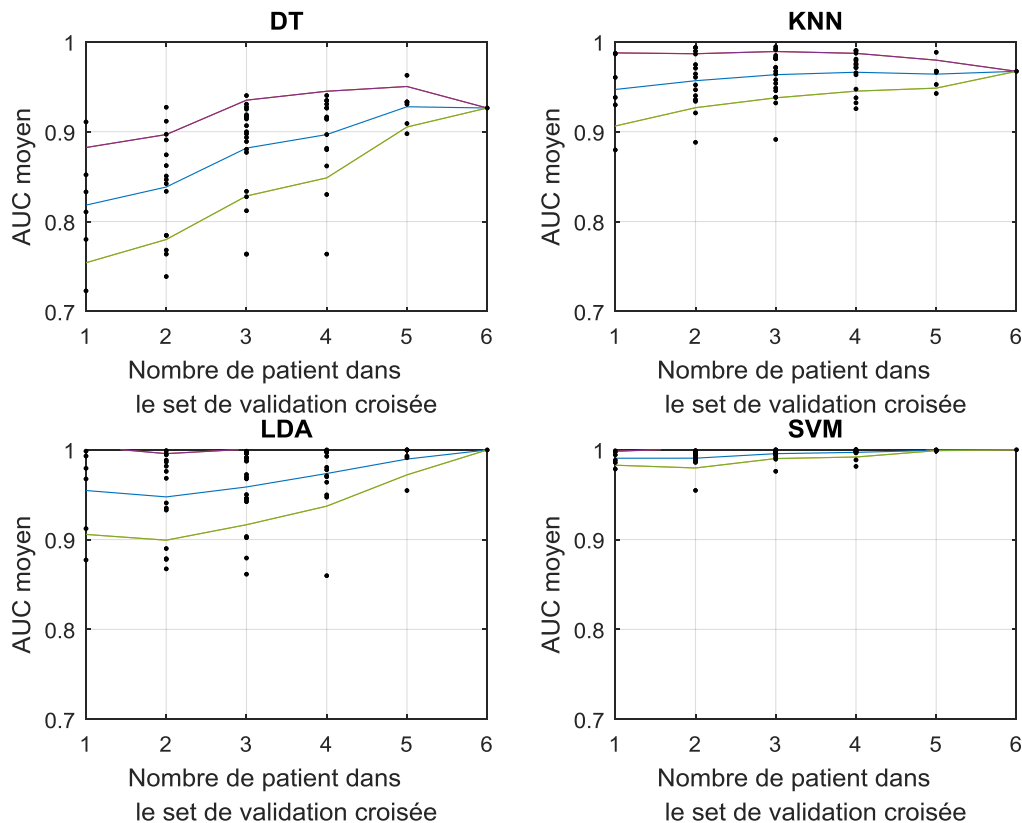


Figure II-30 — Aire sous la courbe ROC moyenne pour chaque modèle construit avec X sujets parmi 6 sur les résultats du jeu de test. Chaque point noir correspondant à l'aire sous la courbe moyenne pour un modèle. Les courbes correspondent à la moyenne (en bleu) ± 1 écart type (vert et violet) pour chaque nombre de sujets utilisés pour entraîner le modèle.

Classification réalisée par les modèles

L'arbre de décision final obtenu avec la règle de Twoing nous permet de séparer la descente de pente et d'escalier de la montée de pente et du plat à partir de la présence ou non de flexion de genou en milieu de phase d'appui. Un couple moyen important différencie la montée de pente du plat. Un couple minimum normalisé faible ou un angle du tibia au maximum de vitesse angulaire faible différencie la descente de pente de la descente d'escalier (Figure II-31).

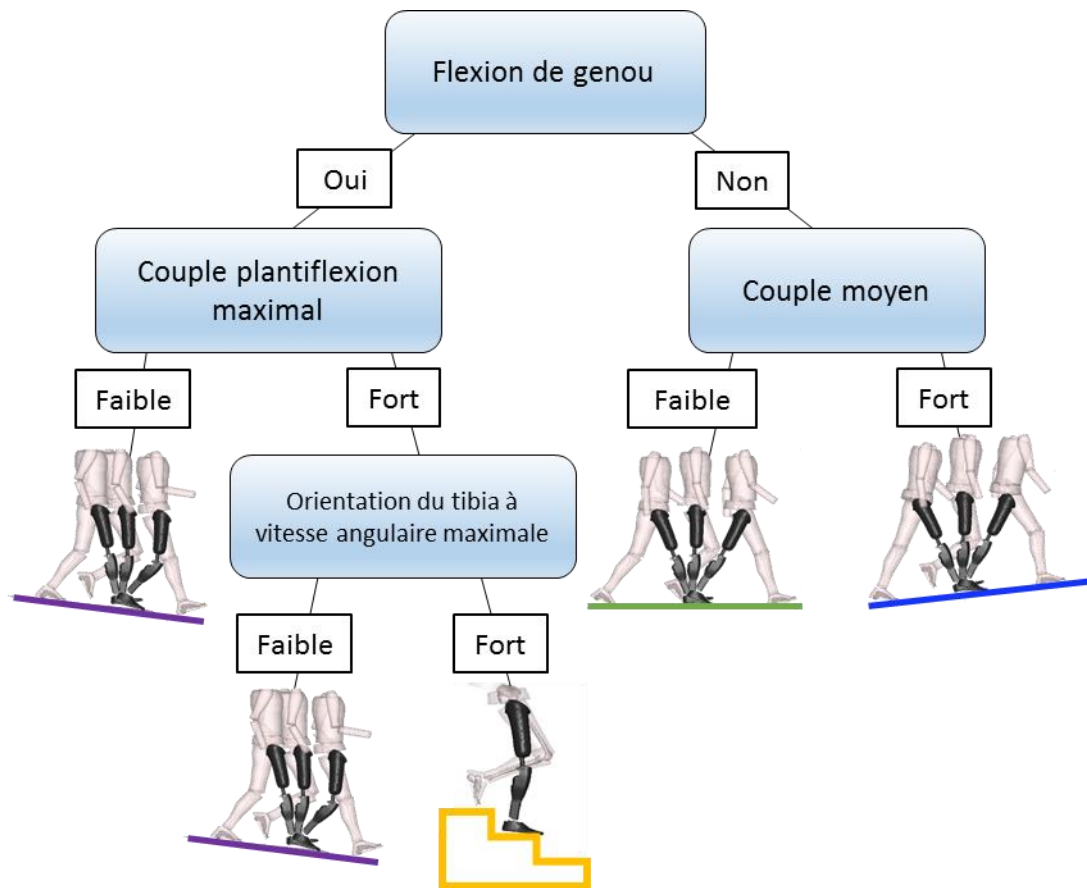


Figure II-31 — Arbre de décision obtenu, pour chaque nœud la branche de gauche correspond à une valeur faible ou une réponse affirmative

Pour les autres algorithmes, la classification se faisant dans un espace à plus grande dimension, il est plus difficile de décrire comment l'algorithme détermine la situation. La première décision est toujours la flexion de genou pour faire le même découpage que celui rapporté pour le DT (Figure II-31).

Le KNN détermine la classe en fonction de la similitude d'après la métrique euclidienne des exemples à classer avec ceux de l'apprentissage.

Pour le SVM et le LDA, un vecteur combinaison linéaire des descripteurs est déterminé par l'algorithme pour différencier chaque biclasse. Ce qui permet d'obtenir pour chaque algorithme les graphiques suivants sur l'ensemble des données (Figure II-32).

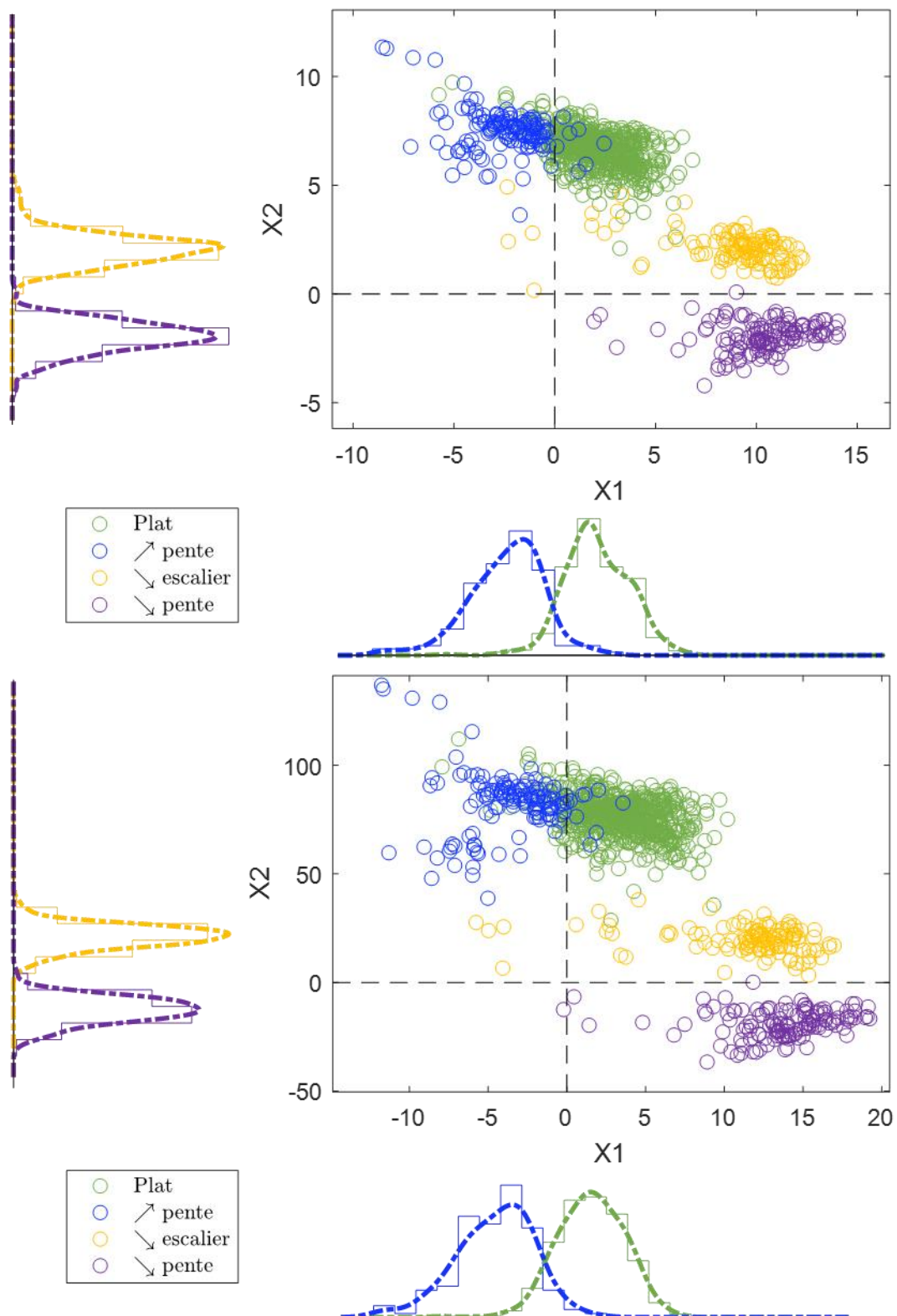


Figure II-32 — Distribution des différentes classes selon le critère de décision pour le SVM (en haut) et pour le LDA (en bas). Le critère X_1 permet de séparer le plat (valeurs positives) de la montée de pente (valeurs négatives). X_2 permet de discriminer la descente d'escalier (valeurs positives) de la descente de pente (valeurs négatives).

d. Discussion

Cette étude a permis d'évaluer 4 modèles de reconnaissance de 4 situations sujet-indépendant entraînés sur 6 sujets et testés sur 2 sujets tous équipés du SPCM.

Le SVM permet d'avoir les meilleurs résultats sur le jeu de test pour toutes les métriques. Ce qui est en accord avec la littérature (Guiry *et al.* 2014, Huang *et al.* 2011, Leutheuser *et al.* 2013, Liu *et al.* 2012, Mannini & Sabatini 2010, Miller *et al.* 2013, Ravi *et al.* 2005). Les autres algorithmes les plus performants sont dans l'ordre : Le LDA, le KNN et enfin le DT.

Les erreurs trouvées pour les modèles de cette étude sont principalement des erreurs de classification entre le plat et la montée de pente, or plusieurs pentes ont été testées pour le groupe de sujet ajoutant sans doute de la variabilité dans les données. Certaines de ces pentes étaient parfois inférieures à 5 % d'inclinaison. Or, on sait que les adaptations sur ces pentes sont très faibles (Prentice *et al.* 2004, Wang *et al.* 2010) et il a régulièrement été rapporté que ces deux situations étaient difficiles à différencier (Ngo *et al.* 2014a, 2015; Wang *et al.* 2010, Young & Hargrove 2016, Yuan *et al.* 2015). De plus, nous avons vu précédemment que la pente pouvait être estimée à partir de l'angle du tibia et du couple à la cheville (Partie II.2.1.b, p. 113). Des améliorations sur l'estimation de l'angle du tibia devraient avoir un impact positif sur la reconnaissance de ces situations.

Dans notre étude, le nombre de descripteurs sélectionnés pour les différents modèles est bien inférieur par rapport aux études conduites par la RIC ou celles de l'équipe de l'URI pour détecter cinq situations, c'est-à-dire en rajoutant la montée d'escalier. En effet, 52 à 78 descripteurs sont utilisés par la première (Hargrove *et al.* 2015, Young & Hargrove 2016, Young *et al.* 2014b,c) et 46 à 58 par la seconde équipe (Du *et al.* 2012, Huang *et al.* 2011, Zhang *et al.* 2011a).

Dans cette étude, 5 sur les 12 descripteurs utilisés par le LDA et le SVM et 6 sur 22 pour la KNN correspondent à une mesure de similitude. Cela montre l'importance de ce type de descripteurs pour la reconnaissance de situations. Cependant, le calcul des similitudes impose de disposer des courbes moyennes pour chaque situation à chaque nouveau sujet. Cela peut être contraignant dans le cadre de l'appareillage par un orthoprothésiste. En effet, cela requiert une pente suffisante et suffisamment longue ainsi qu'un escalier avec plus de 3 marches pour acquérir les signaux nécessaires. On peut de plus remarquer que parmi les 12 descripteurs sélectionnés, 5 concernent l'angle du tibia, 3 sa vitesse angulaire, et 5 le moment à la cheville. Ces résultats soutiennent l'hypothèse qu'une amélioration de l'estimation de l'angle pourrait perfectionner la reconnaissance de situations notamment pour distinguer les pentes faibles du plat.

L'analyse de l'erreur fonction du nombre de sujets nous indique que tous les modèles ont suffisamment de complexité dans le jeu d'apprentissage à partir de 4 sujets pour avoir un modèle généralisable. Contrairement aux résultats publiés par Young & Hargrove (2016), l'ajout de sujets ne permet pas toujours d'améliorer le modèle. Cela peut être expliqué par

des descripteurs plus complexes que ceux proposés par ces auteurs avec des capacités généralisatrices plus importantes. En effet, ces derniers n'ont extrait que les valeurs minimale, maximale et moyenne sur chaque capteur sur deux fenêtres de 300ms au début et à la fin de la phase d'appui (Young & Hargrove 2016).

La comparaison aux autres auteurs utilisant l'apprentissage automatique reste difficile à cause de la multiplicité des méthodes, des capteurs utilisés ainsi que de leurs emplacements et des situations reconnues. Cependant, les précisions moyennes de classification sur les données d'apprentissage sont toutes supérieures à 80 %, pour tous les algorithmes testés. Cela correspond à ce qui est rapporté dans la littérature pour la population de sujets amputés de membre inférieur (Hargrove *et al.* 2015, Mariani 2012, Simon *et al.* 2016, Spanias *et al.* 2015, Young *et al.* 2014a–c; Yuan *et al.* 2015, Zhang & Huang 2013).

Toutes les études n'évaluent pas l'erreur sur un jeu de test indépendant à cause du nombre limité de données. Cependant, les résultats de cette étude sont bien supérieurs à ceux rapportés sur un jeu de données indépendant dans la population amputée de membre inférieur, lorsque le modèle est sujet-indépendant. Sur le set de test, pour tous les algorithmes utilisés, Mariani (2012) avait une précision maximale de 89,6 % pour son arbre de décision « optimal » sur 5 situations testées sur 5 sujets. Yuan *et al.* (2015) rapportent une précision sur ces mêmes situations de 98,83 % sur 3 sujets amputés en dessous du genou. Young *et al.* (2016) ont rapporté l'erreur minimale de leur modèle entraîné sur 7 sujets et testé sur un autre sujet. Ils trouvent un taux de bonne réponse maximal de 89,74 % sur les 5 situations, erreurs venant presque en totalité d'une confusion entre la pente (montée ou descente) et le plat. Les bons résultats de cette étude peuvent être expliqués par l'utilisation des similitudes, permettant sans doute de diminuer la variabilité inter-sujet et donc d'améliorer les résultats des modèles sujets indépendants.

De même, pour les autres populations, dans le cas de la reconnaissance 5 ± 2 classes, on trouve une précision supérieure à 60 % sur le set de test ou à la suite de la validation croisée (Coley *et al.* 2005, Lau *et al.* 2009, Laudanski *et al.* 2015, Ngo *et al.* 2015, Wang *et al.* 2010). Lau *et al.* rapportent un taux d'erreur de 61,9 % pour un SVM pour classifier 5 situations, et 92,9 % pour classifier 3 situations (plat et pentes regroupées en une seule classe) à l'aide d'une seule centrale inertielle sur le tibia pour 7 sujets hémiparétiques. En utilisant les similitudes sur 460 sujets non amputés, Ngo *et al.* (2015) rapportent un taux de bonnes réponses de 93,36 % sur 5 situations. Wang *et al.* (2010) ont réussi à atteindre un taux de bonnes réponses de 82,46 % sur 12 sujets non amputés et 7 situations (+2 situations de pentes).

Pour une implémentation des modèles sur le SPCM, l'arbre de décision permet de différencier 4 situations à l'aide de 3 descripteurs qui peuvent tous être obtenus à la fin de la phase d'appui. Les résultats de l'arbre de décision sont pour l'instant trop peu fiables pour envisager une modification du comportement de la prothèse. Les modèles de KNN, SVM, et LDA utilisent tous des descripteurs de similitudes, leurs estimations ne pourront donc être faites qu'en fin de phase d'appui. Le coût d'un calcul de similitude en embarqué n'a pas été

évalué mais pourrait être important. De plus, ce calcul nécessite d'établir une base de référence pour chaque nouveau sujet. Des acquisitions sur un plus grand nombre de sujet pourraient permettre de s'affranchir de leur utilisation. Pour une modification du comportement du SPCM, les résultats obtenus par les différents modèles sont trop faibles pour être utilisables par un sujet.

Les perspectives de ces travaux seraient d'évaluer ces modèles sur des acquisitions plus réalistes, en dehors du parcours. Cela pourrait avoir un intérêt pour regarder comment se comporte le modèle lors de la descente d'un trottoir, la marche dans un dévers, etc. De plus, différents éléments devraient avoir des implications dans la reconnaissance des situations. Une meilleure estimation de l'angle du tibia devrait faciliter la distinction des pentes. Si cette estimation est suffisamment bonne, le calcul de la trajectoire du pied à chaque phase oscillante peut aussi être envisagé toujours pour distinguer les pentes. Pour améliorer la reconnaissance de situations, et dans le but d'affiner l'adaptation réalisée par le SPCM aux situations, les modèles évalués ci-dessus pourraient être utilisés pour labelliser de manière automatique lors d'une collecte de données plus importante afin de chercher des descripteurs permettant une prédiction de la situation plus tôt dans le cycle. Pour cela, une distinction des descripteurs de la phase d'appui et de ceux de la phase oscillante pourrait être utile pour avoir 2 estimations de la situation par cycle. Enfin, pour améliorer les résultats inter sujets, une normalisation des descripteurs par rapport aux cycles à plat pourrait aussi donner des résultats sans connaissance *a priori* du sujet dans les autres situations (Wang *et al.* 2008). Une telle normalisation pourrait être envisagée dans la routine de l'orthoprothésiste lors du réglage de l'appareillage.

Conclusion générale

L'autonomie et l'activité des personnes est un des objectifs principaux de l'appareillage. En effet, si l'utilisateur parvient à récupérer une autonomie et une activité physique, son insertion sociale en sera facilitée. Nous avons vu dans la première partie de cette thèse les difficultés rencontrées par les utilisateurs de ces appareillages notamment en pente et en escalier.

Le contrôle des prothèses par microprocesseur a facilité la marche dans ces situations en apportant de la sécurité pour le sujet. Cependant, les personnes amputées au-dessus du genou rapportent toujours rencontrer des difficultés (Samuelsson *et al.* 2012, Sawers & Hafner 2013). Celles-ci peuvent être en partie attribuées au manque de mobilité de l'articulation de la cheville. Dans ce contexte, PROTEOR a développé une prothèse de genou-cheville (SPCM) restaurant la synergie entre ces deux articulations ce qui permet d'augmenter la mobilité de la cheville. Les nouveaux appareillages prothétiques doivent mettre en évidence la valeur ajoutée ou la non-infériorité par rapport à l'existant. L'analyse quantifiée de la marche est l'un des moyens de quantifier l'apport des appareillages. Cette prothèse devrait diminuer le risque de chute ainsi que la sursollicitation des articulations controlatérales. Le premier objectif de cette thèse consistait à vérifier cette hypothèse en laboratoire dans différentes situations de la vie courante.

Cependant, cette évaluation en laboratoire n'est pas forcément représentative de l'activité réelle de l'utilisateur. Pour adapter leurs comportements à l'environnement, les prothèses à microprocesseur sont munies de capteurs. Ces derniers pourraient être également utilisés pour quantifier l'activité de la personne. La quantification peut être utile pour évaluer l'utilisation réelle des fonctions de la prothèse mais aussi pour améliorer l'adaptation de la prothèse à l'environnement. Le second objectif de la thèse était de caractériser la locomotion et reconnaître les situations rencontrées par l'utilisateur du SPCM à l'aide des capteurs embarqués.

