



**HAL**  
open science

# Adaptation en temps réel d'un système prothétique pour personnes amputées transfémorales

Clément Duraffourg

► **To cite this version:**

Clément Duraffourg. Adaptation en temps réel d'un système prothétique pour personnes amputées transfémorales. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2021. Français. NNT : 2021HESAE019 . tel-03560640

**HAL Id: tel-03560640**

**<https://pastel.hal.science/tel-03560640v1>**

Submitted on 7 Feb 2022

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

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

**ÉCOLE DOCTORALE N° 432 SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR**  
**[Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris]**

# THÈSE

présentée par : **Clément DURAFFOURG**

soutenue le : **18 mai 2021**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique et ingénierie pour la santé**

## **ADAPTATION EN TEMPS REEL D'UN SYSTEME PROTHETIQUE POUR PERSONNES AMPUTEES TRANSFEMORALES**

THÈSE dirigée par :

**Mme PILLET Hélène**

et co-encadrée par :

**M BONNET Xavier**

**Jury :**

**M Bruno WATIER**, Professeur des Universités, Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LAAS) - pole robotique (ROB), Université de Toulouse III Paul Sabatier

Président  
Rapporteur

**Mme Elena BERGAMINI**, Ricercatore, Laboratorio di Bioingegneria e Neuromeccanica del Movimento, Dipartimento di Scienze Motorie, Umane e della Salute – Università degli Studi di Roma "Foro Italico", Roma, Italia

Rapporteur

**M. Antoine DEQUIDT**, Maître de conférences, Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH UMR CNRS 8201), Université Polytechnique Hauts-de-France

Examineur

**M. Paul ORNETTI**, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Département de Rhumatologie, CHU de Dijon, INSERM CAPS 1093, Université de Bourgogne

Examineur

**Mme. Hélène PILLET**, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris

Examineur

**M. Xavier BONNET**, Maître de Conférences, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris

Examineur

**M. Francis DJIAN**, Docteur, Recherche et Développement, PROTEOR

Invité

**T  
H  
È  
S  
E**



## REMERCIEMENT

---

Tout d'abord je tiens à remercier les membres de mon jury. Je tiens en particulier à remercier Elena Bergamini et Bruno Watier qui ont rapporté les quelques 180 pages de ce manuscrit. Vos commentaires ont enrichi ce manuscrit et m'ont permis de prendre du recul sur les travaux présentés ici. Merci également à Antoine Dequidt et Paul Ornetti pour avoir apporté vos expertises dans vos domaines respectifs.

Je veux également remercier la société Proteor qui m'a fait confiance pour travailler au sein de cette thèse CIFRE sur le projet SYNSYS. Merci donc à Edouard Archambeaud et Nicolas Piponnier, mais aussi à Francis Djian qui a non seulement assuré le suivi de cette thèse, mais a également apporté une expertise en électronique sans laquelle aucun prototype n'aurait pu être réalisé. Merci aussi à Pascal Vallée et Carolane Jacquemard pour leurs soutiens au cours de l'étude clinique.

J'aimerais également remercier nos partenaires cliniques : l'INI-CERAH, l'HIA Percy et l'IRR Nancy, sans qui aucune collecte de données n'aurait été possible. Merci donc aux docteurs Thomas, Loiret et Martinet, ainsi qu'à tous les autres : Joseph, Didier, Cyril, Felix, Malou au CERAH et Nathalie, Christophe, Benjamin et Marie Agnès à l'IRR.

Merci aussi à Christelle, Julie, et Galo pour l'organisation de l'étude clinique et plus généralement, merci à tous les gens impliqués de près ou de loin dans le projet.

Merci surtout à toutes les personnes amputées ayant intégré l'étude clinique et pris sur leur temps pour permettre de faire avancer nos travaux.

Un grand merci également à mon encadrement de thèse sans qui rien n'aurait été possible. Merci à Xavier pour les échanges, les discussions, les idées et surtout merci de m'avoir fait confiance. Je sais que quand tu étais prêt à te lancer sur la prothèse dans les escaliers et que je te disais « ça devrait bien se passer » ça n'a pas toujours été facile ! Un grand merci aussi à Hélène, tu as su être présente quand il le fallait. Sans toi je ne suis pas sûr que je serais arrivé au bout de la rédaction de l'article, sans parler de ce manuscrit. J'ai vraiment apprécié de travailler avec vous au cours de cette thèse et j'ai énormément appris, que ce soit au niveau scientifique, mais aussi pour la communication des résultats. J'espère que nous continuerons à travailler sur le projet ensemble.

J'aimerais également dire un grand merci à Antonin Hirschy, qui au cours d'un stage chez Proteor a développé, quasiment tout seul, le code du prototype de recherche qui a ensuite permis le test en temps réel des algorithmes développés dans cette thèse. Sache que le prototype de recherche s'appelle toujours « prototype Antonin » à ce jour !

Merci aussi à Lucas Sedran, pour ton travail sur les algorithmes d'estimation du centre de masse avec les centrales inertielles. J'espère que la reprise du flambeau ne sera pas trop dure et que tu apprécieras tes années de thèse autant que j'ai aimé les miennes.

Merci aussi à tous les membres de l'Institut de Biomécanique Humaine George Charpak qui font du labo un endroit agréable où on a plaisir à venir travailler, avec toujours des discussions animées, que ce soit autour d'un café le midi ou autour d'une bière le soir. Merci en particulier à Marine qui simplifie toutes les démarches administratives.

J'aimerais aussi remercier tous mes relecteurs orthographiques avec une mention spéciale pour Nicolas et Etienne qui ont pris sur leur temps personnel pour relire à eux deux la plus grande partie de ce manuscrit.

## Remerciement

Merci aussi à Christophe, mon coloc' et mon co-bureau. Si j'ai autant apprécié ces trois ans c'est aussi grâce à toi, et si j'ai un regret en quittant Paris c'est de quitter notre coloc' et de te laisser patauger dans la fin de thèse sans le soutien que tu m'as apporté.

J'aimerais également remercier ma famille et en particulier mon père qui a su se rendre disponible pour assister à ma soutenance malgré le délai très court.

Merci enfin à Alice pour qui la rédaction de ce manuscrit a été une période tout aussi difficile que pour moi mais qui a su malgré tout être présente quand j'en ai eu besoin. J'espère avoir été moins embêtant que tes patients (mais ce n'est pas sur 😊), en tout cas je suis content de t'avoir avec moi dans ces moments.

## TABLE DES MATIERES

---

Remerciement .....	ii
Table des matières .....	iv
Introduction Générale .....	1
Partie I. État de l'art : systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales.....	5
Chapitre I.1. Chapitre préliminaire : Définitions des termes .....	5
I.1.1. Définition des termes spécifique à l'analyse du mouvement humain .....	5
I.1.2. Le cycle de marche .....	6
Chapitre I.2. Revue de littérature : Les systèmes prothétiques et leur contrôle.....	8
I.2.1. Les systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales .....	8
I.2.2. La marche des personnes amputées .....	21
I.2.3. Le contrôle des prothèses .....	24
Chapitre I.3. Le projet SYNSYS.....	40
I.3.1. Le système SYNSYS .....	40
I.3.2. Évaluation clinique du dispositif SYNSYS.....	46
I.3.3. Synthèse des travaux précédents.....	46
Chapitre I.4. Conclusion de la partie I et Objectifs de la thèse .....	48
I.4.1. Conclusion de la partie I .....	48
I.4.2. Objectif de la thèse.....	49
Partie II. Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche.....	51
Chapitre II.1. Bibliographie : analyse des adaptations de l'appareil locomoteur lors des transitions entre situations .....	52
II.1.1. Sujets asymptomatiques : Montée de pente et d'escaliers .....	52
II.1.2. Sujets asymptomatiques : Descente de pente et d'escaliers.....	54
II.1.3. Cas des personnes amputées .....	56
II.1.4. Synthèse .....	57
Chapitre II.2. Travail personnel : évolution de la cinématique du centre de masse chez les sujets amputés transfémoraux dans différentes situations de marche .....	60
II.2.1. Introduction.....	60
II.2.2. Matériel et méthodes.....	61
II.2.3. Résultats et discussion .....	63
II.2.4. Conclusion .....	71
Partie III. Estimation de la cinématique du centre de masse à partir de capteurs embarqués.....	73
Chapitre III.1. Bibliographie : Obtention de l'orientation, de la vitesse et de la trajectoire d'une centrale inertielle placée sur le membre inférieur au cours de la marche .....	74