Pour répondre au premier objectif de thèse, trois paramètres liés au risque de chute et à la sursollicitation du membre controlatéral ont été quantifiés en laboratoire et dans différentes situations de la vie courante. Pour les paramètres liés au risque de chute, le temps de pied à plat a été choisi en phase d'appui pour évaluer la stabilité de l'utilisateur tandis que le *minimum toe clearance* a été sélectionné en phase oscillante pour estimer le risque de trébuchement. La sursollicitation des articulations controlatérales a été évaluée en quantifiant le moment intersegmentaire maximal au niveau du genou lors de la descente d'escalier puisque la prothèse autorise le placement du pied sur la pleine marche contrairement à l'appareillage actuellement disponible pour cette population. Ainsi, nous avons pu montrer sur un échantillon de sujets utilisateurs du SPCM (N=4 à 6) que la prothèse permettait de restaurer un temps de pied à plat lors de la marche à plat, en pente et en escalier proche de celui des sujets non amputés et supérieur à celui des sujets utilisateurs d'un appareillage

classique. Cette augmentation du temps de pied à plat traduit l'augmentation de la base de support apportée par le SPCM, ainsi une plus grande stabilité en phase d'appui devrait être ressentie par l'utilisateur dans ces situations. De même, nous avons pu montrer que la distance minimale entre l'avant pied et le sol était augmentée chez les sujets utilisateurs du SPCM à plat et en pente par rapport aux sujets avec un appareillage classique. Cette distance étant fondamentale pour le passage du pas, elle permet d'évaluer la sécurité apportée par le SPCM en phase oscillante et donc le risque de chute ou de trébuchement. Enfin, nous avons vu que le SPCM autorisait l'utilisation d'une stratégie de descente d'escalier moins délétère pour le membre controlatéral par une réduction du moment intersegmentaire maximal dans le plan sagittal au niveau du genou controlatéral. L'ensemble de ces résultats attestent l'apport du SPCM dans les différentes situations de la vie courante en termes de risque de chute et de sursollicitation des articulations controlatérales. Cependant, cette analyse en laboratoire ne permet pas de conclure sur l'utilisation du SPCM dans la vie réelle des sujets appareillés.

Ainsi, pour répondre au second objectif de la thèse, la quantification de l'activité à l'aide des capteurs du SPCM a été séparée en deux sous-parties : L'estimation de paramètres caractéristiques de la marche ou de l'environnement, et la classification des situations rencontrées. Les travaux personnels ont permis d'évaluer dans la première sous partie des estimations de la vitesse de marche et de la pente dans un milieu contrôlé sur 9 sujets. Ainsi, la vitesse de marche a pu être estimée à $0,002 \pm 0,088$ m/s (moyenne $\pm$ écart type inter-sujet) près à plat et en montée de pente dès la fin de la phase d'appui. De même, la pente peut être estimée à $1,66 \pm 0,59^\circ$ (RMSE moyen $\pm$ écart type inter-sujet) près à différentes vitesses de marche au milieu de la phase d'appui. Pour la seconde sous partie, plusieurs modèles plus ou moins transparents ont été construits et évalués pour une estimation *a posteriori* de 4 situations rencontrées (la marche à plat, en montée de pente, en descente de pente et en descente d'escalier). Un parcours comprenant de la marche à plat, en pente et en escalier a été réalisé par 8 sujets, ce qui a permis d'enregistrer les signaux des capteurs du SPCM pendant ces situations. L'entraînement de modèles de classification a été réalisé sur 6 sujets puis évalué sur les deux sujets restants. Une précision de 93,9 % pour le modèle d'arbre de décision et de 99,7 % pour le modèle de SVM a ainsi été obtenue. Ce dernier modèle pourra être utilisé pour labelliser de manière automatique des données sur une plus longue durée et ainsi améliorer le premier modèle ou pour trouver des descripteurs autorisant une estimation précise de la situation plus tôt dans le cycle. L'ensemble des travaux de cette partie ont permis de montrer que des modèles simples peuvent être utilisés pour quantifier l'activité réelle des personnes équipées du SPCM de manière précise et pourront être implémentés pour une estimation en temps réel.

Ces travaux de thèse seront poursuivis au cours d'un projet RAPID (Régime d'Appui pour l'Innovation Duale, financement de la Direction Générale des Armées) impliquant les mêmes collaborateurs ainsi que d'une autre thèse CIFRE entre PROTEOR et l'Institut de Biomécanique Georges Charpak. Entre autres, une collecte de données plus importante est prévue et pourra

alimenter les travaux en continuité de cette thèse. Concernant ceux de la première partie, les résultats pour l'évaluation du SPCM en laboratoire pourront être confirmés en comparant les sujets à eux-même lors de l'utilisation du SPCM et avec l'appareillage classique. Cette collecte pourra aussi être l'occasion d'étudier d'autres paramètres pour évaluer le SPCM en laboratoire ou à l'aide de tests fonctionnels. Ainsi, les transitions assis-debout pourraient être étudiées en laboratoire pour quantifier si la synergie de genou-cheville apportée par le SPCM peut aider les utilisateurs par rapport à l'appareillage classique. Des tests fonctionnels tels que le test de 6 minutes pourraient donner un critère global de l'aisance de la marche en comparant la distance parcourue lors du port du SPCM par rapport au port de l'appareillage classique. Pour la seconde partie des travaux, l'ajout de capteurs pour améliorer la quantification de l'activité pourra être évalué lors de cette collecte extensive. La reconnaissance de situation pourra aussi être évaluée dans l'environnement écologique et son implémentation dans la machine d'état étudiée.

Ces travaux de thèse forment une base pour améliorer le contrôle et l'adaptation à l'environnement des futures versions du SPCM. Les travaux futurs permettront de faire une prédiction de la situation de façon à proposer une adaptation du SPCM dès le premier pas dans la situation. Ces adaptations pourraient faciliter les déplacements des utilisateurs du SPCM et donc augmenter leur autonomie. De plus, la quantification de l'activité réelle des utilisateurs pourrait conduire à un meilleur suivi et une rééducation plus personnalisée des utilisateurs.

Table des illustrations

Liste des figures

Figure I-1 — Cycle et sous phases de la marche	7
Figure I-2 — Représentation schématique du moment externe (en vert) ou intersegmentaire (en violet) qui s'applique au centre articulaire (en bleu) de cheville (à gauche) et de genou (à droite) à partir de l'effort de réaction du sol (en orange) et du bras de levier (en noir) et des repères pied (en bleu), tibia (en gris) et fémur (en jaune) inspiré de Villa (2014)	8
Figure I-3 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart type de l'angle de plantiflexion, du couple intersegmentaire exercé par le tibia sur le pied de dorsiflexion et de la puissance à la cheville en pente (première ligne) et en escalier (deuxième ligne) comparés au plat (courbe rouge dans chaque graphe) pour 13 sujets non amputés (données issues du projet ANR APSIC)	10
Figure I-4 — Début du cycle en descente d'escalier	11
Figure I-5 — Fin du double appui en montée de pente	12
Figure I-6 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart type de l'angle de flexion, du couple du fémur sur le tibia d'extension et de la puissance au genou en pente (première ligne) et en escalier (deuxième ligne) par rapport à la marche à plat pour 13 sujets non amputés (données issues du projet ANR APSIC)	13
Figure I-7 — Début de cycle en descente de pente	14
Figure I-8 — Début de cycle en montée d'escalier	14
Figure I-9 — Effet de la position de l'axe du genou pour le déverrouillage d'un genou uniaxial sur le moment intersegmentaire la hanche (inspiré de Koehler-McNicholas et al. 2016)	19
Figure I-10 — Evolution du Rheo Knee™(Ossur) à gauche (Source : biomech.media.mit.edu) et C-leg™ (Otto bock) avec unité hydraulique transparente et châssis évidé (© Christophe LEPETIT)	20
Figure I-11 — Machine d'état du genou prothétique Rheo Knee™ (Ossur) (Herr & Wilkenfeld 2003) en haut et de la prothèse de genou-cheville développée par la Vanderbilt University (Varol et al. 2010) en bas	21
Figure I-12 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart-type de l'angle de flexion, du couple du fémur sur le tibia d'extension et de la puissance au genou prothétique en pente et en descente d'escalier par rapport à la marche plat pour 8 sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et de pieds à restitution d'énergie (données issues du projet ANR APSIC).....	22
Figure I-13 — Courbes donnant la moyenne ± 1 écart-type de l'angle de plantiflexion, du couple du tibia sur le pied de dorsiflexion et de la puissance à la cheville prothétique en pente et en descente d'escalier par rapport à la marche à plat pour 8 sujets amputés au-dessus du genou équipés de genoux à microprocesseurs (C-leg™) et de pieds à restitution d'énergie	

(données issues du projet ANR APSIC).....	27
Figure I-14 — A. Angle de dorsiflexion de cheville dans le plan sagittal en fonction du pourcentage du cycle de marche. — B Couple de plantiflexion de cheville dans le plan sagittal en fonction du pourcentage du cycle de marche. Pour ces deux graphiques les traits pointillés correspondent au début et à la fin de la phase d'appui unipodal. La flèche orange correspond à la position neutre de la cheville (PNC) à couple nul. C — Courbes couple — angle de cheville dans le plan sagittal chez le sujet non amputé pour différentes situations et raideur équivalente en traits pointillés. Extrait et adapté de Pillet et al. (2014)	28
Figure I-15 — Descente d'escalier en utilisant le nez de la marche	29
Figure I-16 — Trajectoire du centre de pression et déroulé du pas (en haut) et paramètres caractérisant le Roll Over Shape (en bas), r le rayon de l'arc de cercle, L la longueur de l'arc, son orientation θ et la position de son centre C dans le repère tibia adapté de Bonnet 2009	30
Figure I-17 — Prothèse de pieds-cheville à microprocesseurs Elan™ (Endolite) et plan de coupe issu du brevet (Moser et al. 2008)	33
Figure I-18 — Prothèse de pieds-cheville à microprocesseurs Propriofoot™ (Ossur) (source : www.nytimes.com)	34
Figure I-19 — Eléments constitutifs (à gauche) et principe de fonctionnement du BiOM™ (à droite) issus de (Au et al. 2007)	37
Figure I-20 — Longueur du pas prothétique augmentée en utilisant le nez de la marche	40
Figure I-21 — Les déviations de marche courante en phase oscillante (le fauchage à gauche, le vaulting au milieu et l'élévation du bassin à droite).....	41
Figure I-22 — Prototype de prothèse de genou-cheville de la Vanderbilt University issus de Lawson et al. 2013)	43
Figure I-23 — Machine d'état et règles de transition entre les différents états du SPCM ; Bie= couple à la cheville, Ext=Extension, θ = angle du tibia dans le plan sagittal par rapport à la verticale, $\dot{\theta}$ = la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal.....	44
Figure I-24 — Courbe typique d'évolution de la hauteur minimale entre le talon et le sol (en violet) et entre l'avant-pied et le sol (en vert) au cours du temps avec représentation du Minimum Toe Clearance (MinTC) et du Minimum Heel Clearance (MinHC) pendant le cycle de marche (adapté de Dadashi et al. 2013)	50
Figure I-25 — Modèle géométrique dans le plan sagittal pour déterminer la longueur du membre inférieur ($ L_{HT} $) en fonction de l'angle de hanche (α), du genou (β), de cheville (γ), et la longueur de la jambe (L_1), de la cuisse (L_2) et du pied (L_3) extrait de Moosabhoy & Gard (2006)	51
Figure I-26 — Emplacement des marqueurs utilisés pour la détection du MinTC.....	52
Figure I-27 — Stratégie de descente d'escalier des personnes amputées au-dessus du genou.....	53
Figure I-28 — Set de marqueurs utilisé pour chaque sujet du protocole APSIC, en rouge les marqueurs anatomiques, en bleu les marqueurs techniques, en jaune les marqueurs anatomiques utilisés uniquement en statique et reconstruits ensuite.....	55

Figure I-I-29 — Courbe typique de l'évolution de l'angle du pied moyen à plat dans le plan sagittal pour un sujet non amputé, et instants de début et de fin du temps de pied à plat...	57
Figure I-30 — Courbe typique pour un sujet non amputé représentant la distance entre le milieu des métatarsiens et sa projection orthogonale sur le sol pendant le cycle de marche et MinTC mesuré pour un cycle de marche	58
Figure I-31 — Courbe typique d'évolution du moment articulaire de genou au cours de la phase d'appui pendant la descente d'escalier	59
Figure I-32 — Temps de pied à plat (TPP) moyen du côté appareillé en pourcentage du cycle de marche ± 1 écart type pour chaque situation et pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ; N=15), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF : N=10) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=6 sauf en descente d'escalier N=4).....	59
Figure I-33 — Début et fin de temps de pied à plat du côté appareillé dans chaque situation et pour chaque groupe avec les écarts-types et la valeur moyenne rapportée au-dessus et en dessous des histogrammes	60
Figure I-34 — Courbe d'évolution de la distance moyenne avant-pied par rapport au sol à plat en fonction du pourcentage du cycle de marche pour le groupe Non amputé (SA ; N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=4) avec corridor à ± 1 écart type.....	61
Figure I-35 — MinTC moyen du côté appareillé dans les différentes situations pour le groupe Non amputé (SA ; N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=5 sauf en descente de pente N=2) lors de la marche en descente de pente à 12%, à plat et en montée de pente à 12% avec les barres d'erreur à ± 1 écart type	61
Figure I-36 — Instant du MinTC en pourcentage de la phase oscillante (PO) et angles dans le plan sagittal de cheville, genou et hanche moyen à cet instant du côté appareillé dans les différentes situations pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ; N=21), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=12) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=4 sauf en descente de pente N=2) avec les barres d'erreur à ± 1 écart type	62
Figure I-37 — Courbe d'évolution du moment moyen appliqué au niveau du genou controlatéral et corridor (1 écart type) en fonction du pourcentage du cycle de marche en descente d'escalier pour les groupes de sujets utilisateurs du C-leg™ (TF ; N=11), le groupe de sujets utilisateur du SPCM (Proto ; N=6) et le groupe de sujets non amputés (SA ; N=16)	63
Figure I-38 — Moment sagittal maximal moyen et écart type dans le genou controlatéral pour le groupe de Sujets Non amputés (SA ; N=16), le groupe utilisateur de C-leg™ (TF ; N=11) et le groupe utilisateur du SPCM (Proto ; N=6).....	64
Figure II-1 — Stepwatch™ (Orthocare Innovation)	75
Figure II-2 — PAM™ (Ossur)	75
Figure II-3 — Modèle permettant d'estimer la longueur de pas à partir du déplacement du centre de gravité, inspiré de Houdijk et al. (2008)	76
Figure II-4 — Détections des positions assis, debout et couché à l'aide de deux accéléromètres uni axial placé sur la cuisse et le tronc (issus de Lowe & Ólaighin 2014)	77

Figure II-5 — Différentes méthodes d'extraction de descripteurs adaptées de Figo et al. 2010.....	83
Figure II-6 – Comparaison de deux signaux par rééchantillonnage (haut) et par la DTW (bas) en temporel (gauche) et chemins optimaux obtenus (à droite).....	86
Figure II-7 — Exemple de fonctionnement des 3 proches voisins	89
Figure II-8 — Principe de fonctionnement de l'arbre de décision	90
Figure II-9 — Principe de fonctionnement de la LDA.....	92
Figure II-10 — Principe de fonctionnement du SVM	93
Figure II-11 — Distribution de probabilité et définition du vrai négatif, faux négatif, vrai positif et faux positif à partir d'un seuil	95
Figure II-12 — Courbe ROC de la classe + versus la classe - avec deux points caractéristiques en fonction du seuil sur un descripteur	96
Figure II-13 — Influence des capteurs sur la performance de la reconnaissance de situation (Young et al. 2014a)	101
Figure II-14 – Variation de l'erreur (précision) d'un modèle sujet-indépendant en fonction du nombre de sujets ajoutés à l'entraînement et écart type sur 5 modèles différents (issu de Young & Hargrove 2016)	102
Figure II-15 — Modèles cinématiques de Aminian et al. (2002) (à gauche) et de Miyazaki (1997) (à droite) permettant de calculer la longueur de pas (doubles flèches bleues)	106
Figure II-16 — Modèle cinématique d'estimation de la vitesse du centre de gravité pendant la phase d'appui avec, la hauteur du centre de gravité L , θ son orientation par rapport à la gravité ainsi que le rayon de courbure de l'arc r , et V_{COM} le vecteur vitesse de déplacement du centre de gravité qui peut être décomposé en V_x et V_y dans le repère global (R_0).....	108
Figure II-17 — Estimation de la vitesse de marche par sujet et par condition de vitesse à plat par rapport à la vitesse de référence (Haut) et graphique de Bland et Altman correspondant à l'erreur d'estimation du modèle présenté	110
Figure II-18 — Méthodes de calcul de la pente à partir de centrales inertielles sur le pied en phase d'appui (inclinaison du pied), et en phase oscillante (rapport du déplacement du pied vertical et horizontal)	114
Figure II-19 — Principe de détection de la pente, avec la relation du moment au niveau de la cheville en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale à plat (B) et en montée de pente à 10° (A) θ_B l'angle du tibia par rapport au sol à plat, θ_A l'angle du tibia par rapport au sol en pente et α l'angle de la pente, C le seuil de moment	117
Figure II-20 — Estimation de la pente par rapport à la pente de référence et erreur d'estimation par rapport à la pente de référence pour la première méthode. Chaque marque correspond à une estimation à une vitesse, chaque couleur à un sujet.	119
Figure II-21 — Parcours réalisés par les sujets utilisateurs de la prothèse de la Vanderbilt University (en haut extrait de Hargrove et al. 2015) et par les utilisateurs de la prothèse de la University of Rhodes Island (en bas extrait de nrel.bme.unc.edu).....	123
Figure II-22 — Courbes de moment à la cheville normalisé par rapport à la masse du sujet en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation étudiée pour S4. Les descripteurs	

extraits sur ce capteur à chaque cycle sont repérés par des ronds jaunes pour le minimum et des diamants violets pour le maximum.	126
Figure II-23 — Capteur d’extension du genou en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation (1 correspondant à une extension complète, et 0 à une flexion de plus de 30° du genou). Les 4 descripteurs extraits à partir de ce capteur sont rapporté pour chaque cycle, en jaune l’instant de passage au-dessus du seuil ‘Presque en extension’, en orange l’instant de passage en dessous du seuil de déverrouillage, en violet l’instant de passage en dessous du seuil de non extension, et enfin en vert le passage au-dessus du seuil d’extension.	127
Figure II-24 — Courbes de moment à la cheville moyenne normalisé par rapport à la masse du sujet en pourcentage du cycle de marche pour chaque situation étudiée pour chaque sujet du groupe d’apprentissage et de test	128
Figure II-25 — Les 3 modèles construits dans cette étude pour chaque algorithme	129
Figure II-26 — Erreur de classification en fonction de la complexité pour chaque critère de décision testé et complexité de l’arbre optimal. La courbe rouge correspond à la variation de l’erreur sur le jeu d’entraînement, la bleue à la variation de l’erreur sur le jeu de validation, la courbe noire est la constante minimum de l’erreur de classification sur le jeu de validation plus un écart type. Le cercle rouge correspond à la complexité de l’arbre sélectionné comme optimal.	131
Figure II-27 — AUC (aire sous la courbe ROC) moyenne de validation croisée en fonction du nombre de descripteurs utilisés pour la construction du modèle pour le KNN, le SVM et le LDA	132
Figure II-28 — Matrices de confusions sur le jeu d’entraînement pour l’arbre de décision (DT), le KNN, l’analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant.....	134
Figure II-29 — Matrices de confusions sur le jeu de test pour l’arbre de décision (DT), le KNN, l’analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	135
Figure II-30 — Aire sous la courbe ROC moyenne pour chaque modèle construit avec X sujets parmi 6 sur les résultats du jeu de test. Chaque point noir correspondant à l’aire sous la courbe moyenne pour un modèle. Les courbes correspondent à la moyenne (en bleu) ± 1 écart type (vert et violet) pour chaque nombre de sujets utilisés pour entraîner le modèle.	136
Figure II-31 — Arbre de décision obtenu, pour chaque nœud la branche de gauche correspond à une valeur faible ou une réponse affirmative	137
Figure II-32 — Distribution des différentes classes selon le critère de décision pour le SVM (en haut) et pour le LDA (en bas). Le critère X1 permet de séparer le plat (valeurs positives) de la montée de pente (valeurs négatives). X2 permet de discriminer la descente d’escalier (valeurs positives) de la descente de pente (valeurs négatives).	138

Liste des tableaux

Tableau I-1 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant aux pieds à restitution d'énergie. L'inclinaison de la pente est de 5° pour toutes les études. L'inclinaison équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. n/c= non communiqué. En vert tous les résultats sur des sujets non amputés (SA), et en orange pour les sujets amputés en dessous du genou (TT) équipés de pieds à restitution d'énergie (ESR). Tous les sujets amputés au-dessus du genou (TF) étaient équipés d'un genou à microprocesseur passif sauf un sujet pour Graham et al. 2007 équipé d'un genou non électronique..... 32

Tableau I-2 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant au Propriofoot™. L'inclinaison ou la pente équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. En vert tous les résultats sur des sujets non amputés(SA), et sur le Propriofoot™ avec adaptation à la pente bleu clair, et sans adaptation en orange, pour les populations de personnes amputées en dessous du genou (TT). 36

Tableau I-3 — Puissance maximale à la cheville en fin de phase d'appui fonction de l'appareillage et de la situation pour les études s'intéressant au BiOM™. L'inclinaison de la pente est de 5° pour toutes les études. La pente équivalente de l'escalier est rapportée avant la vitesse de marche. En orange tous les résultats sur des pieds à restitution d'énergie (ESR), en vert sur des sujets non amputés (SA), en-gris sur le BiOM™ pour les populations de personnes amputées en dessous du genou (TT)..... 38

Tableau I-4 — Revue de littérature sur la mesure du temps de pied à plat (TPP) pour les sujets non amputés et amputés de membre inférieur (TT= Sujets amputés en dessous du genou ; SA=Sujets non amputés ; ESR=Pied prothétique à restitution d'énergie n/c=non communiqué; %PA=en pourcentage de la phase d'appui, %CM=en pourcentage du cycle de marche) lors de la marche sur sol horizontal..... 48

Tableau I-5 — Revue de littérature de la mesure du Minimum Toe Clearance (MinTC) pour les sujets non amputés et amputés de membre inférieur à plat et en pente (ESR= Pied prothétique à restitution d'énergie, TT= sujets amputés en dessous du genou, SA= sujets non amputés, 5M= Marqueur sur le 5eme métatarse, 2AVP=marqueur moyen entre deux marqueurs sur l'avant-pied ; 1AVP= un marqueur sur l'avant-pied, 2M=Marqueur sur le 2nd métatarse). Le MinTC est reporté pour le membre non amputé (intact) mais aussi lorsqu'il a été calculé à l'aide d'une centrale inertielle sur le même membre (embarqué). 52

Tableau I-6 — Données des sujets utilisés pour chaque paramètre et chaque groupe (SA= sujets non amputés, TF= sujets amputés transfémoraux équipés d'un genou à microprocesseur (C-leg™) et d'un pied à restitution d'énergie, Proto= sujets amputés transfémoraux équipés du SPCM). Les ✕ correspondent à des données incomplète sur la situation correspondante justifiant d'enlever le sujet pour un groupe. Les ✓ correspondent à la présence du sujet dans le groupe du paramètre correspondant. 56

Tableau I-7 — Vitesse de marche moyenne par groupe et par condition de marche..... 60

Tableau I-8 — Vitesse de marche pour chaque groupe et chaque condition pour les cycles du côté appareillé.....	63
Tableau I-9 — Vitesse, flexion maximale de genou controlatéral et durée de phase oscillante controlatérale pour chaque groupe	64
Tableau II-1 — Revue de la littérature sur l'utilisation des centrales inertielles pour détecter des positions statiques. (SA= Sujets non amputés, TT= Sujets amputés en dessous du genou, MP=Sujets avec une maladie de Parkinson)	78
Tableau II-2 — Matériel et méthode de reconnaissance de situations dans la littérature chez les sujets amputés de membre inférieur (S= Sujet non amputé, TT= sujet amputé en dessous du genou, TF= sujet amputé au-dessus du genou ; KDA= sujets désarticulés de genou ; ACC= accéléromètre, Gyr= Gyroscope, IMU=GYR+ACC, EMG= capteur électromyographique, 6 comp= capteur 6 composantes (3 d'efforts et 3 de moments),3 comp (2 d'effort, 1 de moment), FSR=Bouton poussoir, SdP= Semelle de Pression, SMA=Signal Magnitude Area, PA= Phase d'appui, PO= Phase oscillante, DPA= début phase d'appui (appui talon), DPO= début phase oscillante, NL= Non linéaire, VM= Vote à Majorité, NB=Classification Naive Bayésienne, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, RBD= Réseau Bayésien Dynamique, GPE=Gait Pattern Estimator).....	84
Tableau II-3 — Matériel et méthode de reconnaissance de situations dans la littérature chez les sujets non amputés (SA= Sujet non amputé, O=Sujets âgés LBP=Sujets lombalgiques, ACC= accéléromètre, Gyr= Gyroscope, IMU=GYR+ACC, MAG=capteur de champs magnétique, SMA= Signal Magnitude Area, FT= Transformée de Fourier, NL= Non linéaire, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, GMM=Modèle de mélanges gaussiens, VC= validation croisée, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out).....	85
Tableau II-4 — Validation et résultats de reconnaissance de situations chez les sujets amputés de membre inférieur (S= Sujet non amputé, TT= sujet amputé en dessous du genou, TF= sujet amputé au-dessus du genou ; KDA= sujets désarticulés de genou ; PA= Phase d'appui, PO= Phase oscillante, NB=Classification Naive Bayésienne, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, RBD= Réseau bayésien dynamique, NL= Non linéaire, VM= Vote à Majorité, n/c= non communiqué, VC= Validation croisée, LOOCV= validation croisée par Leave one out, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out).....	98
Tableau II-5 — Validation et résultats de reconnaissance de situations chez les sujets non amputés (SA= Sujet non amputé, O=Sujets âgés LBP=Sujets lombalgiques, NL= Non linéaire, SVM= machine à vecteur de support, LDA= Analyse discriminante linéaire, DT= Arbre de décision, KNN= k proches voisins, GMM= Modèle de mélanges gaussiens; VC= validation croisée, LOSOCV= validation croisée Leave one subject out)	99
Tableau II-6 — Caractéristiques des sujets participants à l'étude.....	109
Tableau II-7 — Erreurs d'estimation de la vitesse de marche par sujet lors de la marche à plat par rapport à la vitesse du tapis de marche	111

Tableau II-8 — Caractéristiques des sujets ayant participé à l'étude sur tapis roulant.	118
Tableau II-9 — Caractéristiques des sujets ayant participé à l'étude à différentes inclinaisons de sol.....	118
Tableau II-10 — Seuil de moment et réglage du filtre complémentaire optimaux pour chaque sujet et erreur associée à l'estimation de la pente.....	120
Tableau II-11 — Nombre de cycles utilisés dans chaque situation et pour chaque sujet	125
Tableau II-12 — Résultats des métriques d'erreur (en %) pour chaque situation et chaque méthode d'apprentissage automatique sur le jeu d'entraînement et le jeu de test	133

Références

- Adamczyk PG, Collins SH, Kuo AD. 2006. The advantages of a rolling foot in human walking. *J. Exp. Biol.* 209(20):3953–63
- Adamczyk PG, Kuo AD. 2013. Mechanical and energetic consequences of rolling foot shape in human walking. *J. Exp. Biol.* 216(14):2722–31
- Aeyels B, Peeraer L, Vander Sloten J, Van der Perre G. 1992. Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first test results. *J. Biomed. Eng.* 14(3):199–202
- Agrawal V, Gailey R, Gaunaud IA, O'Toole C, Finnieston AA. 2013. Comparison between microprocessor-controlled ankle/foot and conventional prosthetic feet during stair negotiation in people with unilateral transtibial amputation. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50(7):941–50
- Albert M V, Deeny S, McCarthy C, Valentin J, Jayaraman A. 2014. Monitoring Daily Function in Persons With Transfemoral Amputations Using a Commercial Activity Monitor: A Feasibility Study. *PM&R.* 6(12):1120–27
- Albert M V, McCarthy C, Valentin J, Herrmann M, Kording K, Jayaraman A. 2013. Monitoring functional capability of individuals with lower limb amputations using mobile phones. *PLoS One.* 8(6):e65340
- Aldridge JM, Sturdy JT, Wilken JM. 2012. Stair ascent kinematics and kinetics with a powered lower leg system following transtibial amputation. *Gait Posture.* 36(2):291–95
- Alexander N, Strutzenberger G, Ameshofer LM, Schwameder H. 2017. Lower limb joint work and joint work contribution during downhill and uphill walking at different inclinations. *J. Biomech.* 61:75–80
- Alimusaj M, Fradet L, Braatz F, Gerner HJ, Wolf SI. 2009. Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait Posture.* 30(3):356–63
- Allseits E, Lučarević J, Gailey R, Agrawal V, Gaunaud I, Bennett C. 2017. The Development and Concurrent Validity of a Real-time Algorithm for Temporal Gait Analysis using Inertial Measurement Units. *J. Biomech.* 0(0):27–33
- Altun K, Barshan B, Tunçel O. 2010. Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors. *Pattern Recognit.* 43(10):3605–20
- Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz P-F, Robert P. 2002. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J. Biomech.* 35(5):689–99
- Aminian K, Robert P, Jéquier E, Schutz Y. 1995. Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27(2):226–34
- Au S, Berniker M, Herr H. 2008. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Netw.* 21(4):654–66

- Au SK, Weber J, Herr H. 2007. Biomechanical Design of Powered Ankle-Foot Prosthesis. *Int. Conf. Rehabil. Robot.* (c):
- Au SK-W. 2007. Power Ankle-Foot Prosthesis for the Improvement of Amputee Walking Economy
- Banos O, Galvez J-M, Damas M, Pomares H, Rojas I. 2014. Window Size Impact in Human Activity Recognition. *Sensors*. 14(4):6474–99
- Bao L, Intille SS. 2004. Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data. In *Pervasive Computing*, Vol. 3001, pp. 1–17
- Baojun Chen, Qining Wang. 2015. Combining human volitional control with intrinsic controller on robotic prosthesis: A case study on adaptive slope walking. *2015 37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 4777–80. IEEE
- Barrett RS, Mills PM, Begg RK. 2010. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture*. 32(4):429–35
- Bédard S, Roy P-O. 2003. Actuated leg prosthesis for above-knee amputees. *US 7314490 B2*
- Begg R, Best R, Dell’Oro L, Taylor S. 2007. Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture*. 25(2):191–98
- Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. 2010. Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91(4):644–52
- Bellmann M, Schmalz T, Ludwigs E, Blumentritt S. 2012a. Stair ascent with an innovative microprocessor-controlled exoprosthetic knee joint. *Biomed. Tech.* 57(6):435–44
- Bellmann M, Schmalz T, Ludwigs E, Blumentritt S. 2012b. Immediate Effects of a New Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joint: A Comparative Biomechanical Evaluation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93(3):541–49
- Berger N. 1992. Analysis of Amputee Gait. In *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, ed. AAOS. Rosemont, IL. 2nd ed.
- Blumentritt S, Scherer HW. 1997. Design Principles , Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion : A Preliminary Report Mechanics of the 3R60 EBS Knee. *J. Prosthetics Orthot.* 9(3):1–10
- Blumentritt S, Scherer HW, Michael JW, Schmalz T. 1998. Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 10:61–70
- Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R. 2009. The Safety of C-Leg: Biomechanical Tests. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 21(1):2–15
- Bonnet X. 2009. *Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur*
- Bonnet X, Djian F, Drevelle X, Villa C, Pillet H. 2014a. Design and preliminary evaluation of a microprocessor controlled ankle-knee prosthetic system for above knee amputees. *13th Int. Symp. 3D Anal. Hum. Mov.*, p. 29

- Bonnet X, Villa C, Fodé P, Lavaste F, Pillet H. 2014b. 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
- Bötzel K, Marti FM, Rodríguez MÁC, Plate A, Vicente AO. 2015. Gait recording with inertial sensors – how to determine initial and terminal contact. *J. Biomech.*
- Breiman L, Friedman JH, Olshen RA, Stone CJ, L.Breiman, others. 1984. *Classification and Regression Trees*
- Briseno GG, Smith JD. 2014. Pedometer Accuracy in Persons Using Lower-Limb Prostheses. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 26(2):87–92
- Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. 2001. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82(10):1478–83
- Buckley JG, Spence WD, Solomonidis SE. 1997. Energy cost of walking: Comparison of “intelligent prosthesis” with conventional mechanism. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78(3):330–33
- Burnfield JM, Eberly VJ, Gronely JK, Perry J, Yule WJ, Mulroy SJ. 2012. Impact of stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthet. Orthot. Int.* 36(1):95–104
- Bussmann HB, Reuekamp PJ, Veltink PH, Martens WL, Stam HJ. 1998. Validity and reliability of measurements obtained with an “activity monitor” in people with and without a transtibial amputation.
- Bussmann JBJ, Culhane KM, Horemans HLD, Lyons GM, Stam HJ. 2004. Validity of the prosthetic activity monitor to assess the duration and spatio-temporal characteristics of prosthetic walking. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 12(4):379–86
- Carmona G -a. G-A, Lacraz A, Assal M. 2007. Walking activity in prosthesis-bearing lower-limb amputees. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 93(2):109–15
- Catalfamo P, Ghoussayni S, Ewins D. 2010. Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope. *Sensors.* 10(6):5683–5702
- Chen B, Member S, Wang Q, Wang L. 2014. Adaptive Slope Walking With a Robotic Transtibial Prosthesis Based on Volitional EMG Control. *IEEE ASME Trans Mechatron.* 20(5):1–12
- Chen B, Zheng E, Wang Q, Wang L. 2015. A new strategy for parameter optimization to improve phase-dependent locomotion mode recognition. *Neurocomputing.* 149:585–93
- Clausen A V., Ragnarsdottir HG, Jonsson H, MacDonald P. 2009. SYSTEMS AND METHODS FOR ADJUSTING THE ANGLE OF A PROSTHETIC ANKLE BASED ON A MEASURED SURFACE ANGLE. *WO2007103136A3*
- Clauser CE, McConville JT, Young JW, Clauser, C.E.; McConville, J.T.; Young JW. 1969. Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL Technical Report, Wright patterson Air Force Base, Ohio. *Young.* i:101
- Coleman KL, Smith DG, Boone DA, Joseph AW, del Aguila MA. 1999. Step activity monitor:

- long-term, continuous recording of ambulatory function. *J Rehabil Res Dev.* 36(1):8–18
- Coley B, Najafi B, Paraschiv-Ionescu A, Aminian K. 2005. Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait Posture.* 22(4):287–94
- Colton S, Mentor FRC. 2007. The balance filter. *Present. Massachusetts Inst. Technol.*
- Cornuéjols A, Miclet L. 2010. *Apprentissage artificiel: concepts et algorithmes*. Paris: Éditions Eyrolles
- Cortes C, Vapnik V. 1995. Support-Vector Networks. *Mach. Learn.* 20(3):273–97
- Crapo RO, Casaburi R, Coates AL, Enright PL, MacIntyre NR, et al. 2002. ATS statement: Guidelines for the six-minute walk test. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 166(1):111–17
- Crea S, Donati M, De Rossi SMM, Oddo CM, Vitiello N. 2014. A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. *Sensors (Basel).* 14(1):1073–93
- Crenshaw JR, Kaufman KR, Grabiner MD. 2013a. Trip recoveries of people with unilateral, transfemoral or knee disarticulation amputations: Initial findings. *Gait Posture.* 534–36
- Crenshaw JR, Kaufman KR, Grabiner MD. 2013b. Compensatory-step training of healthy, mobile people with unilateral, transfemoral or knee disarticulation amputations: A potential intervention for trip-related falls. *Gait Posture.* 500–506
- Crimin A, McGarry A, Harris EJ, Solomonidis SE. 2014. The effect that energy storage and return feet have on the propulsion of the body: A pilot study. *J Eng. Med.* 228(9):908–15
- Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR. 2003. Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, Distance, and Energy Cost. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 35(8):1455–60
- Curtze C, Hof AL, Keeken HG Van, Halbertsma JPK, Postema K, Otten B. 2009. Comparative roll-over analysis of prosthetic feet. *J. Biomech.* 1–8
- Dadashi F, Mariani B, Rochat S, Büla CJ, Santos-Eggimann B, Aminian K. 2013. Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults. *Sensors (Basel).* 14(1):443–57
- Darter BJ, Wilken JM. 2014. Energetic consequences of using a prosthesis with adaptive ankle motion during slope walking in persons with a transtibial amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 38(1):5–11
- Das R, Kumar N. 2015. Investigations on postural stability and spatiotemporal parameters of human gait using developed wearable smart insole. *J Med Eng Technol.* 39(1):75–78
- Datta D, Heller B, Howitt J. 2005. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. *Clin. Rehabil.* 19:398–403
- De Asha AR, Buckley JG. 2014. The effects of walking speed on minimum toe clearance and on the temporal relationship between minimum clearance and peak swing-foot velocity in unilateral trans-tibial amputees. *Prosthet. Orthot. Int.* 39(2):120–25
- Delussu AS, Brunelli S, Paradisi F, Iosa M, Pellegrini R, et al. 2013. Assessment of the effects of carbon fiber and bionic foot during overground and treadmill walking in transtibial

- amputees. *Gait Posture*. 38(4):876–82
- Dempster WT. 1955. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects other body with special reference to the limbs
- Devan H, Carman A, Hendrick P, Hale L, Ribeiro DC. 2015. Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. *J. Rehabil. Res. Dev.* 52(1):1–20
- DeVita P, Helseth J, Hortobagyi T. 2007. Muscles do more positive than negative work in human locomotion. *J. Exp. Biol.* 210(Pt 19):3361–73
- Donath L, Faude O, Lichtenstein E, Nüesch C, Mündermann A. 2016a. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *J. Neuroeng. Rehabil.* 13(1):6
- Donath L, Faude O, Lichtenstein E, Pagenstert G, Nüesch C, Mündermann A. 2016b. Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors. *Gait Posture*. 49:371–74
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD. 2002. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J. Exp. Biol.* 205(Pt 23):3717–27
- Drevelle X, Villa C, Bonnet X, Loiret I, Fodé P, Pillet H. 2014. Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 29(6):679–83
- Dreyfus G. 2013a. *Apprentissage Statistique Multi-Tâches*
- Dreyfus G. 2013b. *Apprentissage Statistique*
- Du L, Zhang F, Liu M, Huang H. 2012. Toward design of an environment-aware adaptive locomotion-mode-recognition system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59(10):2716–25
- Duda O. R, Hart E. P, Stork G. D, Guyon I. 2000. *Pattern Classification*, Vol. 1. 2nd Revise ed.
- Dudek NL, Khan OD, Lemaire ED, Marks MB, Saville L. 2008. Ambulation monitoring of transtibial amputation subjects with patient activity monitor versus pedometer. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45(4):577–85
- Dumas R, Chèze L, Verriest J-P. 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J. Biomech.* 40(3):543–53
- Eilenberg MF, Geyer H, Herr H. 2010. Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 18(2):164–73
- Farrell MT, Herr H. 2011. A method to determine the optimal features for control of a powered lower-limb prostheses. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011:6041–46
- Ferris AE, Aldridge JM, Rábago CA, Wilken JM. 2012. Evaluation of a powered ankle-foot prosthetic system during walking. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93(11):1911–18
- Figo D, Diniz PC, Ferreira DR, Cardoso JMP. 2010. Preprocessing techniques for context recognition from accelerometer data. *Pers. Ubiquitous Comput.* 14(7):645–62
- Fortune E, Lugade V, Morrow M, Kaufman KR. 2014. Validity of using tri-axial accelerometers

- to measure human movement - Part II: Step counts at a wide range of gait velocities. *Med. Eng. Phys.* 36(6):659–69
- Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. 2010. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait Posture*. 32(2):191–98
- Freedson PS, Lyden K, Kozey-Keadle S, Staudenmayer J. 2011. Evaluation of artificial neural network algorithms for predicting METs and activity type from accelerometer data: validation on an independent sample. *J. Appl. Physiol.* 111(September 2011):1804–12
- Frossard LA. 2010. Load on osseointegrated fixation of a transfemoral amputee during a fall: Determination of the time and duration of descent. *Prosthet Orthot Int.* 34(4):472–87
- Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. 2008. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45(1):15–29
- Gailey RS, Gaunaud I, Agrawal V, Bioe MS, Toole CO, et al. 2012. Determine Functional Differences Between Four Categories of Prosthetic Feet. . 49(4):597–612
- Gard SA, Childress DS. 1999. The Influence of Stance-Phase Knee Flexion on the Vertical Displacement of the Trunk During Normal Walking. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80(January):26–32
- Gard SA, Childress DS, Uellendahl JE. 1996. The Influence of Four-Bar Linkage Knees on Prosthetic Swing-Phase Floor Clearance. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 8(5):2–10
- Gard SA, Su P-F, Lipschutz RD, Hansen AH. 2011. Effect of prosthetic ankle units on roll-over shape characteristics during walking in persons with bilateral transtibial amputations. *J. Rehabil. Res. Dev.* 48(9):1037
- Gard S a. 2006. Use of Quantitative Gait Analysis for the Evaluation of Prosthetic Walking Performance. *J. Prosthetics Orthot.* 18(1S):93
- Geil M, Coulter C. 2014. Analysis of locomotor adaptations in young children with limb loss in an early prosthetic knee prescription protocol. *Prosthetics Orthot. Int.* 38(1):54–61
- Geil MD, Parnianpour M, Quesada P, Berme N, Simon S. 2000. Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis. *J. Biomech.* 33:1745–50
- Godfrey A, Conway R, Meagher D, ÓLaighin G. 2008. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med. Eng. Phys.* 30(10):1364–86
- Goh JC, Solomonidis SE, Spence WD, Paul JP. 1984. Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet. *Prosthet. Orthot. Int.* 8(3):147–54
- Gordon D, Robertson E, Winter D a. 1980. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J. Biomech.* 13(10):845–54
- Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. 2008. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89(1):87–94
- Gouwanda D, Gopalai AA. 2015. A robust real-time gait event detection using wireless gyroscope and its application on normal and altered gaits. *Med. Eng. Phys.* 37(2):219–25

- Graham LE, Datta D, Heller B, Howitt J, Pros D. 2007. A Comparative Study of Conventional and Energy-Storing Prosthetic Feet in High-Functioning Transfemoral Amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 88(June):
- Grant PM, Dall PM, Mitchell SL, Granat MH. 2008. Activity-monitor accuracy in measuring step number and cadence in community-dwelling older adults. *J. Aging Phys. Act.* 16(2):201–14
- Grant PM, Ryan CG, Tigbe WW, Granat MH. 2006. The validation of a novel activity monitor in the measurement of posture and motion during everyday activities. *Br. J. Sports Med.* 40(12):992–97
- Guiry JJ, van de Ven P, Nelson J. 2014. Multi-Sensor Fusion for Enhanced Contextual Awareness of Everyday Activities with Ubiquitous Devices. *Sensors.* 14(3):5687–5701
- Guyon I, Gunn S, Nikraves M, Zadeh LA. 2006. *Feature Extraction: Foundations and Applications*, Vol. 207. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg
- Hafner BJ, Askew RL. 2015. Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial. *J. Rehabil. Res. Dev.* 52(6):677–700
- Hafner BJ, Sanders JE. 2014. Considerations for development of sensing and monitoring tools to facilitate treatment and care of persons with lower-limb loss: a review. *J. Rehabil. Res. Dev.* 51(1):1–14
- Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. 2007. Evaluation of Function, Performance, and Preference as Transfemoral Amputees Transition From Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88(2):207–17
- Halsne EG, Waddingham MG, Hafner BJ. 2013. Long-term activity in and among persons with transfemoral amputation. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50(4):515
- Hansen A, Nickel E, Medvec J, Brielmaier S, Pike A, Weber M. 2014. Effects of a flat prosthetic foot rocker section on balance and mobility. *J. Rehabil. Res. Dev.* 51(1):137–48
- Hansen AH, Childress DS. 2004. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. *J. Rehabil. Res. Dev.* 41(4):547–54
- Hansen AH, Childress DS, Knox EH. 2000. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthet. Orthot. Int.* 24:
- Hansen AH, Childress DS, Knox EH. 2004a. Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. *Clin. Biomech.* 19(4):407–14
- Hansen AH, Childress DS, Miff SC. 2004b. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. *Hum. Mov. Sci.* 23(6):807–21
- Hansen AH, Childress DS, Miff SC, Gard SA, Mesplay KP. 2004c. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *J. Biomech.* 37(10):1467–74
- Hansen AH, Meier MR, Sam M, Childress DS, Edwards ML. 2003. Alignment of trans-tibial

- prostheses based on roll-over shape principles. *Prosthet. Orthot. Int.* 27(1996):89–99
- Hansen AH, Meier MR, Sessoms PH, Childress DS. 2006. The effects of prosthetic foot roll-over shape arc length on the gait of trans-tibial prosthesis users. *Prosthet. Orthot. Int.* 30(3):286–99
- Hansen AH, Sam M, Childress DS. 2004d. The Effective Foot Length Ratio: A Potential Tool for Characterization and Evaluation of Prosthetic Feet. *J. Prosthetics Orthot.* 16(2):41–45
- Hansen AH, Wang CC. 2011. Effect of rocker shoe radius on oxygen consumption rate in young able-bodied persons. *J. Biomech.* 44(6):1021–24
- Hargrove LJ, Simon AM, Young AJ, Lipschutz RD, Finucane SB, et al. 2013. *Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers*. The New England journal of medicine. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24066744>
- Hargrove LJ, Young AJ, Simon AM, Fey NP, Lipschutz RD, et al. 2015. Intuitive Control of a Powered Prosthetic Leg During Ambulation. *JAMA.* 313(22):2244
- Heinemann AW, Connelly L, Ehrlich-Jones L, Fatone S. 2014. Outcome Instruments for Prosthetics. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 25(1):179–98
- Hernandez R, Kane J, Zhang F, Zhang X, Huang H. 2015. Towards ubiquitous mobile-computing-based artificial leg control. *9th Annu. IEEE Int. Syst. Conf. SysCon 2015 - Proc.* 821–27
- Herr H, Wilkenfeld A. 2003. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee. *Ind. Rob.* 30(1):42–55
- Herr HM, Grabowski AM. 2012. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proc Biol Sci.* 279(1728):457–64
- Herr HM, Magnusson LH, Endo K. 2010. ARTIFICIAL JOINTS USING AGONIST-ANTAGONIST ACTUATORS
- Highsmith M, Kahle J. 2014. Stair ascent and ramp gait training with the genium knee. *Technol. Innov.* 15:349–58
- Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, Sutton BS, Groer S, Kaufman KR. 2010. Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: A review of the literature. *Prosthet. Orthot. Int.* 34(4):362–77
- Hobara H, Kobayashi Y, Nakamura T, Yamasaki N, Ogata T. 2014. Foot clearance strategy for step-over-step stair climbing in transfemoral amputees. *Prosthet. Orthot. Int.* 38(4):332–35
- Hordacre B, Barr C, Crotty M. 2014. Use of an activity monitor and GPS device to assess community activity and participation in transtibial amputees. *Sensors (Basel).* 14(4):5845–59
- Houdijk H, Appelman FM, Van Velzen JM, Van der Woude LH V, Van Bennekom CAM. 2008. Validity of DynaPort GaitMonitor for assessment of spatiotemporal parameters in amputee gait. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45(9):1335
- Huang H, Zhang F, Hargrove LJ, Dou Z, Rogers DR, Englehart KB. 2011. Continuous Locomotion-Mode Identification for Prosthetic Legs Based on Neuromuscular-Mechanical Fusion.