## Table des matières

III.1.1.	Utilisation des centrales inertiellees pour l'analyse de la marche .....	74
III.1.2.	Obtention de l'assiette d'un segment avec une unique IMU.....	76
III.1.3.	Obtention de la vitesse et de la trajectoire d'un point avec une unique IMU .....	81
III.1.4.	Conclusion .....	83
Chapitre III.2.	Travail personnel : Obtention de la cinématique d'un point de la prothèse .....	84
III.2.1.	Introduction : le modèle Roll Over Shape .....	84
III.2.2.	Calcul de l'orientation de la prothèse .....	85
III.2.3.	Calcul de la vitesse et trajectoire du genou prothétique .....	87
III.2.4.	Évaluation de la méthode.....	90
III.2.5.	Résultats et discussion .....	91
III.2.6.	Conclusion .....	95
Chapitre III.3.	Travail personnel : Obtention de la cinématique du centre de masse de la personne ....	96
III.3.1.	Introduction : obtention du centre de masse à l'aide de centrales inertiellees .....	96
III.3.2.	Méthode d'obtention de la cinématique du centre de masse utilisant 5 centrales inertiellees 100	
III.3.3.	Méthode d'obtention du centre de masse utilisant 2 centrales inertiellees.....	108
III.3.4.	Évaluation des algorithmes sur sujet sain. ....	111
III.3.5.	Application des algorithmes aux sujets amputés transfémoraux .....	120
III.3.6.	Conclusion .....	123
Partie IV.	Développement d'outil d'investigation préclinique.....	124
Chapitre IV.1.	Développement d'un prototype de recherche.....	124
IV.1.1.	Architecture mécatronique .....	125
IV.1.2.	Contrôle de bas niveau.....	125
IV.1.3.	Conclusion .....	126
Chapitre IV.2.	Développement d'un simulateur de marche.....	127
IV.2.1.	Littérature.....	127
IV.2.2.	Modélisation du banc de test .....	133
IV.2.3.	Modification du banc de test .....	135
IV.2.4.	Réalisation physique .....	137
IV.2.5.	Résultats .....	138
IV.2.6.	Conclusion .....	140
Chapitre IV.3.	Évaluation d'un simulateur de prothèse pour sujets asymptomatiques .....	141
IV.3.1.	Méthode d'évaluation du simulateur de prothèse .....	142
IV.3.2.	Résultats et discussion .....	144
IV.3.3.	Conclusion.....	150
Chapitre IV.4.	Application : test d'une adaptation lors des descentes de pentes .....	151

## Table des matières

IV.4.1.	Comportement de la prothèse en descente de pente .....	151
IV.4.2.	Adaptation du contrôle de haut niveau : Transition en phase oscillante .....	151
IV.4.3.	Méthode de test de l'adaptation .....	153
IV.4.4.	Résultats et discussion .....	153
IV.4.5.	Conclusion .....	156
	Conclusions et perspectives .....	157
	Liste des Figures .....	161
	Liste des Tableaux .....	166
	Références .....	167



## INTRODUCTION GENERALE

---

L'amputation d'un membre est une technique chirurgicale consistant en l'ablation d'une partie de ce membre. L'amputation majeure du membre inférieur concernait en 2012 en France entre 90 000 et 100 000 personnes avec une incidence de 8300 nouveaux cas par ans. Les niveaux d'amputation majeure du membre inférieur les plus courants sont l'amputation transtibiale induisant l'ablation de la cheville et du pied, et l'amputation transfémorale où le genou est également retiré.

Tout au long de ce manuscrit, nous parlerons de personnes amputées transfémorales (ou transtibiales) pour parler de personnes ayant subi une amputation au niveau transfémoral (ou transtibial). Nous parlerons de plus de côté amputé ou de côté appareillé pour désigner le côté où la personne a subi son amputation, nous ferons référence à l'autre côté sous la terminaison coté controlatéral.

Après une amputation, une personne peut utiliser un appareillage spécifique afin de retrouver une certaine mobilité. Cet appareillage est constitué de composants prothétiques dont le rôle est de remplacer les articulations manquantes et d'une emboiture assurant la liaison entre le membre résiduel et ces composants prothétiques. L'emboiture est réalisée sur mesure par un orthoprothésiste, de façon à s'adapter à la morphologie de chaque membre résiduel. Les composants prothétiques remplaçant les articulations sont des modules indépendants pouvant être assemblés par l'orthoprothésiste. L'arrangement de l'emboiture et de des composants prothétiques l'un par rapport à l'autre s'appelle l'alignement.

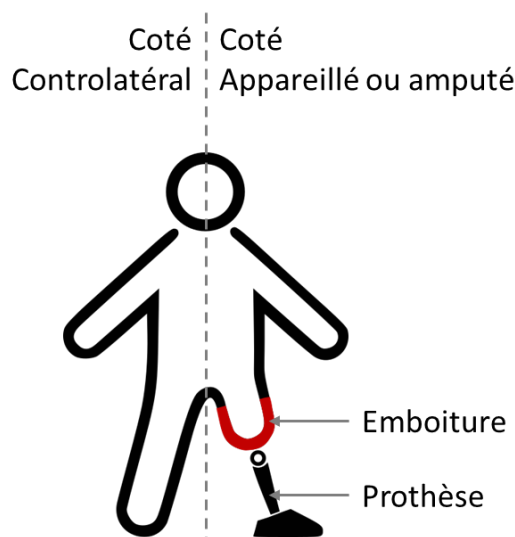


Figure 1 : définition des termes liés à l'amputation

Cet appareillage permet aux personnes amputées, après une période de rééducation et de réglages itératifs, de retrouver une certaine mobilité et davantage d'autonomie. Les capacités fonctionnelles récupérées par les personnes amputées dépendent cependant de nombreux paramètres tels que l'étiologie de l'amputation, l'âge de la personne, l'état du membre résiduel, les douleurs du membre fantôme, l'alignement, l'emboiture...

Les activités des personnes ayant fini leur rééducation sont de plus toujours limitées par leur appareillage qui ne permet pas de restaurer l'intégralité du comportement du membre inférieur sain. En effet les composants actuels les plus avancés sont des prothèses utilisant un microcontrôleur et des capteurs embarqués pour modifier leur comportement au cours du cycle de marche, et parfois aux différentes situations. Ce type d'appareillage a permis une plus grande adaptation des composants prothétiques en particulier à la vitesse de marche, ainsi qu'une meilleure sécurité. Les fonctions de ces prothèses restent cependant limitées dans certaines situations telles que les pentes et les escaliers (Samuelsson et al. 2012; Sawers & Hafner 2013).

Pour quantifier ces limitations, des travaux de recherche ont débuté à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak dès 2011 pour étudier la marche des personnes amputées dans différentes situations contraignantes de la vie courante dans le cadre d'un projet financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) nommé « Appareillage des Personnes amputées de membre inférieur dans des Situations Contraignantes de la vie courante » (APSiC, 2011-2013). Ce projet était un partenariat entre la société Proteor, l'Institut de Biomécanique humaine Georges Charpak (IBHGC), dépendant de l'école des Arts et Métiers, le Centre d'Étude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés rattaché à l'Institution National des Invalides (INI/CERAH) et d'un site d'investigation clinique : l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy (IRR Nancy). Ce projet a permis de mettre en évidence les déficits fonctionnels des composants prothétiques existants et de les lier aux difficultés rencontrées par les personnes amputées transfémorales dans les situations telles que les pentes et les escaliers. En particulier, ce projet a mis en évidence le manque d'adaptabilité de la cheville offert par la plupart des composants prothétiques actuels dans ces situations de marche. Ces travaux ont également proposé des méthodes de quantification des stratégies de compensation mises en place par les utilisateurs.

Sur la base de ces résultats de recherche, la société Proteor™ a alors démarré le développement d'un système prothétique genou cheville pour personne amputée transfémorale innovant dans lequel le genou et la cheville sont liés par un système hydraulique. Cette prothèse, dénommée SYNSYS, possède un microcontrôleur permettant d'adapter son comportement aux différentes phases de la marche sur la base de mesures issues de capteurs intégrés. Ce projet a été soutenu par un financement du Régime d'Appui à l'Innovation Duale (RAPID), impliquant les mêmes partenaires que précédemment (IRR Nancy et INI/CERAH) complété par l'Hôpital d'Instruction des Armées de Percy (HIA Percy). Ce projet intitulé Système Prothétique Contrôlé par Microprocesseur (SPCM 2015-2019) avait pour but non seulement le développement de la prothèse et de briques technologiques permettant son adaptation, mais aussi la vérification de la sûreté de leur fonctionnement afin de permettre son utilisation par des personnes amputées transfémorales. En effet, une prothèse étant un Dispositif Médical, sa mise sur le marché se fait à la condition qu'elle soit déclarée conforme aux exigences en termes de santé et de sécurité. Le marquage CE apposé par le fabricant est le garant de cette conformité. Celui-ci doit être justifié par une documentation technique présentant les preuves démontrant la qualité et la sécurité du dispositif. Cette partie du projet SPCM avait donc pour but de soutenir cette évaluation technique du dispositif.

En parallèle, la thèse de Boris DAURIAC (décembre 2014-mars 2018), sous convention CIFRE entre Proteor et l'IBHGC a également permis d'apporter des résultats préliminaires d'évaluation fonctionnelle, montrant une amélioration de la sécurité et de la stabilité des personnes amputées lors de la marche en pente et en descente d'escaliers avec cette prothèse, mais aussi les limites de son adaptation actuelle. Une approche basée sur l'apprentissage automatique (Machine Learning) a alors été proposée, afin de détecter les différentes situations à partir des seules données des capteurs embarqués sur la prothèse. Cependant, les erreurs de classification résiduelles, et l'interprétabilité difficile des algorithmes d'apprentissage automatisé les plus performants n'ont pas permis l'utilisation de cette approche pour le contrôle du dispositif. Ce qui a été attribué au fait de s'être limité aux données obtenues par les capteurs embarqués de la prothèse (Dauriac 2018).