- IEEE Trans. Biomed. Eng.* 58(10):2867–75
- Huang Y, Xu J, Yu B, Shull PB. 2016. Validity of FitBit, Jawbone UP, Nike+ and other wearable devices for level and stair walking. *Gait Posture*. 48:36–41
- Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ. 1995. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 76(8):736–743
- Jiménez AR, Seco F, Zampella F, Prieto JC, Guevara J. 2011. PDR with a foot-mounted IMU and ramp detection. *Sensors (Basel)*. 11(10):9393–9410
- Johansson JL, Sherrill DM, Riley PO, Bonato P, Herr H. 2005. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *Am J Phys Med Rehabil.* 84(8):563–75
- Johnson L, De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, Buckley JG, et al. 2014. Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: Effects of passive hydraulic ankle. *J. Rehabil. Res. Dev.* 51(3):429–38
- Kahle JT. 2008. Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45(1):1–14
- Kannape OA, Herr H. 2014. Volitional control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis during stair-ambulation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2014:1662–65
- Karantonis DM, Narayanan MR, Mathie M, Lovell NH, Celler BG. 2006. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 10(1):156–67
- Kastner J, Nimmervoll R, Kristen H, Wagner P. 1999. “What are the benefits of the C-Leg ?” A comparative gait analysis of the C-Leg, the 3R45 and the 3R80 prosthetic knee joints. *Medizinisch Orthopädische Tech.* 119:131–37
- Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. 2012. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clin. Biomech.* 27(5):460–65
- Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, Iverson BK, McCrady SK, et al. 2007. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture*. 26(4):489–93
- Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, Mccrady SK, Padgett DJ, Joyner MJ. 2008. Energy Expenditure and Activity of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. *Arch Phys Med Rehabil.* 89(July):1380–85
- Khandoker AH, Lynch K, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M. 2010. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *J. Neuroeng. Rehabil.* 7(1):18
- Khusainov R, Azzi D, Achumba IE, Bersch SD. 2013. Real-time human ambulation, activity, and physiological monitoring: taxonomy of issues, techniques, applications, challenges and limitations. *Sensors (Basel)*. 13:12852–902

- Klodd E, Hansen A, Fatone S, Edwards M. 2010. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. *J. Rehabil. Res. Dev.* 47(9):899
- Klute GK, Berge JS, Orendurff MS, Williams RM, Czerniecki JM. 2006. Prosthetic Intervention Effects on Activity of Lower-Extremity Amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87(5):717–22
- Klute GK, Berge JS, Segal AD. 2004. Heel-region properties of prosthetic feet and shoes. *J. Rehabil. Res. Dev.* 41(4):535–46
- Koehler-McNicholas SR, Lipschutz RD, Gard SA. 2016. The biomechanical response of persons with transfemoral amputation to variations in prosthetic knee alignment during level walking. *J. Rehabil. Res. Dev.* 53(6):1089–1106
- Kotsiantis SB, Zaharakis ID, Pintelas PE. 2006. Machine learning: a review of classification and combining techniques. *Artif. Intell. Rev.* 26(3):159–90
- Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. 1998. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clin. Rehabil.* 12(4):348–53
- Kuo AD, Donelan JM, Ruina A. 2005. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 33(2):88–97
- Lau H, Tong K, Zhu H. 2009. Support vector machine for classification of walking conditions of persons after stroke with dropped foot. *Hum. Mov. Sci.* 28(4):504–14
- Laudanski A, Brouwer B, Li Q. 2015. Activity classification in persons with stroke based on frequency features. *Med. Eng. Phys.*
- Lawson BE. 2014. Control Methodologies for Powered Prosthetic Interventions in Unilateral and Bilateral Transfemoral Amputees
- Lawson BE, Mitchell J, Truex D, Shultz A, Ledoux E, Goldfarb M. 2014. A robotic leg prosthesis: Design, control, and implementation. *IEEE Robot. Autom. Mag.* 21(4):70–81
- Lawson BE, Varol HA, Huff A, Erdemir E, Goldfarb M. 2013. Control of stair ascent and descent with a powered transfemoral prosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 21(3):466–73
- Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. 2006. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *J. Biomech.* 39(9):1621–28
- Lee RY, Turner-Smith A. 2003. The influence of the length of lower-limb prosthesis on spinal kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84(9):1357–62
- Lenzi T, Hargrove L, Sensinger J. 2014. Speed-Adaptation Mechanism: Robotic Prostheses Can Actively Regulate Joint Torque. *IEEE Robot. Autom. Mag.* 21(4):94–107
- Leth S, Hansen J, Nielsen OW, Dinesen B. 2017. Evaluation of Commercial Self-Monitoring Devices for Clinical Purposes: Results from the Future Patient Trial, Phase I. *Sensors.* 17(1):211
- Leuenberger K, Gonzenbach R, Wiedmer E, Luft A, Gassert R. 2014. Classification of Stair Ascent and Descent in Stroke Patients. *2014 11th Int. Conf. Wearable Implant. Body Sens. Networks Work.*, pp. 11–16. IEEE

- Leutheuser H, Schuldhaus D, Eskofier BM. 2013. Hierarchical, multi-sensor based classification of daily life activities: comparison with state-of-the-art algorithms using a benchmark dataset. *PLoS One*. 8(10):e75196
- Li Q, Young M, Naing V, Donelan JM. 2010. Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit. *J. Biomech.* 43(8):1640–43
- Liu M, Zhang F, Datseris P, Huang H (Helen). 2014a. Improving Finite State Impedance Control of Active-Transfemoral Prosthesis Using Dempster-Shafer Based State Transition Rules. *J. Intell. Robot. Syst. Theory Appl.* 76(3–4):461–74
- Liu M, Zhang F, Huang HH. 2017. An adaptive classification strategy for reliable locomotion mode recognition. *Sensors (Switzerland)*. 17(9):
- Liu S, Gao RX, John D, Staudenmayer JW, Freedson PS. 2012. Multisensor Data Fusion for Physical Activity Assessment. *Biomed. Eng. IEEE Trans.* 59(3):687–96
- Liu Y, Lu K, Yan S, Sun M, Lester DK, Zhang K. 2014b. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture*. 39(2):756–60
- Lockhart TE, Soangra R, Zhang J, Wu X. 2013. Wavelet based automated postural event detection and activity classification with single imu. *Biomed. Sci. Instrum.* 49:224–33
- López AM, Álvarez D, González RC, Álvarez JC. 2012. Slope Estimation during Normal Walking Using a Shank-Mounted Inertial Sensor. *Sensors*. 12(12):11910–21
- Lowe SA, Ólaighin G. 2014. Monitoring human health behaviour in one’s living environment: a technological review. *Med. Eng. Phys.* 36(2):147–68
- Lura DJ, Wernke MM, Carey SL, Kahle JT, Miro RM, Highsmith MJ. 2015. Differences in knee flexion between the Genium and C-Leg microprocessor knees while walking on level ground and ramps. *Clin. Biomech.* 30(2):175–81
- Lura DJ, Wernke MW, Carey SL, Kahle JT, Miro RM, Highsmith MJ. 2017. Crossover study of amputee stair ascent and descent biomechanics using Genium and C-Leg prostheses with comparison to non-amputee control. *Gait Posture*. 58(February):103–7
- Mahalanobis PC. 1936. On the Generalised Distance in Statistics. *Proc. Natl. Inst. Sci. India*. 2(1):
- Mahony R, Hamel T, Pflimlin JM. 2008. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *IEEE Trans. Automat. Contr.* 53(5):1203–18
- Malchow C, Fiedler G. 2016. Effect of observation on lower limb prosthesis gait biomechanics: Preliminary results. *Prosthet. Orthot. Int.* 40(6):739–43
- Mancinelli C, Patrìtti BL, Tropea P, Greenwald RM, Casler R, et al. 2011. Comparing a passive-elastic and a powered prosthesis in transtibial amputees. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011:8255–58
- Mannini A, Sabatini AM. 2010. Machine learning methods for classifying human physical activity from on-body accelerometers. *Sensors (Basel)*. 10(2):1154–75
- Mannini A, Sabatini AM. 2014. Walking speed estimation using foot-mounted inertial sensors: Comparing machine learning and strap-down integration methods. *Med. Eng. Phys.*

36(10):1312–21

- Maqbool HF, Husman MAB, Awad MI, Abouhossein A, Mehryar P, et al. 2016. Real-time gait event detection for lower limb amputees using a single wearable sensor. *2016 38th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 5067–70. IEEE
- Mariani B. 2012. *Assessment of Foot Signature Using Wearable Sensors for Clinical Gait Analysis and Real-Time Activity Recognition*. EPFL
- Mariani B, Rochat S, Büla CJ, Aminian K. 2012. Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59(12 PART2):3162–68
- Mariani B, Rouhani H, Crevoisier X, Aminian K. 2013. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture*. 37(2):229–34
- Mazumder O, Kundu AS, Lenka PK, Bhaumik S. 2016. Ambulatory activity classification with dendrogram-based support vector machine: Application in lower-limb active exoskeleton. *Gait Posture*. 50:53–59
- McGeer T. 1990. Passive Dynamic Walking. *Int. J. Rob. Res.* 9(2):62–82
- McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. 2006. Gait dynamics on an inclined walkway. *J. Biomech.* 39(13):2491–2502
- Michael JW. 1999. Modern prosthetic knee mechanisms. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (361):39–47
- Michaud SB, Gard SA, Childress DS. 2000. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J. Rehabil. Res. Dev.* 37(1):1–10
- Miller JD, Beazer MS, Hahn ME. 2013. Myoelectric walking mode classification for transtibial amputees. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 60(10):2745–50
- Miller WC, Deathe AB, Speechley M, Koval J. 2001a. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82(9):1238–44
- Miller WC, Speechley M, Deathe B. 2001b. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82(8):1031–37
- Mills PM, Barrett RS. 2001. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum. Mov. Sci.* 20(4–5):427–46
- Miyazaki S. 1997. Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 44(8):753–59
- Moisio KC, Sumner DR, Shott S, Hurwitz DE. 2003. Normalization of joint moments during gait: A comparison of two techniques. *J. Biomech.* 36(4):599–603
- Moosabhoy MA, Gard SA. 2006. Methodology for determining the sensitivity of swing leg toe clearance and leg length to swing leg joint angles during gait. *Gait Posture*. 24(4):493–501
- Morgenroth DC, Segal AD, Zelik KE, Czerniecki JM, Klute GK, et al. 2011. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower

- extremity amputees. *Gait Posture*. 34(4):502–7
- Morrow MMBB, Hurd WJ, Fortune E, Lugade V, Kaufman KR. 2014. Accelerations of the Waist and Lower Extremities over a Range of Gait Velocities to Aid in Activity Monitor Selection for Field- Based Studies. *J. Appl. Biomech*. 30(4):581–85
- Moser D, Abimosleh F, Zahedi MS, Harris G, Lang S, Skyes A. 2008. A prosthetic ankle and foot combination. *WO2008103917 A1*
- Moufawad el Achkar C, Lenoble-Hoskovec C, Paraschiv-Ionescu A, Major K, Büla C, Aminian K. 2016. Instrumented shoes for activity classification in the elderly. *Gait Posture*. 44:12–17
- Nadeau S, McFadyen B., Malouin F. 2003. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin. Biomech*. 18(10):950–59
- Ngo TT, Makihara Y, Nagahara H, Mukaigawa Y, Yagi Y. 2014a. The largest inertial sensor-based gait database and performance evaluation of gait-based personal authentication. *Pattern Recognit*. 47(1):228–37
- Ngo TT, Makihara Y, Nagahara H, Mukaigawa Y, Yagi Y. 2015. Similar gait action recognition using an inertial sensor. *Pattern Recognit*. 48(4):1285–97
- Ngo TT, Makihara Y, Nagahara H, Mukaigawa Y, YAGI Y. 2014b. Orientation-compensative signal registration for owner authentication using an accelerometer. *IEICE Trans. Inf. Syst*. E97–D(3):541–53
- Nickel E, Sensinger J, Hansen A. 2014. Passive prosthetic ankle-foot mechanism for automatic adaptation to sloped surfaces. *J. Rehabil. Res. Dev*. 51(5):803–14
- Olivares A, Ramírez J, Górriz JM, Olivares G, Damas M. 2012. Detection of (in)activity periods in human body motion using inertial sensors: a comparative study. *Sensors (Basel)*. 12(5):5791–5814
- Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, Czerniecki JM. 2006. Gait efficiency using the C-Leg. *J. Rehabil. Res. Dev*. 43(2):239
- Paliwal K, Agarwal A, Sinha S. 1982a. A modification over Sakoe and Chiba's dynamic time warping algorithm for isolated word recognition. *ICASSP '82. IEEE Int. Conf. Acoust. Speech, Signal Process*. 7:1259–61
- Paliwal KK, Agarwal A, Sinha SS. 1982b. A modification over Sakoe and Chiba's dynamic time warping algorithm for isolated word recognition. *Signal Processing*. 4(4):329–33
- Pasquina PF, Carvalho AJ, Murphy I, Johnson JL, Swanson TM, et al. 2017. Case Series of Wounded Warriors Receiving Initial Fit PowerKnee™ Prosthesis. *J. Prosthetics Orthot*. 29(2):88–96
- Perry J. 1992. *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: SLACK
- Perry J, Boyd LA, Rao SS, Mulroy SJ. 1997. Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the Single Axis, Seattle Lite, and Flex Foot. *IEEE Trans. Rehabil. Eng*. 5(4):283–89
- Pickle NT, Wilken JM, Aldridge Whitehead JM, Silverman AK. 2016. Whole-body angular

- momentum during sloped walking using passive and powered lower-limb prostheses. *J. Biomech.* 49(14):3397–3406
- Pillet H, Bonnet X, Lavaste F, Skalli W. 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture.* 31(2):147–52
- Pillet H, Drevelle X, Bonnet X, Villa C, Martinet N, et al. 2014. APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *IRBM.* 35(2):60–65
- Powers CM, Boyd LA, Torburn L, Perry J. 1997. Stair ambulation in persons with transtibial amputation: An analysis of the Seattle LightFoot [TM]. *J. Rehabil. Res. Dev.* 34:9–18
- Powers CM, Rao S, Perry J. 1998. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait Posture.* 8:1–7
- Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LPJ, Howard D. 2009a. A comparison of feature extraction methods for the classification of dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 56(3):871–79
- Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LPJ, Howard D, Meijer K, Crompton R. 2009b. Activity identification using body-mounted sensors—a review of classification techniques. *Physiol. Meas.* 30(4):R1
- Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. 2004. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait Posture.* 20(3):255–65
- Price K, Bird SR, Lythgo N, Raj IS, Wong JYL, Lynch C. 2016. Validation of the Fitbit One, Garmin Vivofit and Jawbone UP activity tracker in estimation of energy expenditure during treadmill walking and running. *J. Med. Eng. Technol.* 0(0):1–8
- Prince F, Winter D a, Sjonnesen G, Powell C, Wheeldon RK. 1998. Mechanical efficiency during gait of adults with transtibial amputation: a pilot study comparing the SACH, Seattle, and Golden-Ankle prosthetic feet. *J. Rehabil. Res. Dev.* 35(2):177–85
- Prince F, Winter DA, Sjonnesen G, Wheeldon RK. 1994. A New Technique for the Calculation of the Energy Stored, Dissipated, and Recovered in Different Ankle-Foot Prostheses. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2(4):247–55
- Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman JS. 2011. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: A systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 92(8):1311–25
- Prinsen EC, Nederhand MJ, Sveinsdóttir HS, Prins MR, van der Meer F, et al. 2017. The influence of a user-adaptive prosthetic knee across varying walking speeds: A randomized cross-over trial. *Gait Posture.* 51:254–60
- Quinlan JR. 1993. *C4.5: Programs for Machine Learning*. Morgan Kaufmann Publishers Inc.
- Rábago CA, Whitehead JA, Wilken JM, Aldridge Whitehead J, Wilken JM. 2016. Evaluation of a Powered Ankle-Foot Prosthesis during Slope Ascent Gait. *PLoS One.* 11(12):e0166815
- Radcliffe CW. 1955. *Functional Considerations in the Fitting of above-Knee Prostheses.*, Vol. 2. Biomechanics Laboratory, University of California

- Radcliffe CW. 1977. Above-knee prosthetics. *KNUD JANSEN Lect.* 1–17
- Radcliffe CW. 1994. Four-bar linkage knee mechanisms kinematics, alignment and prescription criteria. *Prosthet. Orthot. Int.* 18:
- Ragnarsdottir HG, Clausen A V., Thorhallsdottir H, Jonsson H. 2005. SYSTEM AND METHOD FOR MOTION-CONTROLLED FOOT UNIT. *US 2005/0197717*
- Ramstrand N, Nilsson K-A. 2007. Validation of a patient activity monitor to quantify ambulatory activity in an amputee population. *Prosthet Orthot Int.* 31(2):157–66
- Ravi N, Dandekar N, Mysore P, Littman MML. 2005. Activity recognition from accelerometer data. *Proc. Natl.* 1541–46
- Redfield MT, Cagle JC, Hafner BJ, Sanders JE. 2013. Classifying prosthetic use via accelerometry in persons with transtibial amputations. *J Rehabil Res Dev.* 50(9):1201–12
- Resnik L, Borgia M. 2011. Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Phys. Ther.* 91(4):555–65
- Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture.* 15(1):32–44
- Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 26(1):17–24
- Roan P, Deshpande N, Wang Y, Pitzer B. 2012. Manipulator state estimation with low cost accelerometers and gyroscopes. *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.* 4822–27
- Rosenblatt NJ, Bauer A, Grabiner MD. 2017. Relating minimum toe clearance to prospective, self-reported, trip-related stumbles in the community. *Prosthet. Orthot. Int.* 41(4):387–92
- Rosenblatt NJ, Bauer A, Rotter D, Grabiner MD. 2014. Active dorsiflexing prostheses may reduce trip-related fall risk in people with transtibial amputation. *J. Rehabil. Res. Dev.* 51(8):1229–42
- Rueterbories J, Spaich EG, Larsen B, Andersen OK. 2010. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med. Eng. Phys.* 32(6):545–52
- Russell Esposito E, Aldridge Whitehead JM, Wilken JM. 2016. Step-to-step transition work during level and inclined walking using passive and powered ankle-foot prostheses. *Prosthet. Orthot. Int.* 40(3):311–19
- Russell Esposito E, Wilken JM. 2014. Biomechanical risk factors for knee osteoarthritis when using passive and powered ankle-foot prostheses. *Clin. Biomech.* 29(10):1186–92
- Sabatini AM. 2006. Inertial Sensing in Biomechanics. In *Computational Intelligence for Movement Sciences Neural Networks and Other Emerging Techniques*, pp. 70–100
- Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. 2005. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52(3):486–94
- Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. 2011. Biomechanics and

- physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture*. 33(4):511–26
- Salarian A, Burkhard PR, Vingerhoets FJG, Jolles BM, Aminian K. 2013. A Novel Approach to Reducing Number of Sensing Units for Wearable Gait Analysis Systems. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 60(1):72–77
- Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJG, Burkhard PR, Aminian K. 2007. Ambulatory Monitoring of Physical Activities in Patients With Parkinson's Disease. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54(12):2296–99
- Samuelsson KAM, Toytari O, Salminen A-LA-LA-LA-L, Brandt A, Töytäri O, et al. 2012. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthet. Orthot. Int.* 36(2):145–58
- Sapin E, Goujon H, de Almeida F, Fodé P, Lavaste F. 2008. Functional gait analysis of transfemoral amputees using two different single-axis prosthetic knees with hydraulic swing-phase control: Kinematic and kinetic comparison of two prosthetic knees. *Prosthet. Orthot. Int.* 32(2):201–18
- Sawers AB, Hafner BJ. 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
- Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier-Gratz C, Scholle H-C, Seyfarth A. 2012. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Hum. Mov. Sci.* 31(4):907–17
- Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. 2002a. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*. 16(3):255–63
- Schmalz T, Blumentritt R, Jarasch R. 2002b. A comparison of different prosthetic knee joints during step over step stair descent. *Orthopadie-Technik*. 586–92
- Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. 2007. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait Posture*. 25(2):267–78
- Schulz BW, Lloyd JD, Lee WE. 2010. The effects of everyday concurrent tasks on overground minimum toe clearance and gait parameters. *Gait Posture*. 32(1):18–22
- Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, et al. 2006. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *J. Rehabil. Res. Dev.* 43(7):857–70
- Selles RW, Bussmann JBJ, Van Soest AJJK, Stam HJ. 2004. The effect of prosthetic mass properties on the gait of transtibial amputees - a mathematical model. *Disabil Rehabil.* 26(12):694–704
- Shoaib M, Bosch S, Incel OD, Scholten H, Havinga PJM. 2016. Complex human activity recognition using smartphone and wrist-worn motion sensors. *Sensors (Switzerland)*. 16(4):1–24
- Shorter KA, Wu A, Kuo AD. 2017. The high cost of swing leg circumduction during human walking. *Gait Posture*. 54:265–70

- Shultz AH. 2017. *Control Methods for Powered Prostheses to Improve Mobility and Stability in Persons with Lower Limb Amputation*
- Shultz AH, Lawson BE, Goldfarb M. 2016. Variable Cadence Walking and Ground Adaptive Standing With a Powered Ankle Prosthesis. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 24(4):495–505
- Silder A, Besier T, Delp SL. 2012. Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *J. Biomech.* 45(10):1842–49
- Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. 2008. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait Posture.* 28:602–9
- Simon AM, Ingraham KA, Fey NP, Finucane SB, Lipschutz RD, et al. 2014. Configuring a Powered Knee and Ankle Prosthesis for Transfemoral Amputees within Five Specific Ambulation Modes. *PLoS One.* 9(6):e99387
- Simon AM, Ingraham KA, Spanias J, Young AJ, Finucane SB, et al. 2016. Delaying ambulation mode transition decisions improves accuracy of a flexible control system for powered knee-ankle prosthesis. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 4320(c):1–1
- Sinitski EH, Hansen AH, Wilken JM. 2012. Biomechanics of the ankle–foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle–foot prostheses. *J. Biomech.* 45(3):588–94
- Skinner HB, Effeney DJ. 1985. Gait analysis in amputees. *Am. J. Phys. Med.* 64(2):
- Spanias J, Simon AM, Finucane S, Perreault E, Hargrove L. 2017. Online adaptive neural control of a robotic lower limb prosthesis. *J. Neural Eng.* 0–12
- Spanias JA, Perreault EJ, Hargrove LJ. 2014. A strategy for labeling data for the neural adaptation of a powered lower limb prosthesis. *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 3090–93. IEEE
- Spanias JA, Simon AM, Ingraham KA, Hargrove LJ. 2015. Effect of additional mechanical sensor data on an EMG-based pattern recognition system for a powered leg prosthesis. *Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER.* 2015–July:639–42
- Sprager S, Juric MB. 2015. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel).* 15(9):22089–127
- Stanton R, Guertler D, Duncan MJ, Vandelanotte C. 2016. Agreement between activPAL3c accelerometers placed at different thigh positions. *Gait Posture.* 48:230–36
- Starholm I-M, Gjovaag T, Mengshoel AM. 2010. Energy expenditure of transfemoral amputees walking on a horizontal and tilted treadmill simulating different outdoor walking conditions. *Prosthet. Orthot. Int.* 34(2):184–94
- Stark G. 2005. Perspectives on How and Why Feet are Prescribed. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 17(Supplement):S18–22
- Stepien JM, Cavenett S, Taylor L, Crotty M. 2007. Activity levels among lower-limb amputees: self-report versus step activity monitor. *Arch Phys Med Rehabil.* 88(7):896–900

- Stoppiglia H, Dreyfus G, Dubois R, Oussar Y. 2003. Ranking a Random Feature for Variable and Feature Selection. *CrossRef List. Deleted DOIs*. 1:1399–1414
- Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. 2008. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 38(2):105–16
- Struchkov V, Buckley JG. 2016. Biomechanics of ramp descent in unilateral trans-tibial amputees: Comparison of a microprocessor controlled foot with conventional ankle-foot mechanisms. *Clin. Biomech.* 32:164–70
- Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, Smeets RJ. 2009. The Prevalence of Osteoarthritis of the Intact Hip and Knee Among Traumatic Leg Amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90(3):440–46
- Sugimoto C, Ozaki K, Ezoe R, Hosaka H, Yamato H. 2010. Human Behavior Recognition Using Foot Pressure Sensing Shoes. *J. Adv. Mech. Des. Syst. Manuf.* 4(1):206–13
- Sun J, Walters M, Svensson N, Lloyd D. 1996. The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics.* 39(4):677–92
- Sup F, Varol HA, Goldfarb M. 2011. Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: initial results with an amputee subject. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 19(1):71–78
- Sup F, Varol HA, Mitchell J, Withrow TJ, Goldfarb M. 2009. Preliminary Evaluations of a Self-Contained Anthropomorphic Transfemoral Prosthesis. *IEEE ASME Trans Mechatron.* 14(6):667–76
- Supan TJ. 2005. Clinical Perspectives on Prosthetic Ankle-Foot Designs. *JPO J. Prosthetics Orthot.* 17(Supplement):S33–34
- Svensson W, Holmberg U. 2005. Foot and Ground Measurements Using Portable Sensors. *9th Int. Conf. Rehabil. Robot. 2005. ICORR 2005.* 9th:448–51
- Takahashi KZ, Kepple TM, Stanhope SJ. 2012. A unified deformable (UD) segment model for quantifying total power of anatomical and prosthetic below-knee structures during stance in gait. *J. Biomech.* 45(15):2662–67
- Tang KT, Spence WD, Maxwell D, Stansfield BW. 2012. Validity of method to quantify transtibial amputees' free-living prosthetic wearing times and physical activity levels when using suction suspension sockets. *J Rehabil Res Dev.* 49(3):427–37
- Theodoridis S, Koutroumbas K, Nos K, Bas KM. 2008. *Pattern Recognition*
- Thies SBB, Jones RKK, Kenney LPJPJ, Howard D, Baker R. 2011. Effects of ramp negotiation, paving type and shoe sole geometry on toe clearance in young adults. *J. Biomech.* 44(15):2679–84
- Trung NTN, Makiyara Y, Nagahara H, Mukaigawa Y, Yagi Y, et al. 2012. Inertial-sensor-based walking action recognition using robust step detection and inter-class relationships. *Am.Sanken.Osaka-U.Ac.Jp. (Icpr)*:3811–14

- Tudor-Locke C, Hatano Y, Pangrazi RP, Kang M. 2008. Revisiting “how many steps are enough?” *Med. Sci. Sports Exerc.* 40(7 SUPPL.1):537–43
- Tudor-Locke C, Rowe DA. 2012. Using Cadence to Study Free-Living Ambulatory Behaviour. *Sport. Med.* 42(5):381–98
- Underwood HA, Tokuno CD, Eng JJ. 2004. A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation. *Clin. Biomech.* 19(6):609–16
- Valenti RG, Dryanovski I, Xiao J. 2015. Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors (Switzerland)*. 15(8):19302–30
- Varol HA, Sup F, Goldfarb M. 2009. Powered Sit-to-Stand and Assistive Stand-to-Sit Framework for a Powered Transfemoral Prosthesis. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* 5209582:645–51
- Varol HA, Sup F, Goldfarb M. 2010. Multiclass Real-Time Intent Recognition of a Powered Lower Limb Prosthesis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 57(3):542–51
- Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT. 2008. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. *Gait Posture.* 27(3):518–29
- Villa C. 2014. *Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante*. Paris, ENSAM
- Villa C, Drevelle X, Bonnet X, Lavaste F, Loiret I, et al. 2015. Evolution of vaulting strategy during locomotion of individuals with transfemoral amputation on slopes and cross-slopes compared to level walking. *Clin. Biomech.* 30(6):623–28
- Villa C, Loiret I, Langlois K, Bonnet X, Lavaste F, et al. 2016. Cross-Slope and Level Walking Strategies During Swing in Individuals With Lower Limb Amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 98(January):1149–57
- Virmavirta M, Isolehto J. 2014. Determining the location of the body[U+05F3]s center of mass for different groups of physically active people. *J. Biomech.* 47(8):1909–13
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, et al. 2007. Obstacle crossing in lower limb amputees. *Gait Posture.* 26(4):587–94
- Vrieling AHH, van Keeken HGG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPKPK, et al. 2008. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 28(2):235–42
- Wang J, Kannape OA, Herr H. 2013. Proportional EMG control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2013:6650391
- Wang N, Redmond SJ, Ambikairajah E, Celler BG, Lovell NH. 2010. Can triaxial accelerometry accurately recognize inclined walking terrains. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 57(10 PART 1):2506–16
- Wang NWN, Ambikairajah E, Celler BG, Lovell NH. 2008. Accelerometry based classification of gait patterns using empirical mode decomposition. *2008 IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process.* 617–20
- Waters RL, Mulroy S. 1999. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture.* 9:207–31

- Weinert-Aplin RA, Howard D, Twiste M, Jarvis HL, Bennett AN, Baker RJ. 2017. Energy flow analysis of amputee walking shows a proximally-directed transfer of energy in intact limbs, compared to a distally-directed transfer in prosthetic limbs at push-off. *Med. Eng. Phys.* 39:73–82
- Wezenberg D, Cutti AG, Bruno AA, Houdijk H. 2014. Differentiation between solid-ankle cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step-to-step transition cost. *J. Rehabil. Res. Dev.* 51(10):1579–90
- Wilken JM, Sinitski EH, Bagg EA. 2011. The role of lower extremity joint powers in successful stair ambulation. *Gait Posture.* 34(1):142–44
- Williams RJ, Hansen AH, Gard SA. 2009. Prosthetic Ankle-Foot Mechanism Capable of Automatic Adaptation to the Walking Surface. *J. Biomech. Eng.* 131(3):35002
- Winter DA. 1992. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys. Ther.* 72(1):45-53-6
- Winter D a. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Vol. 2nd
- Wolf EJ, Everding VQ, Linberg AL, Schnall BL, Czerniecki JM, Gambel JM. 2012. Assessment of transfemoral amputees using C-Leg and Power Knee for ascending and descending inclines and steps. *J. Rehabil. Res. Dev.* 49(6):831
- World Health Organization. 2008. Pacific Physical Activity Guidelines for Adults: Frameworkd for Accelerating the Communication of Physical Activity Guidelines. World Health Organization
- Yack HJ, Nielsen DH. 1999. Kinetic Patterns During Stair Ascent in Patients with Transtibial Amputations Using Three Different Prostheses. *J. Biomech.* 11:1–7
- Yang C-C, Hsu Y-L. 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors.* 10(8):7772–88
- Yang S, Laudanski A, Li Q. 2012. Inertial sensors in estimating walking speed and inclination: an evaluation of sensor error models. *Med. Biol. Eng. Comput.* 50(4):383–93
- Yang S, Li Q. 2012. IMU-based ambulatory walking speed estimation in constrained treadmill and overground walking. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 15(3):313–22
- Young AJ, Hargrove LJ. 2016. A Classification Method for User-Independent Intent Recognition for Transfemoral Amputees Using Powered Lower Limb Prostheses. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 24(2):217–25
- Young AJ, Kuiken TA, Hargrove LJ. 2014a. Analysis of using EMG and mechanical sensors to enhance intent recognition in powered lower limb prostheses. *J Neural Eng.* 11(5):56021
- Young AJ, Simon AM, Fey NP, Hargrove LJ. 2014b. Intent recognition in a powered lower limb prosthesis using time history information. *Ann. Biomed. Eng.* 42(3):631–41
- Young AJ, Simon AM, Hargrove LJ. 2014c. A Training Method for Locomotion Mode Prediction Using Powered Lower Limb Prostheses. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 22(3):671–77
- Yuan K, Wang Q, Wang L. 2015. Fuzzy-Logic-Based Terrain Identification with Multisensor

- Fusion for Transtibial Amputees. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*. 20(2):618–30
- Zhang F, Dou Z, Nunnery M, Huang HH. 2011a. Real-time implementation of an intent recognition system for artificial legs. *2011 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 2997–3000. IEEE
- Zhang F, Fang Z, Liu M, Huang H. 2011b. Preliminary design of a terrain recognition system. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2011:5452–55
- Zhang F, Huang H. 2013. Source Selection for Real-Time User Intent Recognition Toward Volitional Control of Artificial Legs. *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*. 17(5):907–14
- Zhang F, Liu M, Huang H. 2015. Detection of critical errors of locomotion mode recognition for volitional control of powered transfemoral prostheses. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*. 2015–Novem:1128–31
- Zhang X, Huang H, Yang Q. 2011c. A special purpose embedded system for neural machine interface for artificial legs. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*. 5207–10
- Zhang X, Liu Y, Zhang F, Ren J, Sun YL, et al. 2012. On design and implementation of neural-machine interface for artificial legs. *IEEE Trans. Ind. Informatics*. 8(2):418–29
- Zhou H, Ji N, Samuel OW, Cao Y, Zhao Z, et al. 2016. Towards real-time detection of gait events on different terrains using time-frequency analysis and peak heuristics algorithm. *Sensors (Switzerland)*. 16(10):1–17

Liste des publications et communications

Communications internationales avec comité de lecture et publication des actes

B Dauriac, C Villa, X Bonnet, H Pillet, F Lavaste (2015) *Prosthetic knee behaviour during slope and stair descent*. à : International Society of Prosthetics and Orthotics (ISPO) 2015, Lyon France résumé publié dans [P&O Int](#)

X Bonnet, F Djian, **B Dauriac**, C Villa, I Loiret, N Martinet, H Pillet (2015) *Preliminary evaluation of a Microprocessor-controlled Knee Ankle Prosthesis (MKAP) for above knee amputees*. à : International Society of Prosthetics and Orthotics (ISPO) 2015, Lyon France résumé publié dans [P&O Int](#)

Communications internationales avec comité de lecture

X Bonnet, F Djian, **B Dauriac**, C Villa, I Loiret, N Martinet, H Pillet (2015) *Preliminary evaluation of a Microprocessor-controlled Knee Ankle Prosthesis (MKAP) for above knee amputees*. À: 25th Congress of the International Society of Biomechanics (ISB) 2015, Glasgow, Great Britain

H Pillet, **B Dauriac**, C Villa, X Bonnet, F Lavaste (2015) *The role of lower limb joints in energy absorption during descent of stairs and slopes*. à : 25th Congress of the International Society of Biomechanics (ISB) 2015, Glasgow, Great Britain

B Dauriac, F Djian, H Pillet, X Bonnet (2016) *Speed and slope estimation using a knee ankle prosthesis for above knee amputees*. à : 22nd Congress of European Society of Biomechanics (ESB), Lyon France

X Bonnet, **B Dauriac**, F Djian, C Villa, H Pillet (2016) Preliminary evaluation of a microprocessor-controlled knee ankle prosthesis (MKAP) for above knee amputees on level ground, slopes and stairs. à : [OTWorld](#) 2016, Leipzig Allemagne

B Dauriac, X Bonnet, C Villa, H Pillet, F Lavaste (2016) *Foot-flat period estimation during daily living situations of asymptomatic and lower limb amputee subjects*. à : [OTWorld](#) 2016, Leipzig Allemagne

B Dauriac, F Djian, X Bonnet, H Pillet (2017) Preliminary Evaluation of a Microprocessor Controlled Knee Ankle Prosthesis (MKAP) for Above Knee Amputees à : AAOP 2017, Chicago Etats-Unis

Communications nationales avec comité de lecture et publication des actes

B Dauriac, X Bonnet, C Villa, H Pillet, F Lavaste (2015) *Foot-flat period estimation during daily living situations of asymptomatic and lower limb amputee subjects*. à : Société de Biomécanique (SB) 2015, Paris, France abstract publié dans [CMBBE](#)

C Villa, **B Dauriac**, J Bascou, X Bonnet, P Fode, H Pillet (2015) *Whole limb push-off*

work in people with transtibial amputation during slope ascent. à : Société de Biomécanique (SB) 2015, Paris, France publié dans [CMBBE](#)

I Loiret, C Villa, **B Dauriac**, X Bonnet, F Lavaste, N Martinet, J Paysant, H Pillet (2016) Reliability quantification and gait loading asymmetry assessment with wearable insoles in transfemoral amputee people at different speeds. à : SOFAMEA (PEM) 2016, Nancy, France. Résumé publié dans [Clinical Neurophysiology](#)

B Dauriac, X Bonnet, H Pillet, F Lavaste (2017) *Daily living activities quantification for a transfemoral amputee subject using embedded sensors.* à : 32ème Congrès SOFMER 2017, Nancy France. Résumé publié dans [APRM](#)

I Loiret, C Villa, **B Dauriac**, X Bonnet, F Lavaste, N Martinet, J Paysant, H Pillet (2017) *Reliability quantification and gait loading asymmetry assessment with wearable insoles in transfemoral amputee people.* à : 32ème Congrès SOFMER 2017, Nancy, France. Résumé publié dans [APRM](#)

Communications nationales avec comité de lecture

B Dauriac, X Bonnet, C Villa, H Pillet, F Lavaste (2016) Estimation de la hauteur minimale de passage du pas dans les situations de la vie courante chez les personnes non amputés et amputés. à : 15ème congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA) 2016, Brest, France.

J Bascou, C Villa, **B Dauriac**, N Pachot, H Pillet (2016) Estimation de la vitesse du centre de masse dans diverses situations de marche de la vie courante par capteur embarqué. à : 15ème congrès de la SOFAMEA 2016, Brest, France.

I Loiret, C Villa, **B Dauriac**, X Bonnet, F Lavaste, N Martinet, J Paysant, H Pillet, (2017) Mesure de la fiabilité et évaluation de l'asymétrie de la marche, avec des semelles embarquées chez les personnes amputées transfémorales. à : 21ème Congrès ISPO-France 2017, Lyon France.

Séminaires et autres communications

X Bonnet, F Djian, **B Dauriac**, H Pillet (2017) Membres inférieurs artificiels pour personnes amputées : Prothèse, Biomécanique et Appareillage. à : Séminaire LISV, Vélizy-Villacoublay, France.

B Dauriac, X Bonnet, C Villa, H Pillet, F Lavaste (2017) Contribution à la mise en œuvre de technologies intelligentes pour l'appareillage du patient amputé du membre inférieur. à : RNC SMART, Paris, France.

2018-ENAM-0017

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

ANNEXES

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique et ingénierie pour la santé ”

présentée et soutenue publiquement par

Boris DAURIAC

Le 27 mars 2018

**Contribution à la mise en œuvre et l'évaluation de
technologies embarquées pour l'appareillage de personnes
amputées du membre inférieur**

Directeur de thèse : **Hélène PILLET**

Co-encadrement de la thèse : **Xavier BONNET, François LAVASTE**

Jury

M. Philippe PUDLO, Professeur, LAMIH UMR CNRS 8201, UPHF, Valenciennes

M. François-Benoît VIALATTE, Maître de Conférence, HDR, Plasticité du Cerveau,
ESPCI Paris, Paris

M. Jean PAYSANT, Professeur, Praticien Hospitalier, IRR, UGECAM Nord –Est, Nancy

Mme Hélène PILLET, Maître de Conférence, HDR, Institut de Biomécanique Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech, Paris

M. François LAVASTE, Professeur émérite, Institut de Biomécanique Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech, Paris

M. Xavier BONNET, Maître de Conférence, Institut de Biomécanique Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech, Paris

M. Francis DJIAN, Docteur, Recherche et Développement, Proteor

M. Eric Lapeyre, Professeur, Praticien Hospitalier, Hôpital d'Instruction des Armées Percy

Président

Rapporteur
Rapporteur

Examineur

Examineur

Examineur
Invité
Invité

**T
H
È
S
E**

Table des matières

Annexe A. Eléments complémentaires aux travaux personnels de la partie I	1
a. Caractéristiques des groupes	1
b. Paramètres quantifiés	2
TPP	2
MinTC	3
MCG	3
Annexe B. Etudes complémentaires à la partie II	5
a. Estimation de la vitesse de marche	5
Estimation de l'erreur de la référence	5
Estimation de l'erreur en pente :	6
b. Estimation de la pente	6
Régression de la vitesse de marche dans l'estimation de la pente :	6
c. Classification des situations rencontrées	8
Caractéristiques des sujets	8
Similitude	9
Erreur décomposée par sujet	12
Descripteurs sélectionnés par la méthode de Gram-Schmidt	17
Annexe C. Article soumis à Proceeding of the iMeche, Part H : Journal of Engineering in Medecine	19
a. Abstract	19
b. Introduction:	19
c. Methods:	21
Kinematic model:	21
Experimental protocol:	22
Data analysis:	23
d. Results:	23
e. Discussion:	25
f. References:	26
Annexe D. Table des illustrations :	30
a. Liste des figures	30
b. Liste des tableaux	31

Annexe A. Éléments complémentaires aux travaux personnels de la partie I

a. Caractéristiques des groupes

Tableau A-1 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe SA

Identifiant	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Genre
SA08JL	55	170	72	M
SA09PN	63	167	57	M
SA10AL	29	178	66	M
SA11CH	25	185	82	M
SA12PR	41	174	76	M
SA13GV	34	187	85	M
SA14TG	38	192	70	M
SA15OB	67	170	63	F
SA17HK	23	175	61	F
SA18FL	65	175	78	M
SA19RM	61	166	59	M
SA21CD	64	174	77	M
SA22BE	25	190	91	M
SA24PA	68	162	50	F
SA25MP	25	168	58	F
SA26LB	25	177	78	M
SA27MM	19	168	65	M
SA28CV	30	187	111	M
SA29BF	23	190	80	M
SA30DS	30	187	111	M
SA31CC	23	190	80	M

Tableau A-2 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe TF

Identifiant	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Genre	Appareillage		Coté
					Genou Prothétique	Pied prothétique	
TF01RD	38	176	85	M	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	G
TF02SL	40	186	84	M	C-Leg (Ottobock)	Highlander (Freedom)	D
TF03GV	59	169	77	M	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	G
TF05PG	46	185	81	M	C-Leg (Ottobock)	1C60 Triton (Ottobock)	G
TF12RJ	49	181	84	M	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	G
TF14TG	32	171	78	M	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	G
TF15JD	47	170	85	M	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	G
TF16MB	30	169	50	F	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	G
TF18JM	28	181	82	M	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	G
TF352ED	37	186	72	M	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	G

Tableau A-3 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe Proto

Identifiant	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Genre	Appareillage	Coté
TF303SB	34	194	85	M	SPCM	D
TF311RJ	49	181	84	M	SPCM	G
TF341SH	40	165	52	M	SPCM	G
TF351ED	37	186	73	M	SPCM	G
CG	45	169	76	M	SPCM	D
SS	47	154	73	F	SPCM	D
EL	30	193	131	M	SPCM	D
JH	32	186	118	M	SPCM	G

b. Paramètres quantifiés

2.3. TPP

Tableau A-4 – Résultats de Temps de Pied à Plat (TPP) pour chaque groupe, chaque situation du coté appareillé(A) et de côté controlatéral (C)

		Descente				Plat		Montée	
		Escalier		Pente 12%				Pente 12%	
		A	C	A	C	A	C	A	C
SA	Moyenne	26.7	26.7	17.8	17.8	18.0	18.0	21.0	21.0
	Ecart type	6.2	6.2	3.9	3.9	2.4	2.4	5.4	5.4
TF	Moyenne	4.3	21.7	10.6	17.8	13.8	13.2	14.6	15.0
	Ecart type	0.6	8.3	3.3	7.4	3.8	6.7	7.3	9.0
Proto	Moyenne	15.2	20.6	19.5	24.5	18.3	17.7	13.2	17.3
	Ecart type	6.9	13.9	4.4	7.4	3.7	11.9	3.8	12.7

2.4. MinTC

Tableau A-5 – Résultats de Minimum Toe Clearance (MinTC) pour chaque groupe, chaque situation du côté appareillé(A) et de côté controlatéral (C)

		Descente de pente 12%		Plat		Montée de pente 12%	
		A	C	A	C	A	C
SA	Moyenne	17.8	17.8	18.0	18.0	21.0	21.0
	Ecart type	3.9	3.9	2.4	2.4	5.4	5.4
TF	Moyenne	10.6	17.8	13.8	13.2	14.6	15.0
	Ecart type	3.3	7.4	3.8	6.7	7.3	9.0
Proto	Moyenne	19.5	24.5	18.3	17.7	13.2	17.3
	Ecart type	4.4	7.4	3.7	11.9	3.8	12.7

2.5. MCG

Tableau A-6 – Résultats de moment maximal interne appliqué au genou controlatéral pour chaque groupe en descente d'escalier

SA	Moyenne	1.29
	Ecart type	0.20
TF	Moyenne	2.00
	Ecart type	0.30
Proto	Moyenne	1.76
	Ecart type	0.19

Annexe B. Etudes complémentaires à la partie II

a. Estimation de la vitesse de marche

2.6. Estimation de l'erreur de la référence

Dans l'étude présentée ci-dessus, la vitesse imposée par le tapis est utilisée comme référence. Une vérification de la justesse de celle-ci a donc été réalisée en mesurant le temps pour effectuer 50 tours de bandes du tapis sur un des tapis de marche utilisé. La longueur de la bande a été évaluée à 267 cm (distance interaxe de 127cm, rayon des axes de 2cm). Durant la mesure, une personne ~70 kg marchait sur le tapis pour reproduire la charge imposée au tapis. Les résultats par vitesse de tapis testée peuvent être retrouvés dans le Tableau B-1.