Le projet SPCM prévoyait également, à l'issue de la vérification de la sûreté du fonctionnement du dispositif, le lancement d'une étude clinique devant mettre en évidence les apports du système SYNSYS par rapport à des prothèses à microcontrôleurs existantes. En effet, si la mise sur le marché de la prothèse nécessite une documentation technique permettant d'assurer la sûreté du composant, son entrée à la Liste des Prestations et Produits Remboursés (LPPR) en vue de son remboursement par la sécurité sociale est conditionnée par la mise en évidence de son apport clinique. Cette étude clinique, démarrée en 2018 a pour but la mise en évidence des apports de la prothèse SYNSYS par rapport à des systèmes à microcontrôleur pris en charge actuellement, mais présente également une opportunité intéressante pour obtenir des données de capteurs

embarqués complémentaires de ceux présents sur la prothèse. Ces données peuvent permettre d'explorer d'autres approches pour adapter le comportement de la prothèse aux différentes situations.

À la suite du projet SPCM et compte tenu de résultats très encourageants, un second financement RAPID intitulé Accroissement de l'Autonomie par Fonctionnalités Avancées d'une Prothèse Électronique (AAFAPE, débuté en 2019) a été obtenu. Ce projet permet d'une part de continuer à soutenir l'étude clinique débutée précédemment ainsi que la continuité des travaux sur les différentes briques technologiques, et d'autre part de commencer des investigations focalisées sur les effets de différents composants prothétiques sur la consommation énergétique des personnes amputées afin d'anticiper les développements et évolutions futures du dispositif, avec en particulier le démarrage de la thèse de Christelle REQUENA en 2020.

C'est dans ce cadre très riche et interdisciplinaire que les travaux présentés dans ce manuscrit ont été financés par la société Proteor™, au sein d'une convention CIFRE avec l'IBHCG. En lien avec l'ensemble des acteurs du projet. L'objectif de ces travaux est d'améliorer le contrôle de la prothèse SYNSYS de façon à optimiser son comportement dans les différentes situations de marche, en particulier lors de la marche en pente et en escalier et ainsi de contribuer à dépasser les limites identifiées à l'issue de la thèse de Boris Dauriac. Le développement de nouvelles méthodes de contrôle d'une prothèse nécessite de lever plusieurs verrous scientifiques et technologiques en lien avec des contraintes spécifiques inhérentes à un dispositif d'assistance dédié à la marche. Tout d'abord, le contrôle de la prothèse doit avoir lieu en temps réel, et être réalisable en embarqué sur la prothèse. Cela se traduit, au niveau des données d'entrée, par le fait que seuls des capteurs intégrés à la prothèse peuvent être exploités pour ce contrôle. Il est donc impossible d'utiliser les méthodes de capture optoélectronique, référence en analyse du mouvement mais nécessitant un laboratoire dédié. Le traitement de ces données d'entrée doit ensuite être réalisé non seulement en temps réel, donc avec une durée de calcul réduite, mais aussi avec un microcontrôleur embarqué sur la prothèse, imposant donc une puissance de calcul limitée. Enfin, une contrainte primordiale dans notre contexte réside dans la gestion des risques du contrôle. En effet, lors de la marche dans les situations de la vie courante, la prothèse pourra être soumise à des conditions non anticipées lors de la conception du contrôle, il faut alors que le contrôle de la prothèse assure la sécurité de la personne.

Pour répondre à cet objectif, l'état de l'art, présenté dans la Partie I, met en évidence deux approches possibles afin d'adapter le comportement de la prothèse. L'approche la plus courante est de réaliser une reconnaissance explicite de la situation, permettant de faire passer la prothèse dans un mode de marche spécifique à la situation détectée. Cette approche a été explorée lors de la thèse de Boris DAURIAC, cependant l'algorithme obtenu présentait des erreurs résiduelles que l'approche basée sur l'apprentissage automatique rendait difficile à interpréter, ce qui compte tenu des risques associés à une mauvaise adaptation du dispositif dans certaines situations n'est pas acceptable. Le nombre de capteurs réduits à disposition a été décrit comme l'un des principaux facteurs limitant de ces travaux. Il semble alors nécessaire, pour utiliser ce type d'approche, de compléter les données d'entrée. Une autre possibilité pour permettre l'adaptation de la prothèse est de modifier le comportement de la prothèse de façon proportionnelle à des grandeurs biomécaniques représentatives des situations de marche. Il est alors nécessaire d'identifier, parmi les différentes grandeurs biomécaniques, celles qui permettent de caractériser et quantifier les différences de pattern de marche lors des situations étudiées.

Quelle que soit la stratégie utilisée pour adapter le contrôle de la prothèse, elle nécessite donc l'identification de grandeurs biomécaniques représentatives de la situation de marche. La littérature ayant étudié l'initiation de la marche rapporte des adaptations posturales anticipatrices (APA) préparant le système locomoteur à son changement de comportement. Lors des transitions entre situations le système locomoteur change également de comportement, on peut donc s'attendre à observer des adaptations similaires. Il est, de plus, probable que ces modifications de posture soient mesurables à partir de la cinématique du centre de masse. La Partie II argumente en faveur de ces hypothèses en se basant sur une analyse de la littérature focalisée sur les

adaptations du système locomoteur lors des changements de situations. Devant le peu d'études sur personnes amputées disponibles, nous proposons une étude du mouvement du centre de masse chez les personnes amputées transfémorales.

Après avoir mis en évidence l'intérêt de la cinématique du centre de masse pour le contrôle de la prothèse, nous proposons, dans la Partie III, une méthode permettant son obtention. En effet, comme exposé précédemment, dans le cadre du contrôle de la prothèse nous ne pouvons obtenir la cinématique du centre de masse avec des méthodes de référence. Nous proposons donc d'utiliser des centrales inertielles. Nous commençons par développer une technique permettant l'obtention de la cinématique de la prothèse dans le but, d'une part, de mettre en place des méthodes de traitement dans le cas simplifié où l'on ne dispose que d'une unique centrale inertielle, et, d'autre part, afin de tirer parti au maximum de la centrale inertielle existante sur le prototype. Nous proposons ensuite une méthode permettant l'obtention du centre de masse à l'aide d'un ensemble de centrales inertielles.

Ces méthodes sont évaluées précédemment en post-traitement. Pour permettre leur test en temps réel, nous avons besoin d'un prototype de recherche permettant, d'une part, l'ajout de capteurs, et, d'autre part, la modification de sa programmation. Un tel prototype est présenté dans la Partie IV. Les modifications apportées au prototype, le rendent cependant non conforme aux réglementations, il ne peut donc pas être utilisé par des personnes amputées. Nous proposons donc, dans cette même partie, deux méthodes de tests alternatives, l'une basée sur un simulateur de marche permettant de reproduire la marche sans intervention humaine. L'autre méthode consiste à utiliser une orthèse simulant l'emboîture d'une personne amputée transfémorale pour permettre à un sujet asymptotique de marcher sur la prothèse. Enfin nous présentons un exemple d'application de l'adaptation de la prothèse testée avec les méthodes développées dans cette partie.

## Partie I. ÉTAT DE L'ART : SYSTEMES PROTHETIQUES POUR PERSONNES AMPUTEES TRANSFEMORALES

Cette partie est dédiée à l'état de l'art concernant les systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales. Après avoir défini un certain nombre de termes utiles à la compréhension, le second chapitre donne une vue synthétique de ces systèmes et de leur contrôle en les classifiant en différentes catégories afin de faire émerger les verrous scientifiques à lever pour proposer de nouvelles stratégies de contrôle. Le troisième chapitre présente en détail le dispositif SYNSYS et son niveau de maturité actuel. Le chapitre quatre détaille les objectifs de la thèse.

### Chapitre I.1. CHAPITRE PRELIMINAIRE : DEFINITIONS DES TERMES

Dans ce chapitre, nous présentons différents termes et concepts qui seront utilisés dans l'ensemble de ce manuscrit. Le premier paragraphe de ce chapitre définira les termes généraux à l'analyse du mouvement, le second expliquera le cycle de marche et le dernier paragraphe présentera le vocabulaire dédié à l'amputation.

#### I.1.1. Définition des termes spécifiques à l'analyse du mouvement humain

En analyse du mouvement humain, les mouvements sont souvent décrits dans un système de coordonnées lié à la personne. Ce système comprend un axe vertical, un axe horizontal orienté de l'arrière (direction postérieure) vers l'avant du sujet (direction antérieure) appelé axe antéropostérieur et d'un troisième axe allant d'un côté à l'autre du sujet appelé axe médio-latéral. La direction latérale désigne le côté du sujet et la direction médiale le centre du sujet. Ces axes permettent de définir trois plans liés à la personne. Le plan sagittal, le plus utilisé pour l'analyse de la marche, est le plan contenant les axes vertical et antéropostérieur. Le plan frontal est le plan contenant les axes vertical et médio-latéral et le plan transverse (ou coronal) est le plan contenant les axes antéropostérieur et médio-latéral (Figure 2).