Tableau B-1 — Résumé des résultats de la vérification

Vitesse tapis console (m/s)	Temps (s)	Vitesse moyenne (m/s)
0,56	231	0,58
1,11	125	1,07
1,67	82	1,63

Ce qui donne une erreur de 3,2 %. On peut donc raisonnablement considérer que l'erreur de la vitesse de référence sur l'ensemble des sujets est inférieure à 4 %.

2.7. Estimation de l'erreur en pente :

Tableau B-2 — Erreurs d'estimation de la vitesse de marche par sujet lors de la marche en pente par rapport à la vitesse du tapis de marche

Sujets	RMSE (m/s)	NRMSE (%)	Erreur moyenne (m/s)	Écart type de l'erreur (m/s)
S1	0.118	11.1	0.110	0.044
S2	0.104	9.4	0.097	0.042
S3				
S4				
S5	0.161	19.4	0.124	0.108
S6	0.029	3.5	-0.027	0.012
S7	0.029	3.5	-0.023	0.020
S8				
S9	0.089	10.6	-0.053	0.075
Moyenne	0.088	9.6	0.038	
Écart type	0.052	5.9	0.080	

b. Estimation de la pente

2.8. Régression de la vitesse de marche dans l'estimation de la pente :

Une partie de la variabilité de l'estimation de la pente pourrait être attribuée à la vitesse de marche ou à une mauvaise estimation de l'angle du tibia. Cette partie explore un moyen de diminuer la variabilité de la pente. Pour cela, on cherche une estimation de la pente pour chaque sujet de la forme :

$$\hat{P} = a * \hat{\theta} + b * \hat{V} + c$$

Avec $\hat{P}$ l'estimation de la pente, $\hat{\theta}$ l'estimation de l'angle du tibia par rapport à la verticale au couple seuil choisi, $\hat{V}$ l'estimation de la vitesse de marche.

Pour cela une régression multilinéaire est utilisée pour chaque seuil de moment et chaque sujet pour une estimation de l'angle avec un filtre complémentaire avec une fréquence de coupure de 0,06 Hz. Dans la partie II.2.1.b, des sujets ont été identifiés comme ayant une stratégie de marche faussant l'estimation de la pente à partir du modèle, ils ont été retirés de cette étude (S3, S5, S6, S11).

Le couple limite pour chaque sujet permettant de limiter le RMSE de la régression sera sélectionné. Les erreurs de la régression multilinéaire permettant d'obtenir une estimation de la pente à un seuil de couple et à un réglage du filtre complémentaire donné sont rapportées pour chaque sujet dans le

Tableau B-3. L'estimation pour chaque cycle et chaque sujet en fonction de la pente de référence ainsi que l'erreur associée peuvent être retrouvées dans la Figure B-1.

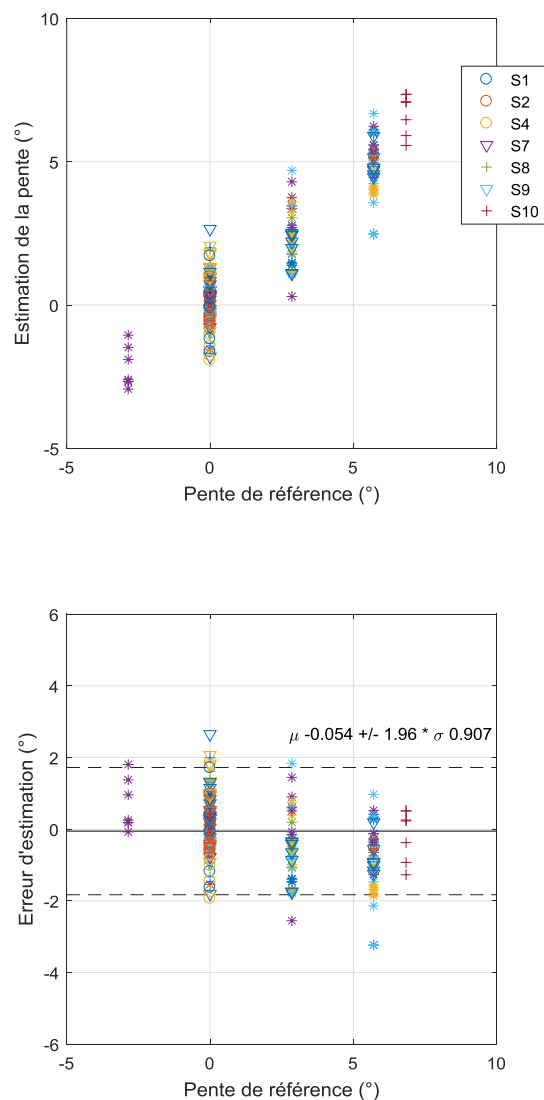


Figure B-1 — Estimation de la pente par rapport à la pente de référence et erreur associée à chaque cycle pour chaque sujet issu de l'estimation par régression multilinéaire

Tableau B-3 — Seuil de moment et réglage du filtre complémentaire optimal pour chaque sujet et erreur associée à l'estimation de la pente par la méthode de régression multilinéaire

Sujet	Couple Seuil (N.m/kg)	F _c (Hz)	a	b	c	RMSE (°)	Erreur moyenne (°)	Écart type erreur (°)
S1	0,45	0,06	-0,72	1,55	-0,75	1,11	0,00	1,09
S2	0,45	0,06	-0,81	1,27	-2,83	0,48	0,00	0,47
S4	0,55	0,06	-0,60	1,41	-1,38	1,13	0,00	1,11
S7	0,3	0,06	-0,59	3,63	-4,49	0,80	0,00	0,78
S8	0,4	0,06	-0,91	1,93	-1,54	0,67	0,00	0,65
S9	0,55	0,06	-0,73	-2,20	1,75	1,06	0,00	1,03
S10	0,55	0,06	-0,78	1,86	-1,68	0,60	0,00	0,58
Moyenne						0,84	0,00	
Écart type						0,26	0,00	

On remarque que le coefficient « a » est d'environ -0,7, ce qui correspond à la variation de l'angle du tibia par rapport à la verticale en fonction de la pente. La méthode précédente faisait l'hypothèse que l'angle du tibia à un couple donné variait de manière inversement proportionnelle à la valeur de la pente soit une valeur de « a » de 1. La partie correction en fonction de la vitesse de marche n'est pas répétable entre les sujets, une calibration devrait être faite pour chaque sujet afin de diminuer l'erreur d'estimation. On obtient alors un RMSE moyen de $0,84 \pm 0,26^\circ$ (min-max : 0.48-1.11) ce qui est de l'ordre des erreurs rapportées par Sabatini *et al.* (2005), ou Yang *et al.* (2012) après calibration. À titre de comparaison avec la méthode précédente, avec les mêmes sujets, on trouvait un RMSE de $1,33 \pm 0,46^\circ$, soit une augmentation de l'erreur de près de 40 %.

c. Classification des situations rencontrées

2.9. Caractéristiques des sujets

Tableau B-4 — Caractéristiques des sujets ayant réalisés le parcours

N° de sujet	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Genre	Coté
1	33	175	79	M	D
2	45	169	76	M	D
3	43	190	81	M	D
4	37	186	72.6	M	G
5	30	193	131	M	D
6	43	179	71	M	D
7	30	187	83.3	M	G
8	32	185	85.4	M	D
9	34	194	85	M	D
10	39	157	60	F	G
11	47	154	73.2	F	D

2.10. Similitude

Parmi les signaux calculés par le SPCM, l'angle du tibia par rapport à la verticale est mesuré à l'aide d'un filtre complémentaire. Deux estimations de l'angle sont faites par le microprocesseur en utilisant deux fréquences de coupure (0,06 Hz et 0.98 Hz) appelées respectivement AngPress, et AngOsc.

Pour le couple à la cheville (Bie), l'angle du tibia (AngPress et AngOsc), et la vitesse angulaire du tibia (Gyr), une *Dynamique Time Warping* a été utilisée par rapport aux signaux moyens de plat (plat), de montée de pente (montpente) de descente d'escalier (descdesc) et de descente de pente (descpente). Pour mesurer la distance entre les signaux, deux métriques ont été utilisées : les distances euclidiennes (euc) et les distances euclidiennes au carré (squared).

On peut représenter pour l'ensemble des sujets du groupe d'apprentissage les résultats de ces distances pour chaque situation à l'aide de diagramme moustache, représentant pour chaque groupe la médiane, et les quartiles. Chaque distance ayant des ordres de grandeur qui peuvent être différentes, les données ont été centrées réduite par rapport à l'ensemble des données.

Ci-dessous sont représentés les résultats pour chaque capteur considéré :

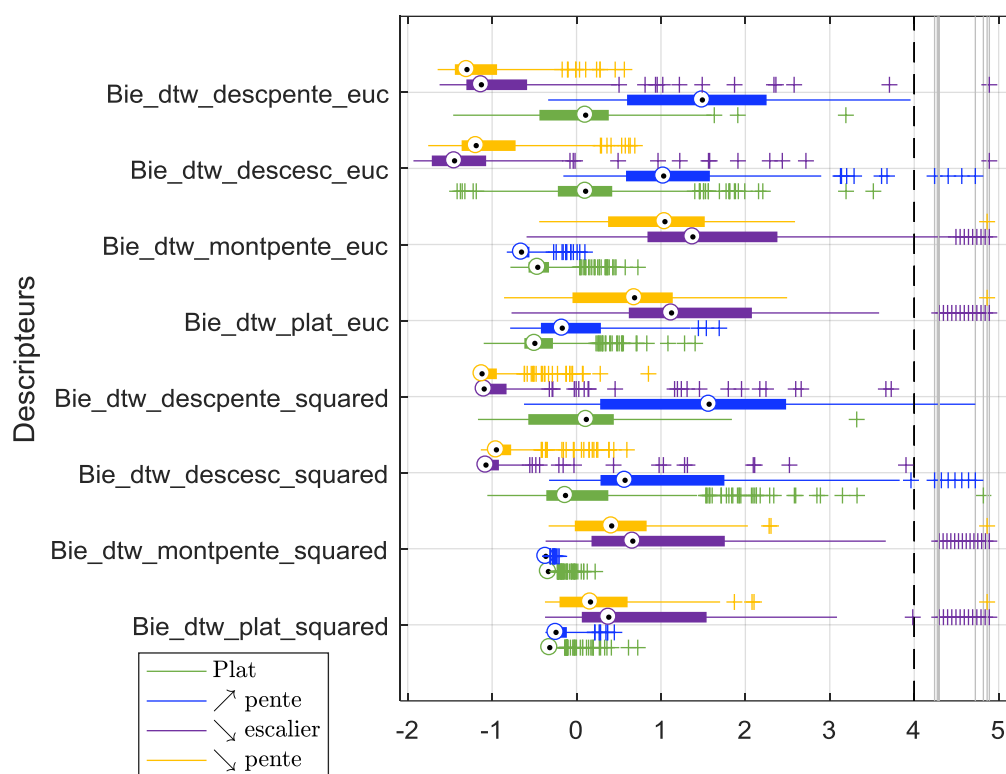


Figure B-2 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne du couple à la cheville et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation

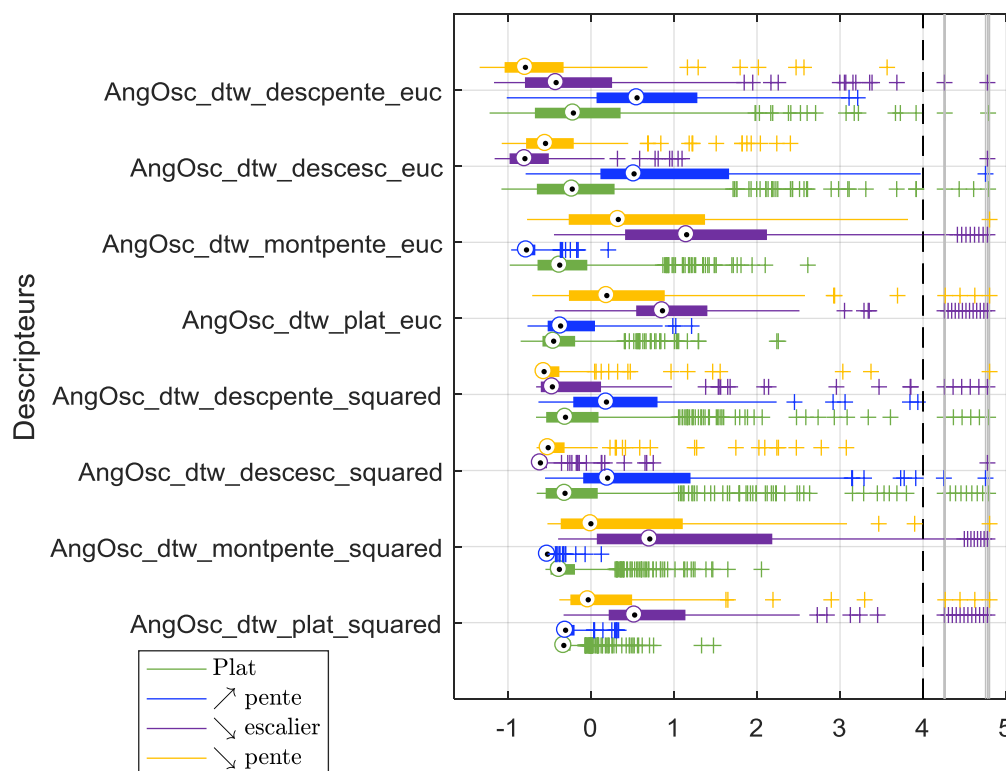


Figure B-3 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de l'angle du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation

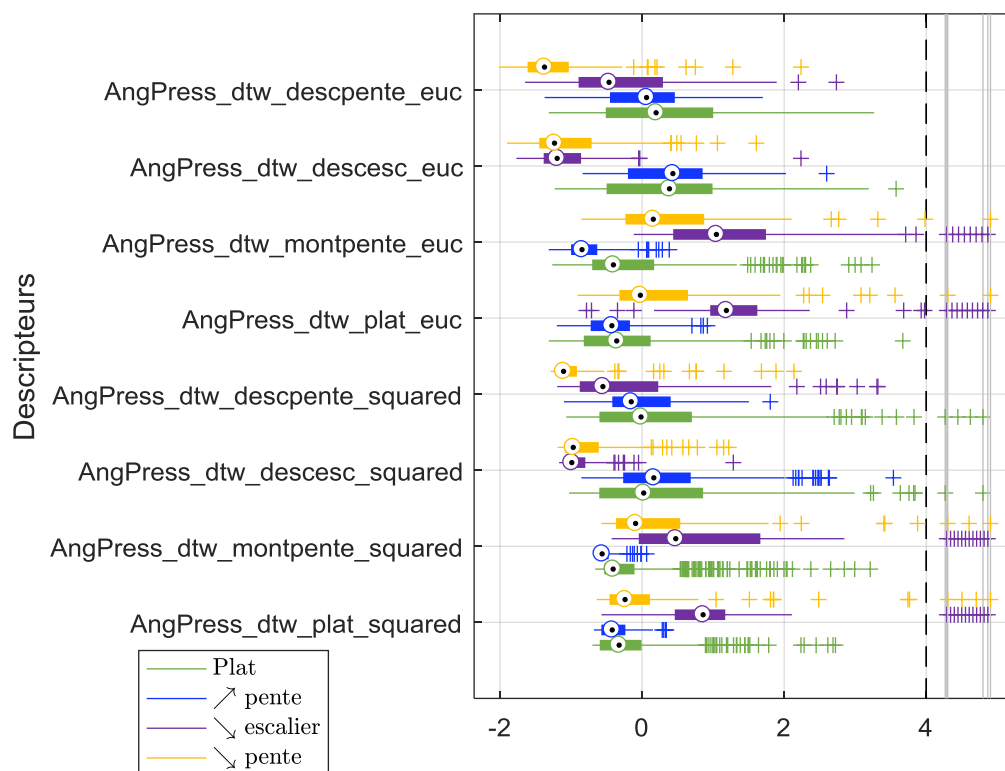


Figure B-4 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de l'angle du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation

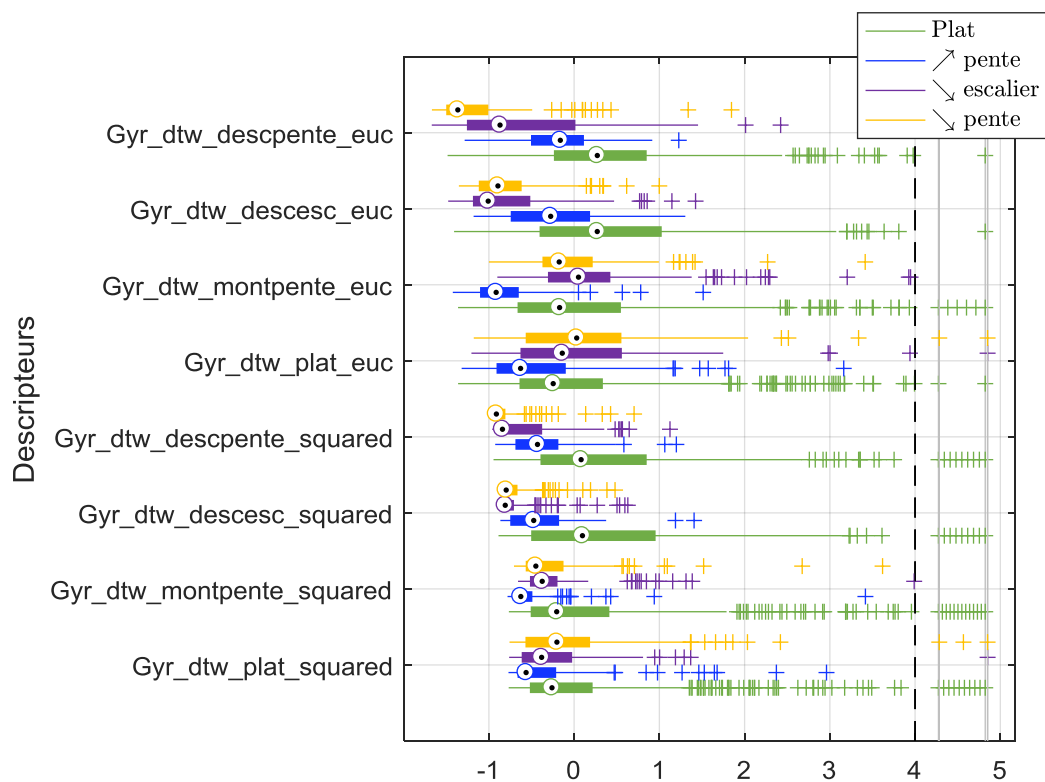


Figure B-5 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de la vitesse angulaire du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation

2.11. Erreur décomposée par sujet

Les résultats présentés en partie II.2.2 peuvent être décomposés pour chaque sujets et chaque modèle :

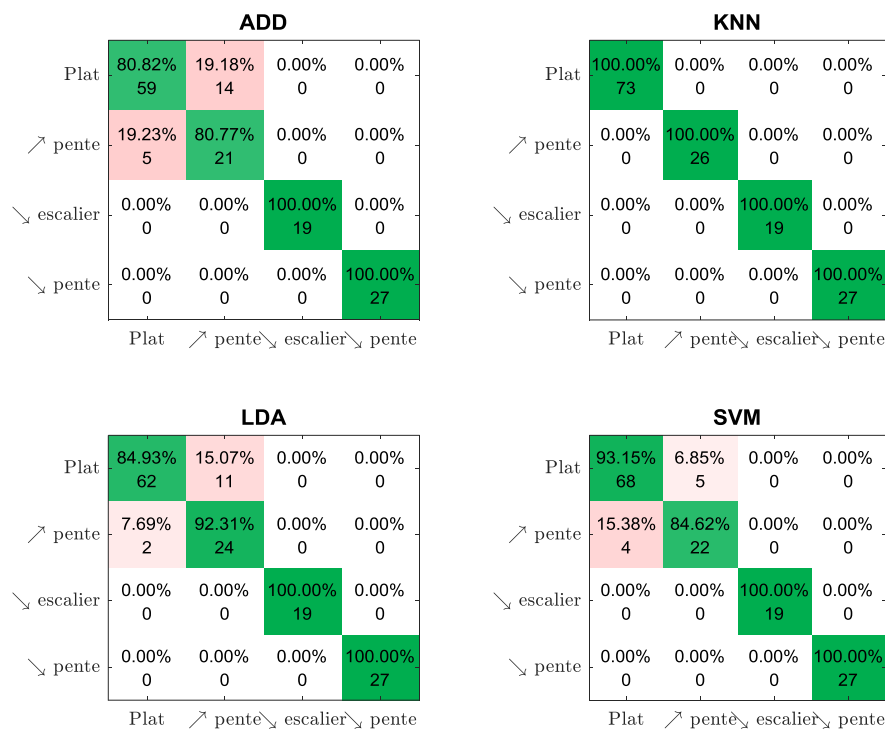


Figure B-6 — Matrices de confusions sur le **Sujet 1** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

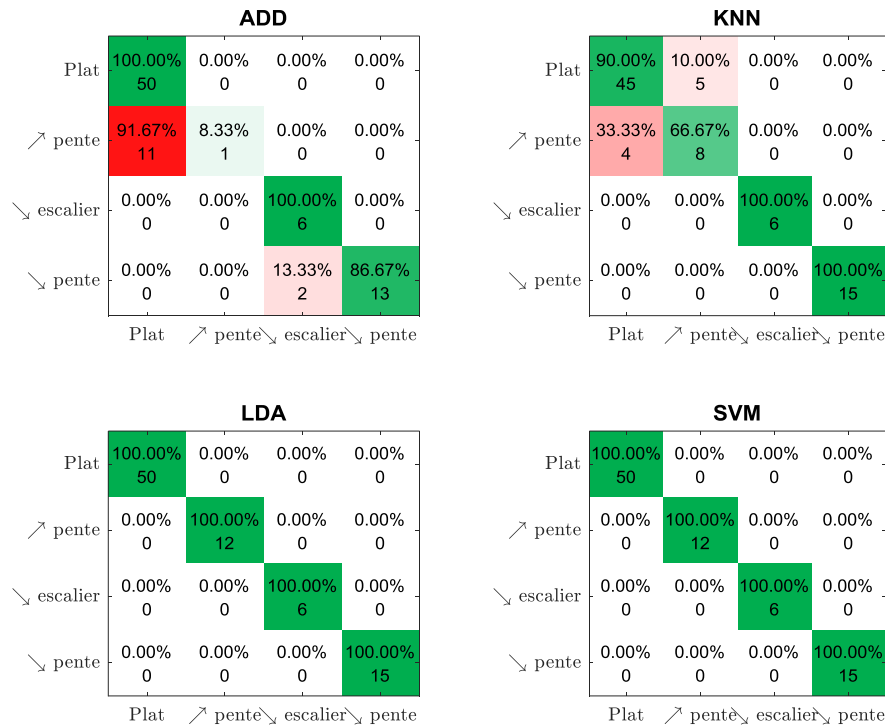


Figure B-7 — Matrices de confusions sur le **Sujet 3** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

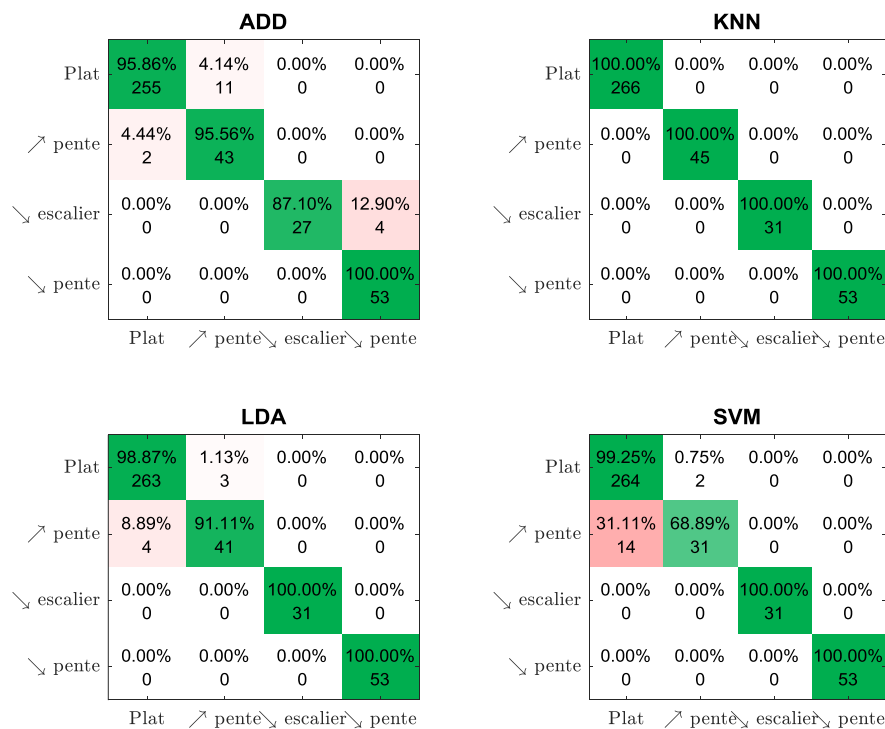


Figure B-8 — Matrices de confusions sur le **Sujet 4** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

ADD				
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente
Plat	88.46% 46	11.54% 6	0.00% 0	0.00% 0
↗ pente	9.09% 1	90.91% 10	0.00% 0	0.00% 0
↘ escalier	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 5	0.00% 0
↘ pente	0.00% 0	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 16
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente

KNN				
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente
Plat	100.00% 52	0.00% 0	0.00% 0	0.00% 0
↗ pente	0.00% 0	100.00% 11	0.00% 0	0.00% 0
↘ escalier	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 5	0.00% 0
↘ pente	0.00% 0	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 16
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente

LDA				
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente
Plat	98.08% 51	1.92% 1	0.00% 0	0.00% 0
↗ pente	9.09% 1	90.91% 10	0.00% 0	0.00% 0
↘ escalier	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 5	0.00% 0
↘ pente	0.00% 0	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 16
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente

SVM				
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente
Plat	98.08% 51	1.92% 1	0.00% 0	0.00% 0
↗ pente	9.09% 1	90.91% 10	0.00% 0	0.00% 0
↘ escalier	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 5	0.00% 0
↘ pente	0.00% 0	0.00% 0	0.00% 0	100.00% 16
	Plat	↗ pente	↘ escalier	↘ pente

Figure B-9 — Matrices de confusions sur le **Sujet 6** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

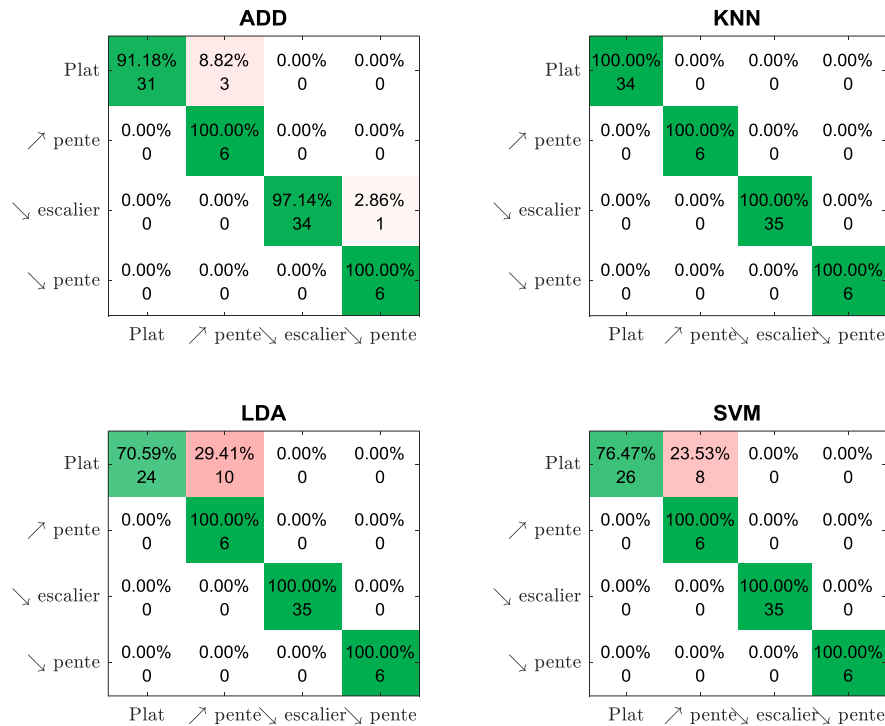


Figure B-10 — Matrices de confusions sur le **Sujet 7** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

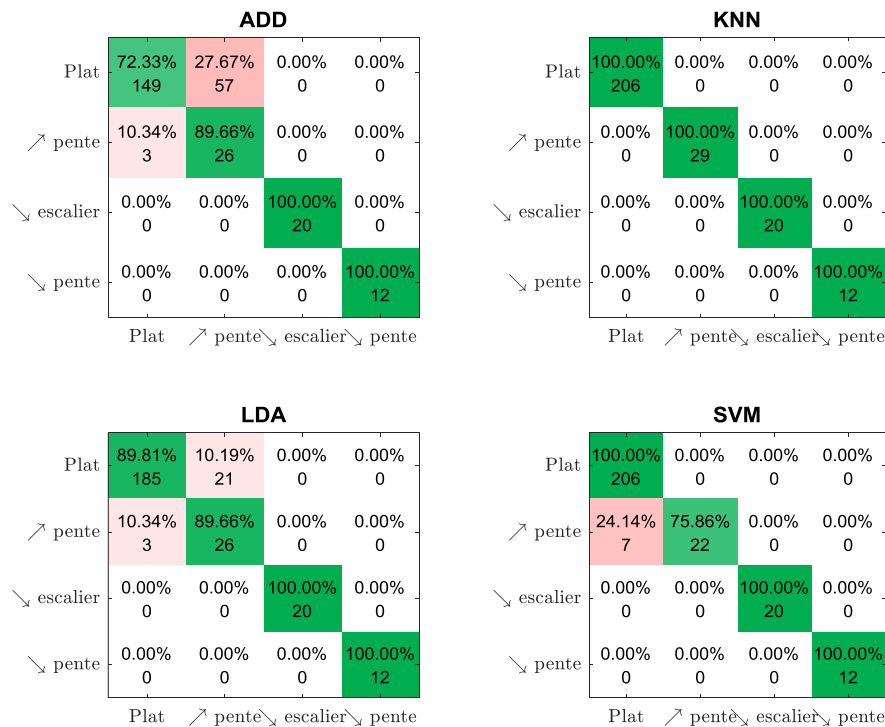


Figure B-11 — Matrices de confusions sur le **Sujet 9** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

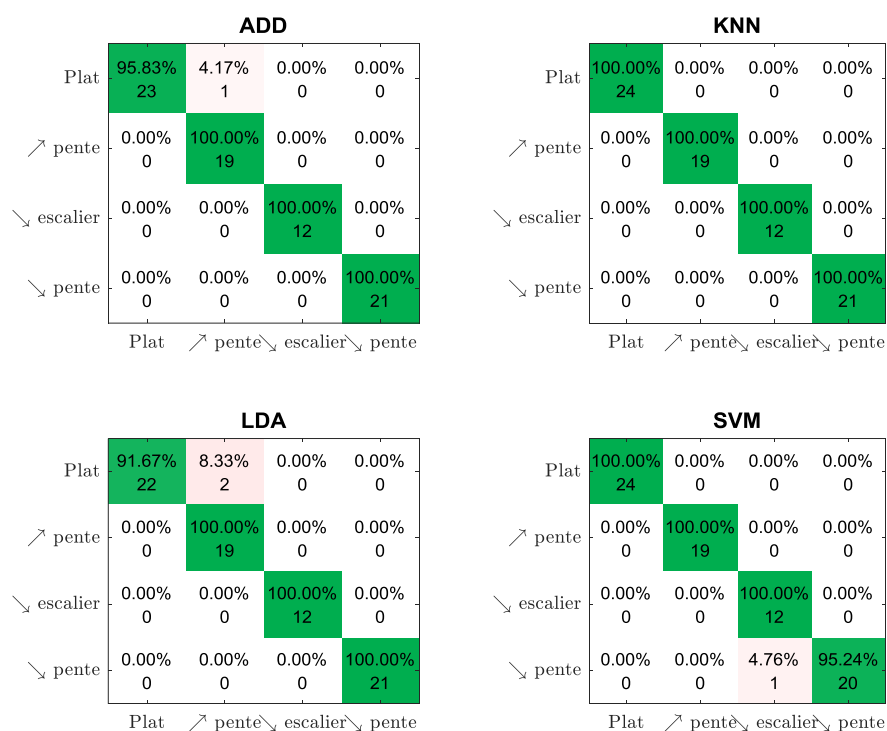


Figure B-12 — Matrices de confusions sur le **Sujet 10** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

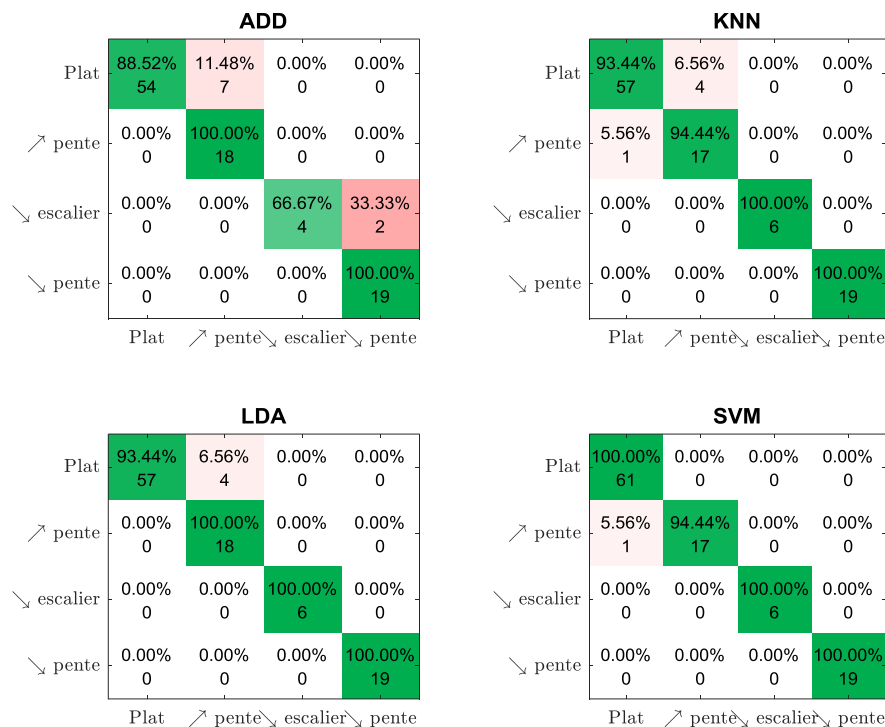


Figure B-13 — Matrices de confusions sur le **Sujet 11** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant

2.12. Descripteurs sélectionnés par la méthode de Gram-Schmidt

Un algorithme de Gram-Schmidt a été utilisé pour classer les différents descripteurs sur leurs capacités à distinguer deux classes. Ci-dessous sont représentés le classement de ces descripteurs (de bas en haut) ainsi que la variation des descripteurs centrés réduit par rapport au plat (à gauche) et par rapport à la descente d'escalier (à droite) pour les 4 situations considérées. Les résultats à plus ou moins 4 écarts type du plat sont représentés. Au-delà, les données aberrantes (*outliers*) sont représentées sur l'axe sans respect de l'échelle.

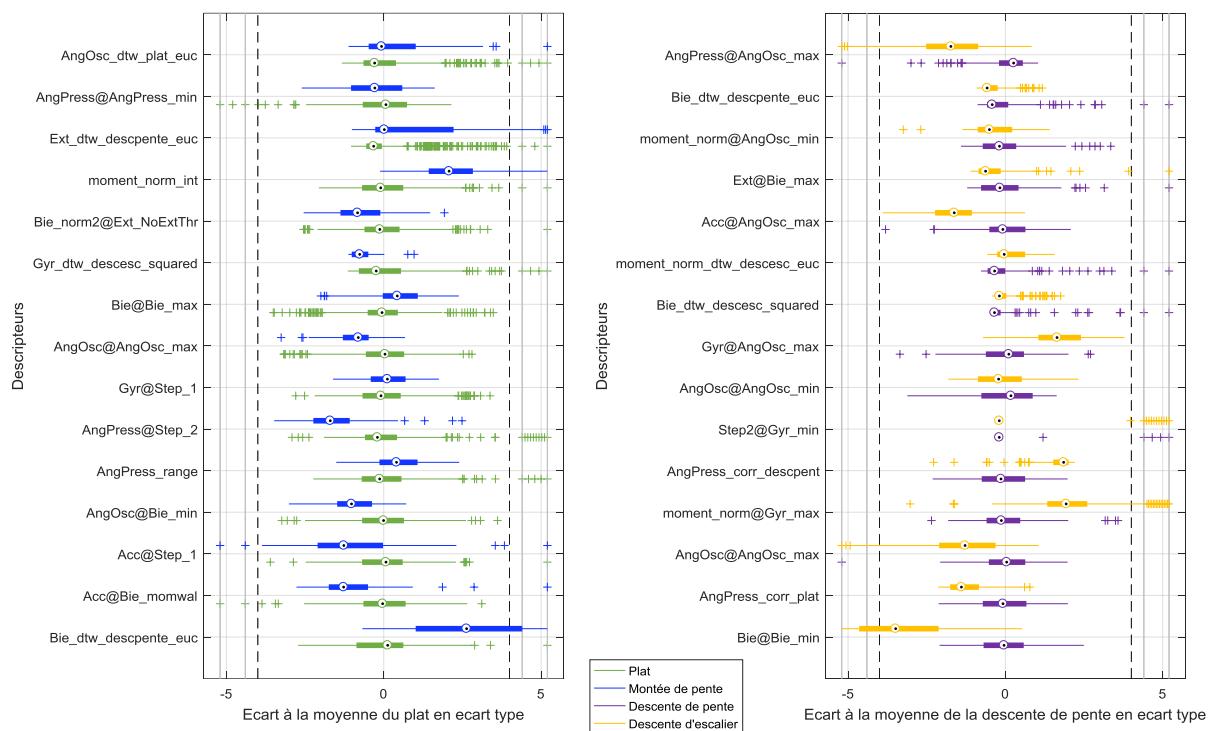


Figure B-14 — Diagrammes moustaches des meilleurs descripteurs (de bas en haut) pour séparer le plat de la montée de pente (à gauche) ou pour séparer la descente d'escalier de la descente de pente (à droite) pour les 4 situations considérées.

Annexe C. Article soumis à Proceeding of the iMeche, Part H : Journal of Engineering in Medecine

“Estimation of the walking speed of individuals with transfemoral amputation from a single prosthetic shank-mounted IMU”

B. Dauriac, X. Bonnet, H. Pillet, F. Lavaste

Arts et Metiers ParisTech, LBM/Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, 151
bd de l'Hopital 75013 PARIS – France

B. Dauriac

PROTEOR, rue du cheffin, 21250 Seurre, France

a. Abstract

Microprocessor prosthetic knees, able to restore the gait of people with transfemoral amputation, are now often equipped with sensors embedded in the prosthetic shank, which could be used to assess some gait characteristics during real life activities. In particular, an estimation of the walking speed during the locomotion of those subjects would be a relevant indicator of the performance. However, if methods have already been proposed in the literature to compute this walking speed, none are directly usable in this context and with this population.

For these reasons, the current study proposed to estimate the instantaneous walking speed with a shank embedded IMU based on a biomechanical model of the prosthetic lower limb. Averaged walking speed estimation (WSE) has been quantified for nine individuals with transfemoral amputation walking on a treadmill at different speeds and slopes when wearing an instrumented knee ankle prosthesis. Experimental results demonstrated the ability of the model to estimate the walking speed with an accuracy of nine percent (normalized root mean squared errors over all the patients), which is consistent with previous reported WSE errors. In addition, as the WSE is instantaneous, the proposed method can provide the estimation by the end of the stance phase, which is an originality compared to other methods based on step length estimation. The present method is relevant for the estimation of walking speed during real life activities of above-knee amputees opening the way to direct activity monitoring from the prosthesis.

Keywords

Walking speed, Ambulatory system, Gait analysis, Inertial Movement Unit; Transfemoral amputee

b. Introduction:

During the last two decades, microprocessor prosthetic knees, able to control the stance and the swing phases of gait, have increased the safety and quality of life of individuals with

transfemoral amputation¹⁻³. However, to quantify prosthetic fitting objective performance requires the assessment of characteristics of the gait during real life activities. Cadence, step counts and activity bout duration have been the most used indicators in real life conditions. On the contrary, walking speed estimation has been rarely performed in people with amputation because of the difficulty to assess spatial parameters from wearable sensors signals. Thus, some authors have sought to link the cadence to the walking speed⁴. However, cadence is not always correlated with walking speed, for instance, when walking on different inclined surfaces as the step length changes⁵.

Nowadays, more and more microprocessor prostheses embed Inertial Measurement Units (IMU) in the prosthetic shank, which could be used to estimate the walking speed in real life environment. In the literature, several methods have been developed and evaluated on different populations.

Some authors proposed to use kinematic models of the lower limbs to perform this estimation. For asymptomatic subjects, Aminian *et al.* proposed a stance and swing phase kinematic planar model using 3 gyroscopes on one thigh, and on both shanks to estimate the walking speed. This method was later adapted by Salarian *et al.* with only shanks instrumentation^{6,7}. The main drawback of this method for people with amputation is the necessity to instrument the sound limb, which jeopardizes the compliance to such protocol. Other studies have proposed estimation of walking speed for individuals with transfemoral amputation using only one IMU and a gait model. Miyazaki instrumented the thigh with a gyroscope and proposed a single segment planar model of the swing phase⁸. In the study of Lenzi *et al.*, an IMU was placed on the prosthetic shank but the kinematic model used was not fully described⁹.

Other methods have been proposed for asymptomatic subjects. For example, machine learning was used by Aminian *et al.* to estimate walking speed from a single axis accelerometer on one heel and a 3D one on the waist¹⁰. If the method was proved to be accurate for one person, the generalization to other individuals is not straight forward due to overfitting and sensor placement sensitivity^{11,12}. Another way to quantify the walking speed consists in double integrating a segment point acceleration. Authors using this procedure, generally placed the IMU on the foot^{13,14}, benefiting from the stationary state of the foot during the stance phase. However, prosthesis embedded IMU are most often placed in the shank. Li *et al.* proposed a method of double integration to quantify the walking speed of asymptomatic people from an IMU positioned on the shank. However, this method assumes that the shank angular velocity is almost null at midstance^{15,16}. This hypothesis is not adapted for people with transfemoral amputation due to the lack of knee flexion during early to midstance¹⁷. Still, these methods have not been tested on this population.

In this context, the present study proposes to use a planar gait model to quantify the averaged walking speed by estimating the velocity of the center of mass during the gait cycle using only one IMU integrated in a prosthetic shank. To evaluate this method, nine individuals

with transfemoral amputation walked on a treadmill at different speeds and inclinations with a Microprocessor controlled Knee Ankle Prosthesis (MKAP) prototype¹⁸. Embedded sensors in the MKAP were used to compute Walking Speed Estimation (WSE) at each cycle, which was compared to the treadmill speed.

c. Methods:

2.13. Kinematic model:

The WSE method presented here is based on a kinematic planar model. It consists in an inverse pendulum model representing the prosthetic lower limb and considering the absence of knee flexion during this phase in the population of individuals with transfemoral amputation¹⁷. The pelvis, the thigh, the shank and the foot are modeled by a single rigid body going from the center of mass (COM) to the foot-floor contact point. The prosthetic foot-ankle complex is considered to be kinematically equivalent to a rigid arc shape rolling without sliding during stance^{19,20}. From this model, the instantaneous COM velocity ($\overrightarrow{V_{COM}}$) expressed in the global frame (R_0) with $\overrightarrow{X_0}$ horizontal and aligned with the floor and $\overrightarrow{Y_0}$ vertical and pointing upward can be inferred from only 4 parameters: the COM height L when standing still, the leg angular velocity $\dot{\theta}$ with respect to R_0 , its angle θ with regard to the gravity vector and the foot arc radius r , with C its center and S the foot-floor contact point (Figure 1).