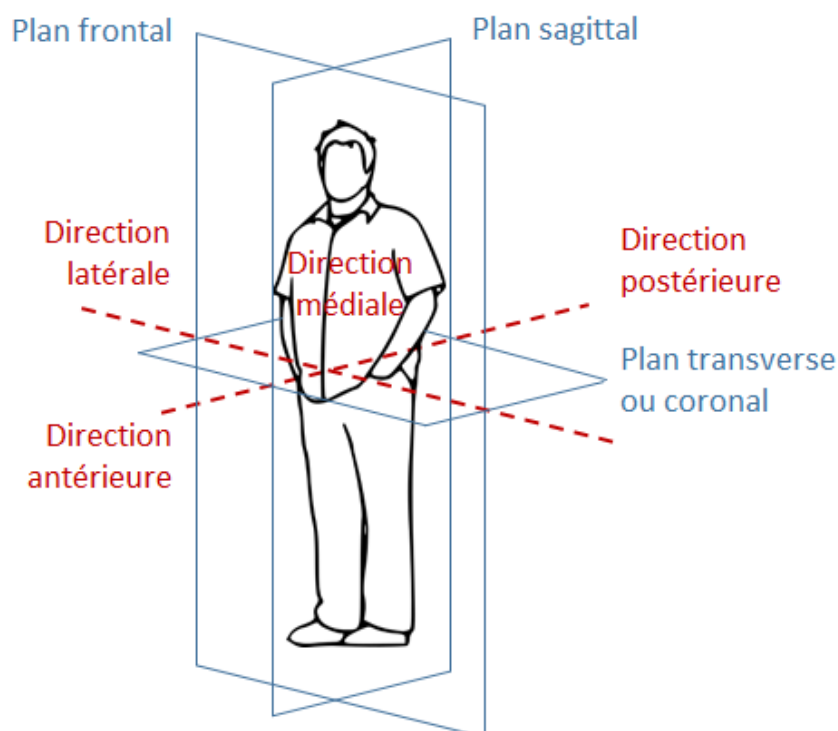


Figure 2 : définition des axes et plans anatomiques. L'image originale, publiée sous licence CC BY, est issue de <https://thenounproject.com/marialuisa.iborra/>

Des termes spécifiques sont de plus habituellement utilisés pour décrire le mouvement des articulations. Les termes que nous serons amenés à utiliser dans ce manuscrit sont explicités sur la Figure 3.

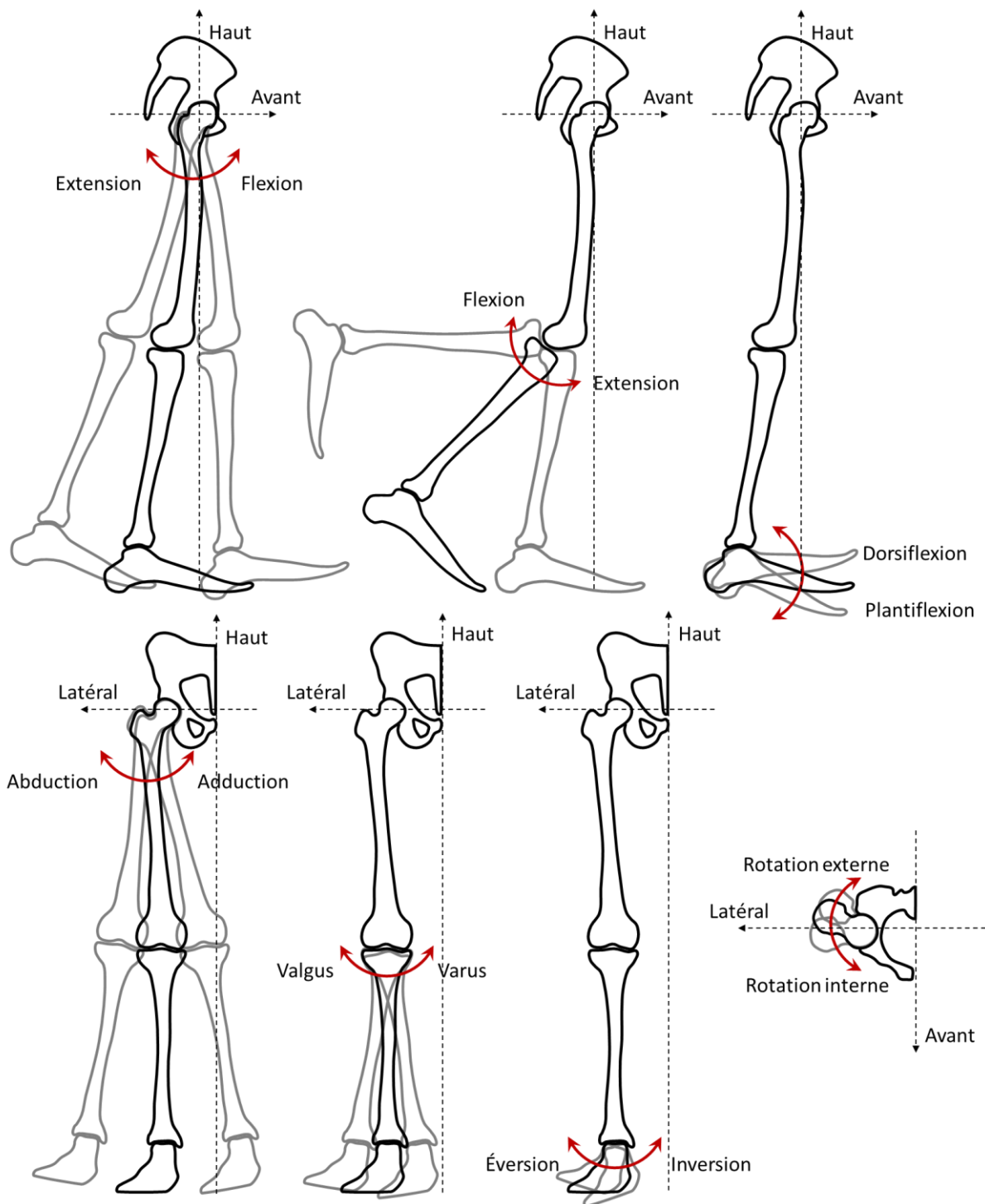


Figure 3 : définition des termes utilisés pour décrire les mouvements anatomiques.

### I.1.2. Le cycle de marche

La marche est un phénomène périodique et peut donc être découpée en cycles. En analyse du mouvement ces cycles sont classiquement définis entre deux appuis du talon successifs d'un même pied. Plusieurs instants peuvent être identifiés au cours de ce cycle, permettant de séparer le cycle de marche en deux phases, elles-mêmes divisées en sous-phases.

L'appui talon correspond à l'instant du contact entre le pied du côté étudié et le sol et marque le début de la phase d'appui et du premier double appui. L'instant où l'autre pied quitte le sol marque le passage vers l'appui unipodal et son appui talon le passage vers le second double appui. Le décolllement des orteils du sol du côté étudié marque le passage en phase oscillante avec le début de la flexion pendulaire. Cette flexion du genou est maximale, chez les sujets asymptomatiques, au moment où le pied double la jambe controlatérale. On peut remarquer dès à présent que ce timing est modifié chez les personnes amputées transfémorales, la phase de flexion pendulaire finissant légèrement avant le passage du pas. Le cycle de marche finit lors d'un nouvel appui talon après le retour en extension.

Afin de comprendre le fonctionnement des prothèses, il est nécessaire d'étudier le comportement des articulations qu'elles sont censées remplacer. Nous allons donc décrire rapidement le comportement des articulations du genou et de la cheville lors de la marche à plat pour des sujets asymptomatiques.

Pendant la phase d'appui le genou doit assurer le maintien de la personne et la cheville permet le déroulé du pas. Le genou, en fléchissant au début de la phase d'appui, et la cheville, en accompagnant la mise à plat du pied, permettent de plus d'absorber l'impact dû au contact entre le talon et le sol. La cheville assure également une grande partie de la propulsion lors du second double appui.

Pendant la phase oscillante, comme nous l'avons vu, le genou fléchit avant le passage du pas puis revient en extension. Cette flexion permet de réduire la distance entre la hanche et le bout du pied permettant ainsi à la jambe de passer sous le bassin. La cheville, grâce à un mouvement de dorsiflexion, facilite également ce passage. Le genou revient ensuite en extension pour le préparer l'appui talon.

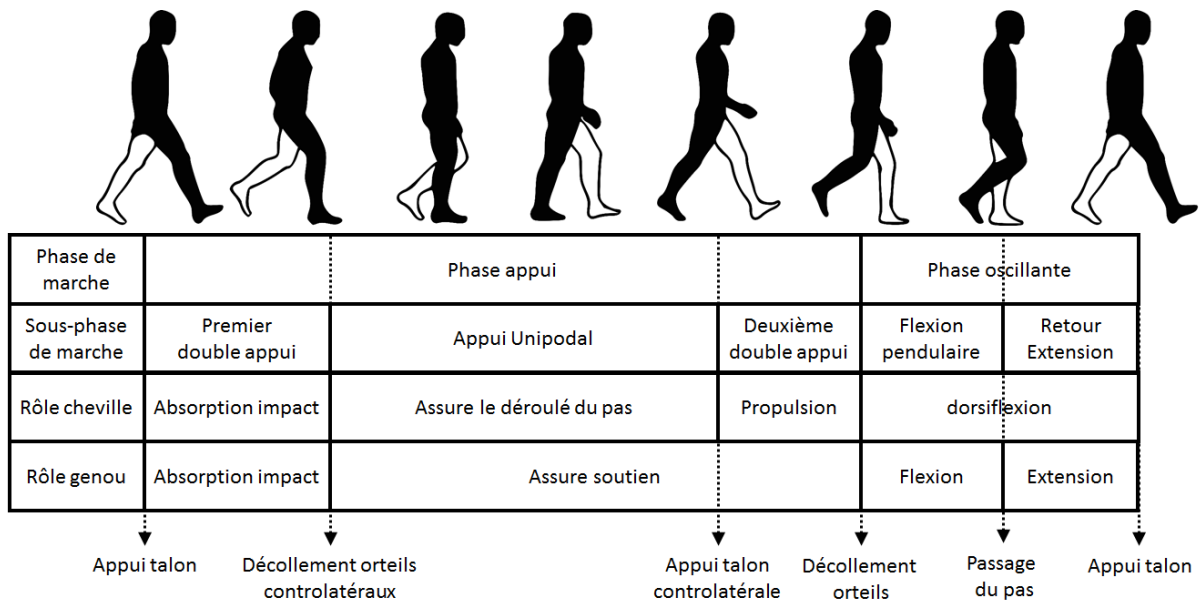


Figure 4 : définition des phases et sous-phases du cycle de marche d'après Perry et al. 1992. Les rôles des articulations du genou et de la cheville pour chacune de ces phases sont de plus rapportés.

## Chapitre I.2. REVUE DE LITTÉRATURE : LES SYSTEMES PROTHETIQUES ET LEUR CONTROLE

Le but de ce chapitre n'est pas d'être une revue exhaustive de la littérature mais plutôt de donner un aperçu des composants prothétiques disponibles et en développement et de mettre en évidence les apports et les limites de ces composants. Il existe en effet de nombreux composants prothétiques, plus ou moins complexes, permettant de restituer différentes fonctions des articulations qu'ils remplacent. Ces différents composants sont souvent dédiés à une population de personnes amputées spécifique, cette revue de littérature a donc également pour but de situer le dispositif SYNSYS sur lequel porte cette thèse dans le paysage des prothèses existantes. (Le lecteur intéressé pourra se référer à des revues de la littérature récentes : (Martin et al. 2010; Thiele et al. 2014; Windrich et al. 2016; Laschowski et al. 2019; Torrealba & Fonseca-Rojas 2019; Voloshina & Collins 2019; Fluit et al. 2020)). Nous avons également inclus quelques études issues d'autres domaines dont les concepts semblent intéressants et pourraient être transférables au domaine de la prothèse.

Nous allons d'abord nous intéresser aux différents systèmes prothétiques de membre inférieur existants, en partant des systèmes mécaniques conventionnels pour finir par les derniers systèmes prothétiques développés par les équipes de recherche. Nous verrons ensuite les différents contrôles utilisés sur ces composants prothétiques. Enfin, nous nous intéresserons aux adaptations de ces prothèses aux différentes situations de marche.

### I.2.1. Les systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales

Les systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales sont classiquement constitués d'un genou et d'un pied prothétiques, parfois complétés d'une articulation de cheville. Le rôle de ces composants prothétiques est d'approcher au mieux le comportement des articulations saines.

Cela se traduit, pour le genou prothétique, par la nécessité d'assurer la **stabilité** de l'utilisateur pendant la phase d'appui afin de lui permettre de prendre appui sur sa prothèse, tout en fournissant, en phase oscillante, une **flexion du genou** substantielle permettant une réduction de la distance entre la hanche et l'extrémité du pied afin de ne pas gêner le passage du pied prothétique au-dessus du sol.

Le pied et la cheville doivent d'abord assurer le **déroulé du pas** pendant la phase d'appui. La cheville chez une personne asymptomatique permet de plus d'apporter de l'énergie pendant la phase de propulsion et de faciliter le passage du pied au-dessus du sol grâce à une plantiflexion active pendant la phase oscillante.

#### *I.2.1.a. Les prothèses mécaniques / conventionnelles*

Pour assurer la **stabilité** de la personne en phase d'appui, les prothèses de genou purement passives doivent être maintenues en extension complète. Pour cela il faut que **l'effort exercé par le sol sur la prothèse passe antérieurement à l'axe de flexion du genou** afin de créer un moment d'extension au niveau du centre articulaire du genou. Ce moment d'extension assure que le genou prothétique reste en appui sur sa butée d'extension. Lors de l'appui talon cet effort aurait cependant naturellement tendance à passer postérieurement à l'axe du genou (Figure 5.A). Il faut alors que la personne amputée exerce un moment d'extension avec sa hanche résiduelle afin de réorienter cet effort de manière à ce qu'il passe antérieurement à l'axe du genou assurant ainsi son maintien en extension (Figure 7.A et Figure 5.B). Cette réorientation de l'effort est assistée par un système de verrouillage ou de freinage de la flexion du genou afin de réduire la demande d'extension de hanche (Figure 5.C).



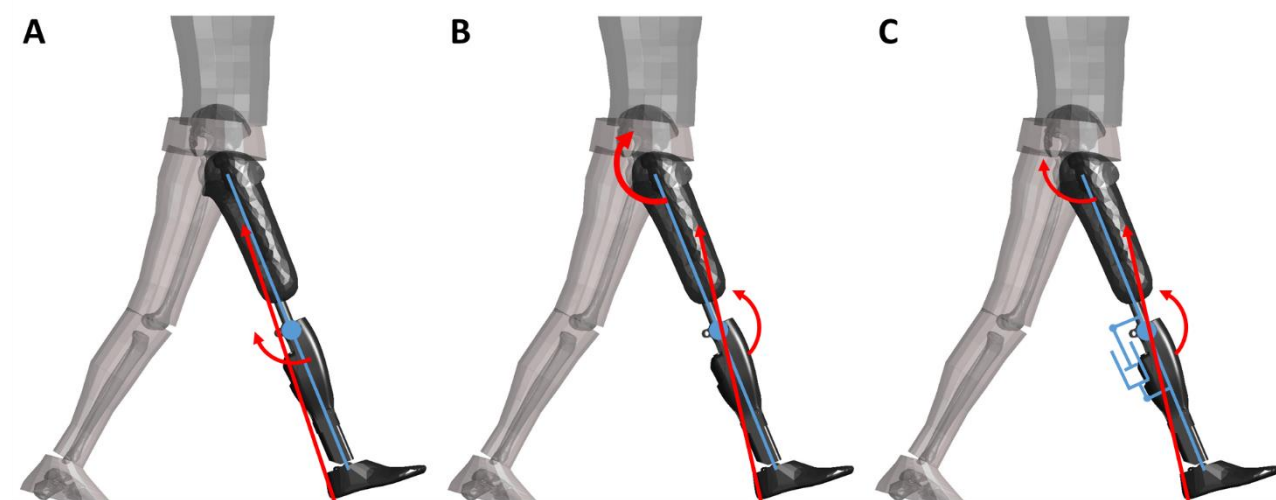


Figure 5 : principe de maintien en extension d'une prothèse lors de l'appui talon. A. sans moment d'extension à la hanche l'effort d'exercé par le sol sur le pied passe en arrière de l'axe du genou, créant au centre articulaire un moment de flexion risquant d'entraîner la flexion du genou. B. l'application d'un moment d'extension de hanche permet de réorienter l'effort de façon à créer un moment d'extension au genou assurant son maintien en extension. C. l'ajout d'un système de freinage/verrouillage (système hydraulique représenté) permet de réduire le moment d'extension de hanche nécessaire.

Des exemples de tels systèmes comprennent des verrouillages manuels, des systèmes de mâchoires bloquant l'articulation en charge, des systèmes hydrauliques ou des verrouillages géométriques (Figure 6). Durant la suite de la phase d'appui, l'effort exercé par le sol sur la prothèse va naturellement passer antérieurement à l'axe du genou, créant un moment assurant l'extension complète du genou (Figure 7.B).

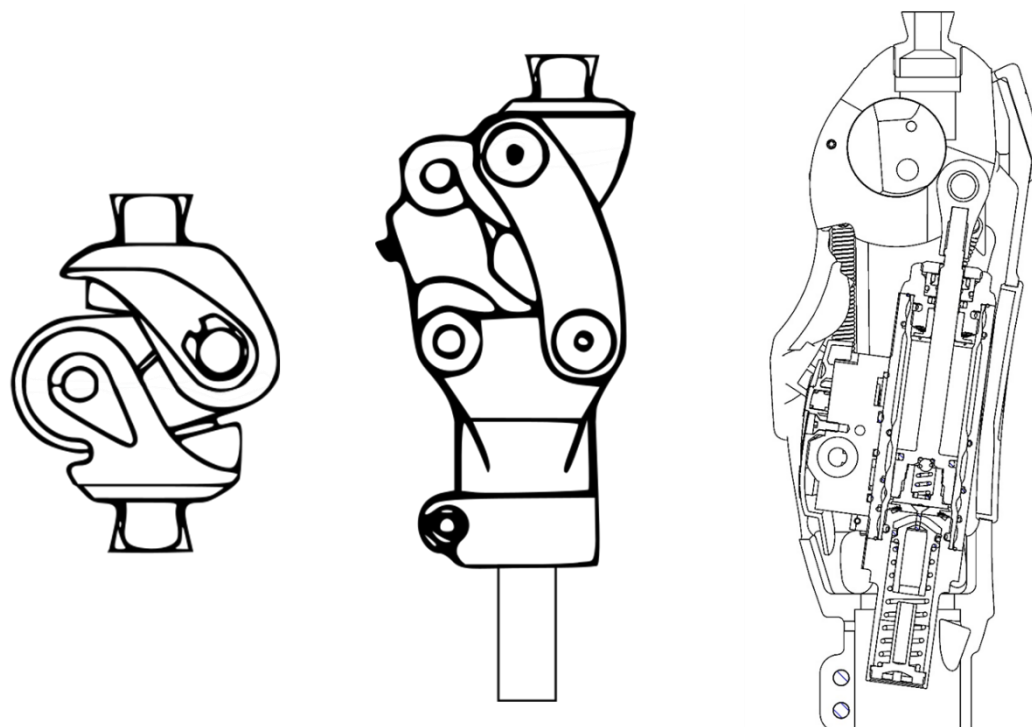


Figure 6 : exemples de genoux prothétiques conventionnels avec 3 systèmes de freinage différents. A - genou mono-axial à frein mécanique : La pièce centrale est constituée de 2 mors se refermant autour d'un axe lors du chargement du genou, réalisant un frein mécanique. B - Genou polycentrique : Ce genou est conçu de manière à ce que, lorsqu'il est en extension, le centre instantané de rotation du genou se trouve plus haut et postérieur par rapport à un genou classique permettant un verrouillage géométrique lors de l'appui talon. C - vue en coupe du genou hydraulique Hytrek™ : Ce genou mono-axial possède un frein hydraulique activé mécaniquement par le chargement de la prothèse. Images fournies par Proteor™.