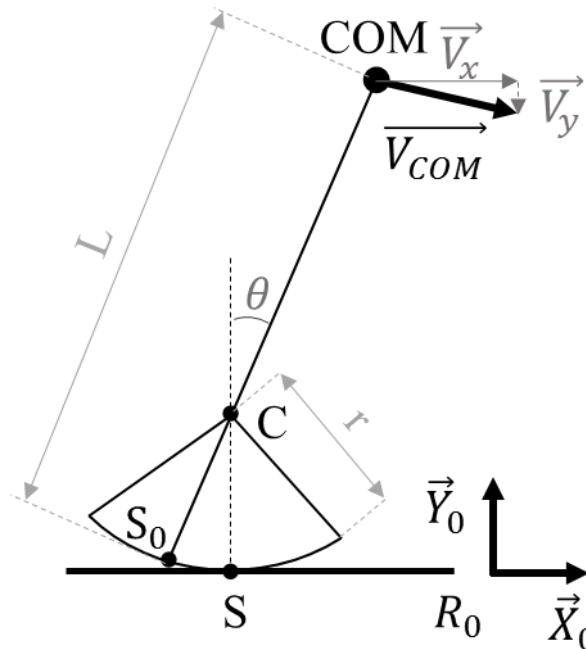


Figure 1 - Stance phase gait model (S contact point between the foot and the floor, S_0 contact point S when the lower limb is vertical, C=foot arc center, COM=center of mass, L =COM height, r =foot arc radius, R_0 global frame ($\overrightarrow{Y_0}$ aligned with the gravity, $\overrightarrow{X_0}$ aligned with the walking direction), θ sagittal angle of the leg with respect to R_0 , $\overrightarrow{V_{COM}}$ = COM velocity, V_x = Projection of $\overrightarrow{V_{COM}}$ on $\overrightarrow{X_0}$, V_y = Projection of $\overrightarrow{V_{COM}}$ on $\overrightarrow{Y_0}$)

$$\overrightarrow{V_{COM}} = \overrightarrow{V}(COM/R_0)_{R_0} = \overrightarrow{V}(C/R_0)_{R_0} + \overrightarrow{\Omega}(R_1/R_0)_{R_0} \times \overrightarrow{CCOM}_{R_0} = \dot{\theta} \begin{bmatrix} r + (L - r) \cdot \cos(\theta) \\ -(L - r) \cdot \sin(\theta) \\ 0 \end{bmatrix}$$

(1) where $\times$ denotes the cross product.

$\overrightarrow{V_{COM}}$ can be decomposed into V_x and V_y corresponding to the COM instantaneous velocity projection along the $\overrightarrow{X_0}$ axis and $\overrightarrow{Y_0}$ axis of the global frame R_0 . Moreover, r and L can be estimated as proportions of the body height (BH), respectively 19%²¹, and 58.8%²² giving a simplified expression of the previous equation (2).

$$\overrightarrow{V}(COM/R_0)_{R_0} \cdot \overrightarrow{x_0} = V_x = \frac{BH \cdot \dot{\theta}}{100} \cdot (19 + 39.8 \cdot \cos(\theta)) \quad (2).$$

Equation 1 gives an instantaneous WSE during the stance phase on the affected side. The average walking speed over the whole gait cycle is assumed to be equal to V_x (Equation 2) averaged over the first half cycle. To determine the gait cycle, heel strikes were detected with an ankle moment sensor synchronized with the IMU. $\dot{\theta}$ and θ were obtained thanks to the IMU embedded in the prosthetic shank using a complementary filter²³.

2.14. Experimental protocol:

Nine individuals with transfemoral amputation people wearing the MKAP prototype participated in this study. Their characteristics are listed in Table 1. Different treadmill speed and slope conditions were tested by all participants depending on their capacity. All patients performed level walking at speeds ranging from 0.56 m/s to 1.39 m/s by 0.28 m/s increments apart one subject who didn't perform the 1.39 m/s condition. Three patients also walked at 1.67 m/s. Six of them also tested a 5.7° slope at their self-selected speed depending on their capacity. The values of walking speed are given in Table 1. For each speed and slope condition, seven to ten cycles were recorded after the steady state was established (more than twenty steps after the treadmill speed was changed). Few minutes rest was allowed between each condition. The protocol was approved by the local ethics committee, and all participants gave their consent.

Table 1—Subjects characteristics and walking conditions conducted

Patient	Height (m)	Mass (kg)	Level walking speed range (m/s)	Up slope walking speed (m/s) at 5.71°
S1	1.86	73	0.56-1.67	0.83, 1.39
S2	1.94	85	0.56-1.67	1.11
S3	1.90	81	0.56-1.39	n/a
S4	1.87	83	0.56-1.39	n/a
S5	1.93	131	0.56-1.67	0.83
S6	1.59	61	0.56-1.39	0.83
S7	1.86	117	0.56-1.39	0.83
S8	1.57	60	0.56-1.11	n/a
S9	1.75	79	0.56-1.39	0.83

WSE has been computed for each cycle. WSE error was computed against the treadmill speed. The treadmill speed can vary depending on weight acceptance, treadmill belt deformation, and motor servo loop, this variation has been estimated to be less than 4%.

2.15. Data analysis:

For each treadmill walking trial, WSE was computed at each cycle. Estimation error for level and slope walking was calculated for each patient with mean error between WSE and the reference velocity $V_{treadmill}$, standard deviation error, root mean squared error (RMSE) ($\sqrt{\sum_{n=1}^N (V_{treadmill} - WSE)^2 / N}$ with N the number of samples) as well as normalized RMSE (NRMSE = $\sqrt{\sum_{n=1}^N (V_{treadmill} - WSE / V_{treadmill})^2 / N}$) were computed across all walking cycle for each slope condition. The averaged RMSE and NRMSE, mean error and standard deviation error over all patients were used to evaluate the intersubject reproducibility for each slope conditions.

d. Results:

Figure 2 presents WSE and WSE error against the treadmill speed considered as the reference.

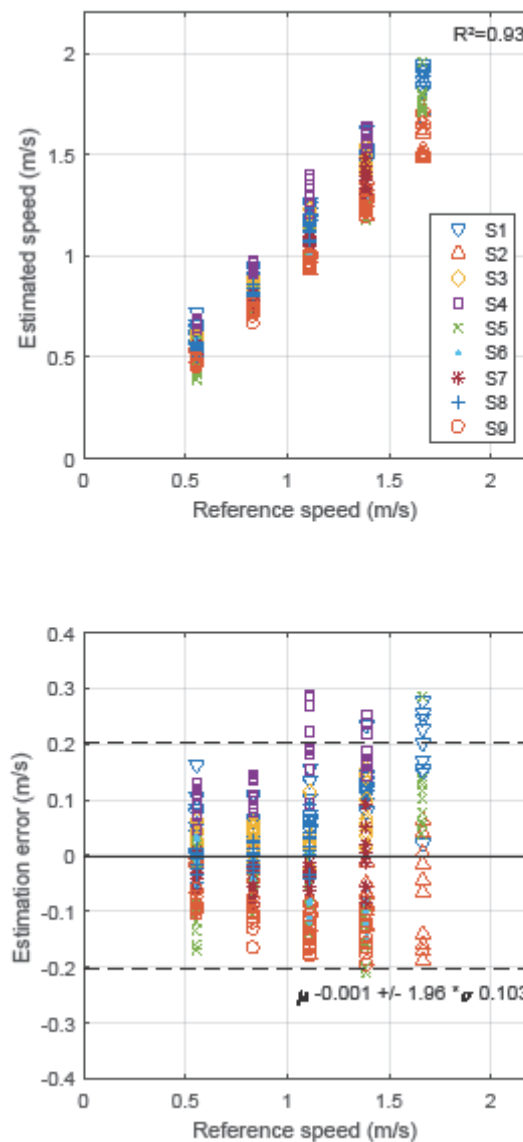


Figure 2 - Top figure corresponds to WSE versus reference for each level walking speed conditions. Bottom figure corresponds to Bland—Altman plots for WSE. Each mark corresponds to a cycle WSE, each different mark corresponds to a different patient. R^2 corresponds to the overall correlation for all subjects cycles.

The WSE method showed a good agreement with the reference speed ($R^2= 0.93$) for all level walking conditions. Mean NRMSE, across all patients, for level walking was 8.93% (Standard Deviation: 4.36%; range: 3.54% — 16.53%). This result corresponded to a mean and standard deviation error of -0.002 ± 0.088 m/s. The RMSE, NRMSE, mean and standard deviation errors at level walking can be found for each subject in Table 2. For the 5.7° slope condition, average NRMSE were 9.58% corresponding to 0.038 ± 0.050 m/s with a good agreement between the reference and the estimated walking speed ($R^2= 0.93$).

Table 2—Mean errors for each patient and overall walking speed estimation performance for level walking conditions

	RMSE (m/s)	NRMSE (%)	Mean error (m/s)	SD error (m/s)
S1	0.125	10.539	0.103	0.071
S2	0.088	6.820	-0.063	0.062
S3	0.059	5.918	0.043	0.041
S4	0.163	16.528	0.152	0.061
S5	0.109	11.234	-0.047	0.099
S6	0.071	6.663	-0.056	0.044
S7	0.046	5.178	-0.029	0.036
S8	0.031	3.537	0.003	0.031
S9	0.130	13.913	-0.126	0.033
Mean	0.091	8.926	-0.002	0.053
Standard deviation	0.044	4.363	0.088	0.022

e. Discussion:

The current study presents a method to estimate the instantaneous walking speed based on a mechanical gait model using a single IMU located on the tibia and the body height. This walking speed was averaged during the stance phase to be compared with treadmill reference speed. The WSE error, obtained for individuals with transfemoral amputation, was inferior to 16.53% during level walking, which is consistent with the results of Lenzi *et al.* (8% error, number of subjects not reported) and Miyazaki (error inferior to 15%, number of subjects=7)^{8,9}. Mean WSE error is very close to the one obtained by Aminian *et al.* with both lower limbs instrumented for twenty asymptomatic subjects⁶ or his modified single limb instrumentation method for ten asymptomatic subjects⁷ (0.07 m/s error for both models).

As concerns the instrumentation of the prosthesis, to our knowledge, previous methods, available in the literature and developed for asymptomatic subjects, almost all required sensors on other parts of the body or on the foot^{6,7,13}. The foot placement of the sensor jeopardizes the use of a generic instrumented prosthetic component as the prosthetic foot must be adapted to each patient shoe size. Only Yang *et al.* proposed a method to compute WSE from a shank embedded IMU but it was not adapted for this population^{15,16}. On the contrary, the model proposed in the present study was specifically designed for individuals with transfemoral amputation and revealed relevant for this specific population given the reported values of the estimation error.

An additional advantage of the method is to give an instantaneous WSE during the stance phase using only one IMU embedded in the prosthetic shank. In the literature, the estimation of the walking speed generally relied on the estimation of the step length, which could be obtained at the end of the gait cycle. Therefore, prosthetic behavior changes, based on this evaluation, cannot be effective before the next cycle^{6,16}. On the contrary, the instantaneous WSE could be averaged at the end of the stance phase but could also be used to change the prosthesis behavior as soon as the next swing phase starts.

Compared to the treadmill reference speed, the method underestimates the averaged walking speed. The uncertainty of the estimation of the COM height from the anthropomorphic model ²² directly affects the estimation of the COM velocity and could be evaluated to about +/-1% of the body height ²⁴. In addition, as the kinematic model is planar, the pelvis transversal movements that have an impact on the COM position in the sagittal plane are neglected. Also, the method assumes the equality of the average COM speed on both half portions of the cycle. Asymmetry induced by gait deviations such as hip hiking, vaulting or pelvis transverse rotation ²⁵ could also have an impact on this hypothesis. Results also showed that the estimation error was affected when walking in slope. The WSE error increased up to 9.58% for the mean NRMSE. A part of this error can be attributed to the forward velocity projection on the horizontal plane (<1% in this study slope condition). Another part of this error could be due to the increase of the asymmetry in this situation ²⁶.

Finally, the WSE has been performed on a treadmill. Gait on treadmill is known to slightly differ from overground walking ²⁷. However, the performance of the method should not be deteriorated overground as the assumptions made would not be disputed. Thus, even if the gait on treadmill is not completely representative of overground walking, we could expect similar results in the latest condition as the ones reported here.

To conclude, this study presents a method to estimate the walking speed for individuals with transfemoral amputation using a single shank embedded IMU. A mean 9% RMSE have been quantified with nine patients walking on a treadmill at a 0° slope. In a 5% slope, the RMSE errors slightly increased but remained acceptable (<17% RMSE) for an estimation of the patient activity. The validation of the method should be completed by additional acquisitions in a real environment to show its relevance for the estimation of walking speed during real life activities of above-knee amputees opening the way to activity monitoring from the prosthesis.

Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

Declaration of Conflicting Interests

The Author(s) declare(s) that there is no conflict of interest

f. References:

1. Sawers AB, Hafner BJ. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review. *J Rehabil Res Dev* 2013; 50: 273.
2. Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait Posture* 2007; 25: 267–278.
3. Burnfield JM, Eberly VJ, Gronely JK, et al. Impact of stance phase microprocessor-

controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int* 2012; 36: 95–104.

4. Ramstrand N, Nilsson K-A. Validation of a patient activity monitor to quantify ambulatory activity in an amputee population. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 157–166.

5. Sun J, Walters M, Svensson N, et al. The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics* 1996; 39: 677–692.

6. Aminian K, Najafi B, Büla C, et al. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech* 2002; 35: 689–699.

7. Salarian A, Burkhard PR, Vingerhoets FJG, et al. A Novel Approach to Reducing Number of Sensing Units for Wearable Gait Analysis Systems. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013; 60: 72–77.

8. Miyazaki S. Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44: 753–759.

9. Lenzi T, Hargrove L, Sensinger J. Speed-Adaptation Mechanism: Robotic Prostheses Can Actively Regulate Joint Torque. *IEEE Robot Autom Mag* 2014; 21: 94–107.

10. Aminian K, Robert P, Jéquier E, et al. Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 226–34.

11. Duda O. R, Hart E. P, Stork G. D, et al. *Pattern Classification*. 2nd Revise. 2000. DOI: 10.1007/BF01237942.

12. Sabatini AM. Inertial Sensing in Biomechanics. In: *Computational intelligence for movement sciences neural networks and other emerging techniques*. 2006, pp. 70–100.

13. Mannini A, Sabatini AM. Walking speed estimation using foot-mounted inertial sensors: Comparing machine learning and strap-down integration methods. *Med Eng Phys* 2014; 36: 1312–1321.

14. Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, et al. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52: 486–494.

15. Li Q, Young M, Naing V, et al. Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit. *J Biomech* 2010; 43: 1640–1643.

16. Yang S, Laudanski A, Li Q. Inertial sensors in estimating walking speed and inclination: an evaluation of sensor error models. *Med Biol Eng Comput* 2012; 50: 383–93.

17. Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev* 2006; 43: 857–870.

18. Bonnet X, Djian F, Drevelle X, et al. Design and preliminary evaluation of a

microprocessor controlled ankle-knee prosthetic system for above knee amputees. In: 13th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement. 2014, p. 29.

19. Hansen AH, Childress DS, Miff SC, et al. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *J Biomech* 2004; 37: 1467–1474.
20. McGeer T. Passive Dynamic Walking. *Int J Rob Res* 1990; 9: 62–82.
21. Hansen AH, Childress DS. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41: 547–554.
22. Clauser CE, McConville JT, Young JW, et al. Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL Technical Report, Wright patterson Air Force Base, Ohio. Young 1969; i: 101.
23. Mahony R, Hamel T, Pflimlin JM. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *IEEE Trans Automat Contr* 2008; 53: 1203–1218.
24. Virravirta M, Isolehto J. Determining the location of the body's center of mass for different groups of physically active people. *J Biomech* 2014; 47: 1909–1913.
25. Gailey R, Allen K, Castles J, et al. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev* 2008; 45: 15–29.
26. Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier-Gratz C, et al. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Hum Mov Sci* 2012; 31: 907–917.
27. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2007; 26: 17–24.

Annexe D. Table des illustrations :

a. Liste des figures

Figure B-1 — Estimation de la pente par rapport à la pente de référence et erreur associée à chaque cycle pour chaque sujet issu de l'estimation par régression multilinéaire	7
Figure B-2 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne du couple à la cheville et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation	10
Figure B-3 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de l'angle du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation.....	10
Figure B-4 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de l'angle du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation.....	11
Figure B-5 — Représentation de la distance entre la courbe moyenne de la vitesse angulaire du tibia et celle du cycle considéré pour chaque métrique, chaque groupe et en comparaison avec chaque situation.....	11
Figure B-6 — Matrices de confusions sur le Sujet 1 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	12
Figure B-7 — Matrices de confusions sur le Sujet 3 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	13
Figure B-8 — Matrices de confusions sur le Sujet 4 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	13
Figure B-9 — Matrices de confusions sur le Sujet 6 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	14
Figure B-10 — Matrices de confusions sur le Sujet 7 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	15
Figure B-11 — Matrices de confusions sur le Sujet 9 pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant	15

Figure B-12 — Matrices de confusions sur le **Sujet 10** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant 16

Figure B-13 — Matrices de confusions sur le **Sujet 11** pour l'arbre de décision (ADD), le KNN, l'analyse discriminante linéaire (LDA) et la machine à vecteur de support (SVM) avec le pourcentage de bonnes réponses et de mauvaises réponses pour chaque classe, le nombre de cycles correspondant 17

Figure B-14 — Diagrammes moustaches des meilleurs descripteurs (de bas en haut) pour séparer le plat de la montée de pente (à gauche) ou pour séparer la descente d'escalier de la descente de pente (à droite) pour les 4 situations considérées..... 18

b. Liste des tableaux

Tableau A-1 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe SA.....	1
Tableau A-2 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe TF	1
Tableau A-3 — Caractéristiques des sujets inclus dans le groupe Proto	1
Tableau A-4 — Résultats de Temps de Pied à Plat (TPP) pour chaque groupe, chaque situation du côté appareillé(A) et de côté controlatéral (C)	2
Tableau A-5 — Résultats de Minimum Toe Clearance (MinTC) pour chaque groupe, chaque situation du côté appareillé(A) et de côté controlatéral (C)	3
Tableau A-6 — Résultats de moment maximal interne appliqué au genou controlatéral pour chaque groupe en descente d'escalier	3
Tableau B-1 — Résumé des résultats de la vérification.....	5
Tableau B-2 — Erreurs d'estimation de la vitesse de marche par sujet lors de la marche en pente par rapport à la vitesse du tapis de marche	6
Tableau B-3 — Seuil de moment et réglage du filtre complémentaire optimal pour chaque sujet et erreur associée à l'estimation de la pente par la méthode de régression multilinéaire	8
Tableau B-4 — Caractéristiques des sujets ayant réalisés le parcours	8

CONTRIBUTION A LA MISE EN ŒUVRE ET L’EVALUATION DE TECHNOLOGIES EMBARQUEES POUR L’APPAREILLAGE DE PERSONNES AMPUTEES DU MEMBRE INFERIEUR

RESUME :

L'appareillage permet aux personnes amputées de membre inférieur de retrouver une autonomie de déplacement. Actuellement, cette autonomie est limitée dans certaines situations de la vie courante comme la marche en pente ou en escalier. Des capteurs dits embarqués sont de plus en plus souvent intégrés dans les prothèses et permettent d'enregistrer des informations cinématiques et dynamiques au cours de la locomotion. Dans ce contexte, l'objectif de la thèse est de contribuer au développement de méthodes de traitement des données issues de ces technologies pour quantifier et améliorer l'adaptation de la prothèse à l'environnement. Ces méthodes ont été mises en œuvre et évaluées dans le cadre de l'utilisation d'un nouveau système prothétique contrôlé par microprocesseur de genou-cheville (SPCM), développé par la société PROTEOR et visant à faciliter la locomotion des personnes amputées au-dessus du genou dans les situations de pente ou de descente d'escalier. La première partie de cette thèse a été consacrée à la quantification des adaptations permises par le SPCM au cours de la locomotion dans différentes situations de la vie courante (plat, pente, escalier). La deuxième partie de la thèse s'est intéressée à développer des estimations de paramètres de la marche (vitesse de marche et inclinaison de la pente) et à la classification de 4 situations de la vie courante (plat, montée et descente de pente, descente d'escalier) à l'aide d'algorithmes d'apprentissage automatique pouvant être calculé par le SPCM en temps réel. L'ensemble de ces travaux permettra de mieux quantifier l'activité réelle de l'utilisateur. Cette quantification pourrait aider l'utilisateur ou l'équipe médicale pour le suivi d'activité mais aussi le constructeur pour améliorer l'adaptation des éléments prothétiques à l'environnement rencontré et pour vérifier l'utilisation réelle du SPCM.

Mots clés : Prothèse externe, Locomotion, Amputation, Biomécanique

CONTRIBUTION TO THE IMPLEMENTATION AND THE EVALUATION OF INTELLIGENT TECHNOLOGIES FOR THE FITTING OF LOWER LIMB AMPUTEE PEOPLE

ABSTRACT :

Prosthetic devices allow people with lower limb amputation to recover their autonomy. Currently, this autonomy is limited in several everyday life situations such as walking on a slope or in stairs. Embedded sensors, frequently integrated inside the prostheses, record kinematic and dynamic data during locomotion. In this context, this PhD thesis aims to contribute to the development of methods for the processing of data provided by these technologies to quantify and improve the adaptation of the prosthesis to the environment. These methods were applied and evaluated in the context of the use of a new prosthetic knee-ankle system controlled by microprocessor (SPCM) developed by PROTEOR to facilitate the locomotion in situations such as slope or downstairs walking for people with above knee amputation. The first part of the work was devoted to the quantification of the adaptations allowed by the SPCM in different situations of daily life (flat, slope, staircase). The second part of the thesis focused on the estimation of gait parameters (walking speed and slope inclination) and the classification of 4 everyday life situations (flat, slope ascent and descent, stair descent) using machine learning algorithms that can be computed by the SPCM in real time. The body of this work will make it possible to better quantify the user real life activity. This quantification could help the user or the medical team in the activity monitoring but also the manufacturer to improve the adaptation of the prosthetic components to the environment and to verify the SPCM actual use.

Keywords : External Prosthesis, Gait, Amputation, Biomechanics