Lors du passage de la phase d'appui à la phase oscillante, l'effort exercé par le sol sur la prothèse va s'incliner vers l'avant. Afin de permettre la flexion du genou prothétique, il faut que **l'effort exercé par le sol soit réorienté et passe en arrière de l'axe du genou** sous l'action combinée du poids et des efforts dans le membre résiduel. Le moment au genou va alors s'annuler puis changer de sens entraînant la **flexion** du genou prothétique. L'instant de l'annulation de ce moment dépend en partie de l'alignement des différents composants prothétiques et en partie d'actions volontaires de la personne amputée (Radcliffe 1977; Koehler-McNicholas et al. 2016) (Figure 7.C).

La flexion du genou est donc initiée en fin de phase d'appui par le moment de flexion exercé par l'action du sol sur la prothèse. Cette flexion est de plus entraînée lors de la phase oscillante par l'accélération du genou obtenue par la flexion de la hanche résiduelle qui, combinée avec l'inertie de la prothèse, entraîne la rotation du tibia et donc la flexion du genou prothétique (Figure 7.D).

Sous l'effet de la gravité et du ralentissement du genou, cette flexion va s'arrêter et le genou va revenir en extension alors que la personne amputée passe le pied prothétique au-dessus du sol. Ce **retour en extension** se termine par l'impact terminal : le choc dû au fait que la prothèse arrive en extension avec une vitesse d'extension non nulle. Certaines prothèses permettent de diminuer et/ou d'absorber ce choc (Figure 7.E)(Radcliffe 1977; Koehler-McNicholas et al. 2016).

La durée de la phase oscillante prothétique dépend donc de nombreux facteurs, mais l'un des plus influents est l'instant du retour en extension du genou prothétique. Certaines prothèses possédant un système hydraulique ou pneumatique actif en phase oscillante permettent d'optimiser pour chaque patient l'instant de ce retour en extension, et donc la durée de la phase oscillante. Le réglage de ce type de prothèse est manuel, cette durée ne peut donc être optimisée que pour une unique vitesse de marche. Les systèmes hydrauliques et pneumatiques peuvent permettre en partie au moins de s'adapter à des variations de vitesses.

Le principe de fonctionnement permettant le passage d'un comportement très stable en phase d'appui à un comportement très dynamique en phase oscillante grâce à l'exploitation de l'effort de réaction du sol est utilisé dans la quasi-totalité des prothèses de genou, y compris dans les composants prothétiques les plus récents.

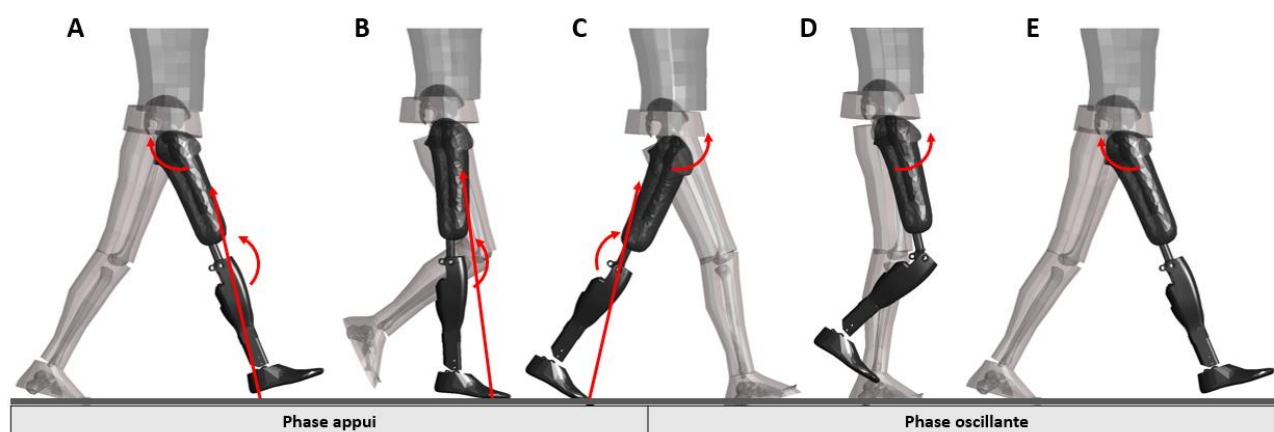


Figure 7 : cycle de marche prothétique. Le genou est maintenu en extension pendant la phase d'appui. Cette extension est obtenue à l'appui talon par un moment d'extension exercé par la hanche résiduelle et via l'alignement de la prothèse pendant le reste de la phase d'appui. L'instant du passage en phase oscillante provient d'une combinaison entre l'alignement et le moment de flexion de hanche

Certaines prothèses de genou mécaniques sont équipées d'un système hydraulique activé par le chargement de la prothèse. Ce frein permet de descendre des pentes et escaliers avec une stratégie de marche en pas alterné (i.e. avec une flexion du genou pendant la phase d'appui). L'activation de cette fonction est basée sur l'effort exercé par le sol sur la prothèse et dépend d'un réglage mécanique. Ce réglage est un **compromis** car

la sécurité qu'il apporte lors des descentes peut limiter le dynamisme de la transition vers la phase oscillante pendant la marche à plat.

Les pieds prothétiques les plus simples (Solid Ankle Cushion Heel, SACH) (Figure 8.A) sont simplement des pieds en bois avec un talon permettant l'absorption du choc survenant lors de la pose du pied et un avant pied souple imitant la flexion des orteils lors de la marche, restituant ainsi le **déroulé du pas**. Il existe des variantes de ces pieds permettant une certaine mobilité de cheville, mais la plupart des personnes amputées actives utilisent plutôt des pieds dits à restitution d'énergie (Energy Storing and Returning, ESR). Ces pieds sont en fait des lames en fibres de carbone ou de verre dont la déformation permet de stocker de l'énergie élastique pendant la phase d'appui. Cette énergie est restituée lors du déchargement de la prothèse et transmise à l'utilisateur (Figure 8.B). Ces pieds ESR permettent donc d'amortir le choc lors de l'appui talon, de reproduire le déroulé du pied sur le sol mais aussi de **restituer de l'énergie** en fin de phase d'appui. Cet apport reste toutefois inférieur à l'énergie générée par la cheville des sujets asymptomatiques



Figure 8 : exemples de pieds prothétiques disponibles. A - pied SACH : pied avec un noyau en bois entouré d'un matériau souple. B - pied ESR : lame en carbone permettant d'emmagasiner de l'énergie et de la restituer lors de la phase de propulsion. Une enveloppe souple (non représentée) permet de donner à la lame une forme similaire à un pied. Images fournies par Proteor™

Une équipe a proposé un concept de cheville mécanique permettant une mise à plat du pied sur le sol dans toutes les situations améliorant en particulier l'adaptation de la cheville à la pente (cf. paragraphe 1.2.3.b) (Nickel et al. 2014).

Quelques tentatives pour reproduire le comportement synergique du genou et de la cheville ont également été proposées dans la littérature (Cappozzo et al. 1980; Koganezawa et al. 1987; Kikuchi et al. 2018), mais le seul système genou-cheville ayant été commercialisé est l'Hydracadence™. Cette prothèse permet, grâce à une liaison hydraulique entre le genou et la cheville, de restituer la plantiflexion de cheville pendant la phase oscillante (Staros & Murphy 2013).

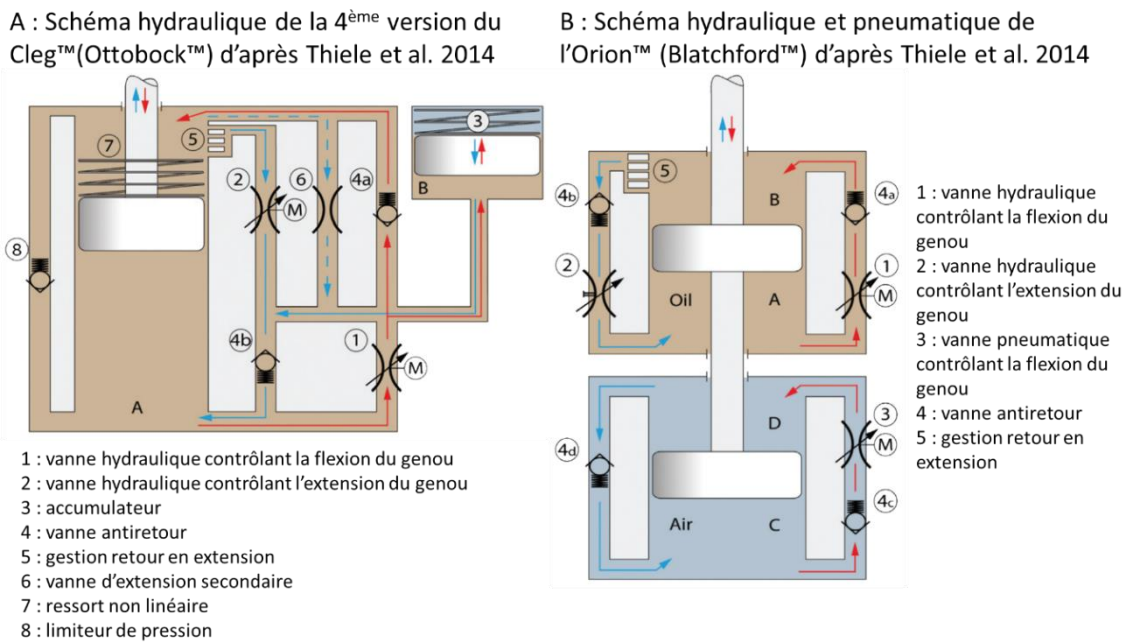
#### 1.2.1.b. Les prothèses à microcontrôleur

Les années 90 ont vu l'introduction de l'électronique dans le domaine des prothèses de membre inférieur. Ces prothèses dites « à microcontrôleur » utilisent de l'électronique et des capteurs embarqués pour adapter leur comportement aux différentes phases de la marche en temps réel.

Cette avancée a d'abord permis d'adapter le comportement du genou pendant la flexion pendulaire en fonction de la vitesse de marche, permettant ainsi d'optimiser la durée de la phase oscillante prothétique, quelle que soit la vitesse de marche (Intelligent Prosthesis™ (Endolite) – (Buckley et al. 1997; Datta & Howttt 1998)). D'autres avancées ont ensuite permis de développer des contrôles de la phase d'appui permettant une descente d'escalier et de pente plus sécuritaire, ainsi que des stratégies de rattrapage en cas de trébuchement (C-leg™ (OttoBock) – (Hafner et al. 2007), Rheo Knee™ (Ossur) – (Herr et al. 2003; Herr & Wilkenfeld 2003)).

Trois exemples de genoux à microcontrôleur représentatifs des différentes technologies utilisées sont présentés à la suite. Ces genoux sont le **C-leg™** (OttoBock™), l'**Orion™** (Blatchford™) ainsi que le **Rheo Knee™** (Ossur™). Les stratégies utilisées pour leur contrôle seront présentées dans la partie I.2.3.

Le **C-leg** (OttoBock) est le premier genou à microcontrôleur ayant permis une gestion de la phase d'appui électronique. Ce genou est basé sur un système hydraulique dont le comportement peut être adapté grâce à l'utilisation de deux vannes contrôlées par un moteur électrique, chacune de ces vannes étant liée à un mouvement différent du genou (i.e. flexion et extension), permettant ainsi un contrôle du comportement de la prothèse différent dans chacune de ces directions (Thiele et al. 2014; Bellmann et al. 2019). Afin d'adapter son comportement, ce genou n'utilise dans sa dernière version qu'un capteur d'angle du genou (et de la vitesse angulaire) et une centrale inertielle placée dans le tibia prothétique (Figure 9.A).



C : Schéma hydraulique (fluide magnétique) du Rheo Knee™ (Ossur™) d'après Herr & Wilkenfeld 2003

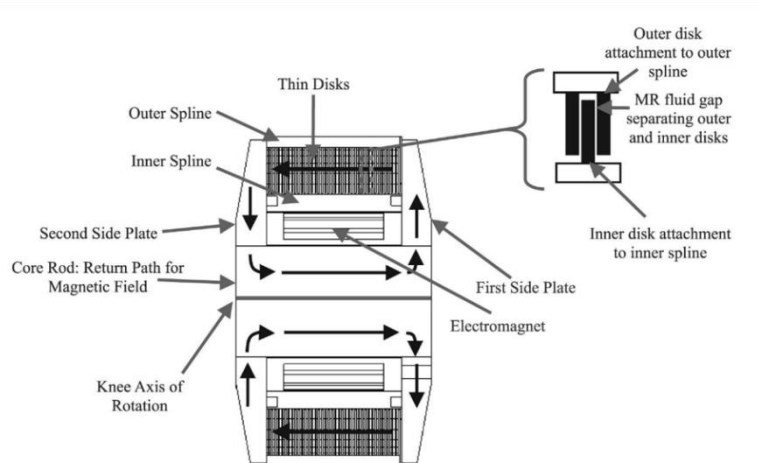


Figure 9 : principe de fonctionnement des trois genoux prothétiques technologiquement différents. A : schéma hydraulique montrant le principe de fonctionnement du C-Leg. B. schéma hydraulique et pneumatique montrant le principe de fonctionnement de l'Orion. C : schéma hydraulique (fluide ferromagnétique) montrant le principe de fonctionnement du Rheo Knee.

L'**Orion** (Blatchford) est un genou à microcontrôleur dont le comportement final est obtenu en combinant un circuit hydraulique avec un circuit pneumatique. Le circuit hydraulique possède une vanne motorisée permettant d'adapter le comportement du genou en flexion et une vanne ajustable manuellement pour le contrôle du retour en extension. Le circuit pneumatique est contrôlé en flexion par une vanne à pointeau permettant de contrôler l'énergie stockée et restituée par la compression de l'air lors des mouvements de flexion du genou (Zahedi et al. 2003; Thiele et al. 2014). Pour adapter son comportement, ce genou utilise des mesures de l'angle et du moment au genou, ainsi qu'une centrale inertielle placée dans le tibia prothétique (Figure 9.B).

Enfin le **Rheo Knee** est un genou prothétique utilisant les propriétés des fluides magnéto-rhéologiques pour adapter son comportement. En effet, dans ce genou, la partie fixe et la partie mobile du genou sont équipées de disques très fins empilés de façon à ce qu'un disque sur deux soit lié à la partie fixe et les autres à la partie mobile. Le faible espace ( $\approx 20\mu\text{m}$ ) restant entre les disques est rempli d'un fluide magnéto-rhéologique constitué d'huile et de particules magnétiques. Lorsque ce fluide est soumis à un champ magnétique, ses particules s'agrègent en chaînes connectant les disques entre eux. Cette liaison des disques s'oppose alors aux mouvements de rotation du genou dans les deux sens. Cette résistance en rotation dépendant de la puissance du champ magnétique appliqué. Ce genou peut donc, grâce à un électroaimant, adapter la résistance à la rotation de façon progressive (Herr & Wilkenfeld 2003; Bellmann et al. 2019). Ce genou possède de plus des capteurs mesurant l'effort axial et le moment de flexion dans le tibia prothétique, ainsi que l'angle du genou (Figure 9.C).

De la même façon, des chevilles à microcontrôleur ont été développées afin de permettre une plus grande adaptation, en particulier dans les pentes, ainsi que la restauration de la dorsiflexion pendant la phase oscillante. Des exemples de telles prothèses incluent : l'**Elan™** (Blatchford™) (Moser et al. 2008), le **Proprio foot™** (Ossur™) – (Ragnarsdottir 2005; Clausen et al. 2009), ainsi que le **Meridium™** (Ottobock™) – (Mosler 2012; Hahn et al. 2018)).

Ces trois prothèses ont des structures très différentes et n'ont pas les mêmes apports lors de la marche. L'**Elan™** est constitué d'un pied ESR complété par une articulation de cheville dont le comportement est géré par un système hydraulique. Les capteurs embarqués (accéléromètres et capteur d'angle de la cheville) permettent au microcontrôleur d'adapter le comportement de ce système hydraulique (contrôle de la plantiflexion et dorsiflexion indépendant). Cela permet d'adapter la résistance à la plantiflexion, en la diminuant (augmentant) lors d'une descente (montée) de pente et en l'augmentant avec la vitesse de marche. Les mouvements de la cheville sont cependant limités à  $6^\circ$  de plantiflexion et  $3^\circ$  de dorsiflexion. Ces  $3^\circ$  de dorsiflexion, atteints pendant la phase d'appui, sont conservés pendant la phase oscillante, permettant de simuler la dorsiflexion observée sur les sujets sains (Moser et al. 2008) (Figure 10.A).

Le **Proprio foot™** est constitué d'un pied ESR complété par une articulation de cheville. Cette articulation est bloquée pendant la phase d'appui, mais peut bouger pendant la phase oscillante grâce à un moteur électrique. Les capteurs embarqués dans la prothèse (accéléromètres et capteur d'angle de la cheville) permettent de détecter les pentes et les escaliers et d'adapter la position neutre de la lame en carbone afin de réduire les efforts dans l'emboîture. De plus le moteur permet de restituer le mouvement de dorsiflexion du pied lors des phases oscillantes (Ragnarsdottir 2005; Clausen et al. 2009; Martin et al. 2010) (Figure 10.B).

Le **Meridium™** est un pied prothétique constitué de deux articulations : l'articulation métatarsienne et la cheville. Celles-ci sont liées mécaniquement par l'intermédiaire de bielles formant un parallélogramme. L'une de ces bielles est de plus constituée d'un vérin hydraulique permettant d'adapter le comportement de la prothèse. Cette prothèse possède une très grande plage de mouvement permettant la mise à plat du pied lors de l'appui talon quelle que soit la surface rencontrée et l'articulation métatarsienne permet d'assurer une plus grande surface de contact entre le sol et le pied lors de la fin de la phase d'appui. De plus, le système

électronique utilise une centrale inertielle et les mesures du moment et de l'angle de cheville pour permettre une adaptation en temps réel de la position neutre de la cheville lors de la marche en pente (Mosler et al. 2014; Ernst et al. 2017a; Hahn et al. 2018) (Figure 10.C).

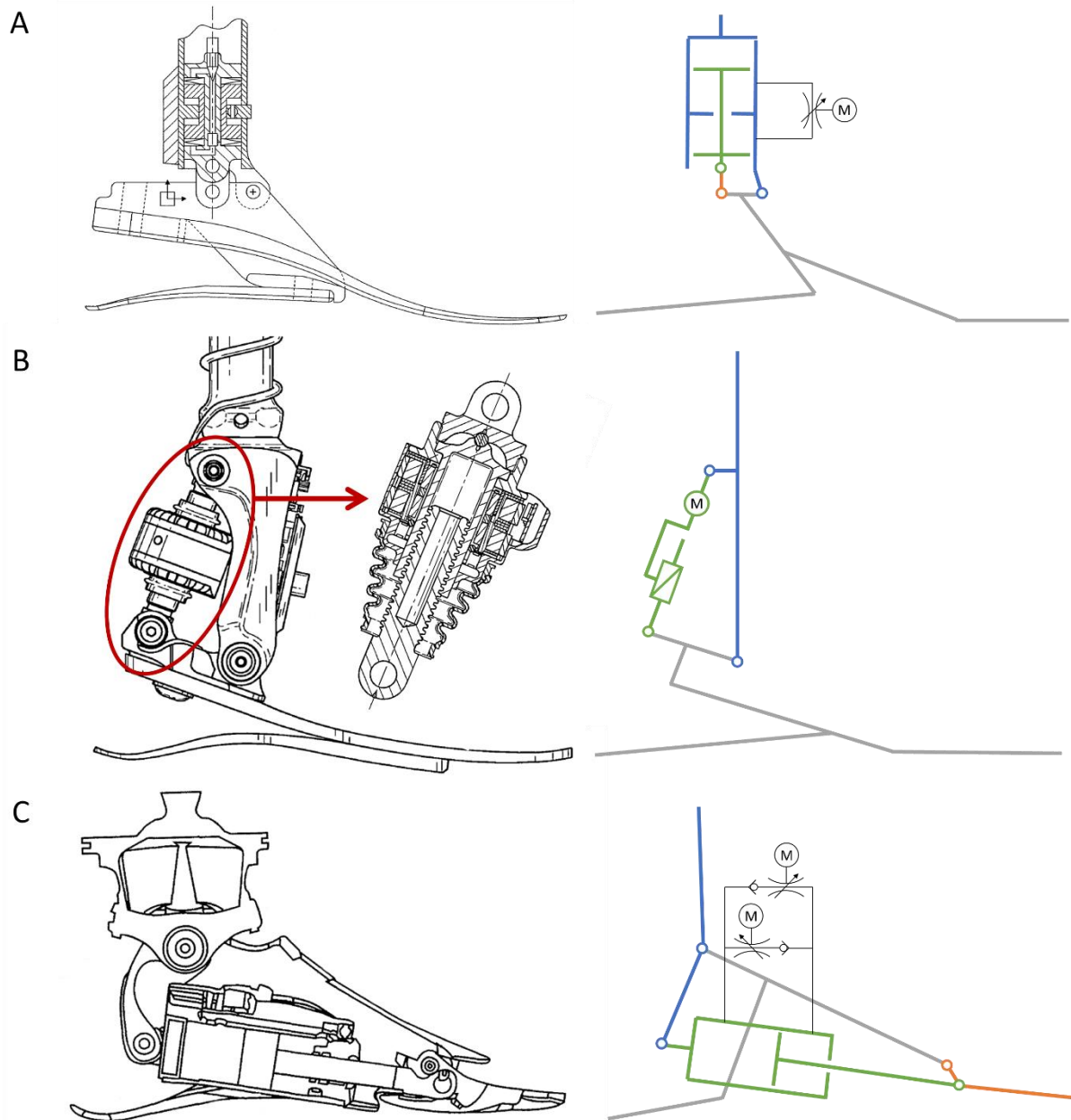


Figure 10 : schéma de principe et technologique de 3 pieds-chevilles à microcontrôleur. A : schéma de principe de l'Elan™ (Blatchford™). Cette prothèse combine un pied à restitution d'énergie avec une cheville hydraulique contrôlée par microcontrôleur. B : schéma de principe du Proprio Foot™ (Ossur™). Cette prothèse combine un pied à restitution d'énergie avec un système à vis permettant d'adapter la position la lame en carbone. C : schéma de principe du Meridium™ (Ottobock™)

Les dernières avancées ont vu le développement et la commercialisation de systèmes prothétiques combinant genou et cheville à microcontrôleur. Le **Linx™** (Blatchford™) est composé du genou Orion™ et de la cheville Elan™. La combinaison de ces deux composants à microcontrôleur permet non-seulement d'en allier les bénéfices, mais aussi d'améliorer le comportement de la prothèse grâce à la mise en commun des capteurs

des deux articulations (cf. paragraphe I.2.3.b) (Zahedi et al. 2019). Le **Symbiotic leg™** (Ossur™) est un autre système genou-cheville résultant de la combinaison d'un genou (Rheo knee™) et d'une cheville (Proprio foot™) à microcontrôleur. Comme pour le Linx™, cette combinaison permet d'ajouter les fonctionnalités du genou et de la cheville, une connexion électrique entre ces deux articulations existe mais ne semble pas conduire à davantage d'adaptations lors de la marche. On constate par contre une meilleure adaptation de la cheville lors des activités statiques (e.g. mise à plat du pied prothétique lorsque la personne est assise) (Clausen 2009).

La littérature scientifique sur le développement de genoux ou chevilles à microcontrôleur est rare. Cela s'explique d'une part car beaucoup de laboratoires de recherche se focalisent plus sur le développement de prothèses actives, et d'autre part car le développement de prothèses à microcontrôleur est très souvent lié à des intérêts commerciaux.

Quelques études présentent des pieds à microcontrôleur possédant des caractéristiques uniques comme une rigidité non linéaire, reproduisant le comportement de la cheville anatomique (Realmuto et al. 2015; Shepherd & Rouse 2017), une rigidité adaptable à la vitesse de marche (Glanzer & Adamczyk 2018), ou une amélioration du retour énergétique (Collins & Kuo 2010).

Kikuchi et al. ont de plus publié un concept de système prothétique genou-cheville à microcontrôleur possédant un lien hydraulique entre ces deux articulations. Les auteurs revendiquent le fait que cette prothèse permet de retrouver une flexion de genou pendant la phase d'appui, ainsi que de monter des escaliers en pas alterné (Kikuchi et al. 2018).

#### *1.2.1.c. Les prothèses actives*

Les prothèses précédentes restent des systèmes principalement passifs et ne fournissant donc pas d'énergie aux articulations prothétiques contrairement aux articulations anatomiques qu'ils remplacent. Pour pallier cette limite, des prothèses **actives** ont été développées. La société Victhom™ a proposé dans les années 2000 un genou prothétique motorisé permettant de pallier ce déficit de puissance (**Power Knee™**), facilitant ainsi la marche en montée d'escaliers. Cependant aucun apport dans les autres situations de marche (i.e. plat, pentes et descente d'escaliers) n'est rapporté (Wolf et al. 2012; Morgenroth et al. 2018). Lors des transitions assis/debout, cette prothèse permet un apport d'énergie au genou prothétique, mais cet apport ne modifie pas le chargement des articulations controlatérales (Wolf et al. 2013). Cette prothèse reste à ce jour le seul genou actif disponible.

Une équipe du Massachusetts Institute of Technology (MIT) a adapté aux prothèses les Series Elastic Actuators (SEA), développés d'abord pour la robotique. Ces SEA sont en fait des ressorts mis en série derrière un actionneur (souvent un moteur électrique). Ils ont été utilisés pour leur capacité à faciliter les contrôles en effort et par impédance (cf. paragraphe I.2.3.b), à absorber les chocs lors de la marche et pour exploiter les capacités de stockage d'énergie du ressort afin de diminuer la demande sur l'actionneur, diminuant ainsi la consommation énergétique et la taille de l'actionneur requis (Au et al. 2007; Martinez-Villalpando & Herr 2009). De la même façon des ressorts en parallèles peuvent être utilisés afin de réduire la demande sur l'actionneur. (Au & Herr 2008)

Cette approche a été utilisée lors du développement par le MIT d'une cheville motorisée ayant ensuite été commercialisée (**Empower™** (Ottobock™), anciennement **BioM™** (BionX™)). Cette cheville est capable de fournir de la puissance supplémentaire en particulier lors de la fin de l'appui. Ce pic de puissance s'accompagne d'un angle de plantiflexion, d'une façon similaire à la cheville anatomique. Ce pied est constitué d'un moteur en série avec une première structure en carbone représentant le pied et en parallèle avec une seconde structure élastique limitant le couple vu par le moteur électrique lorsque la cheville est en dorsiflexion (Figure 11).

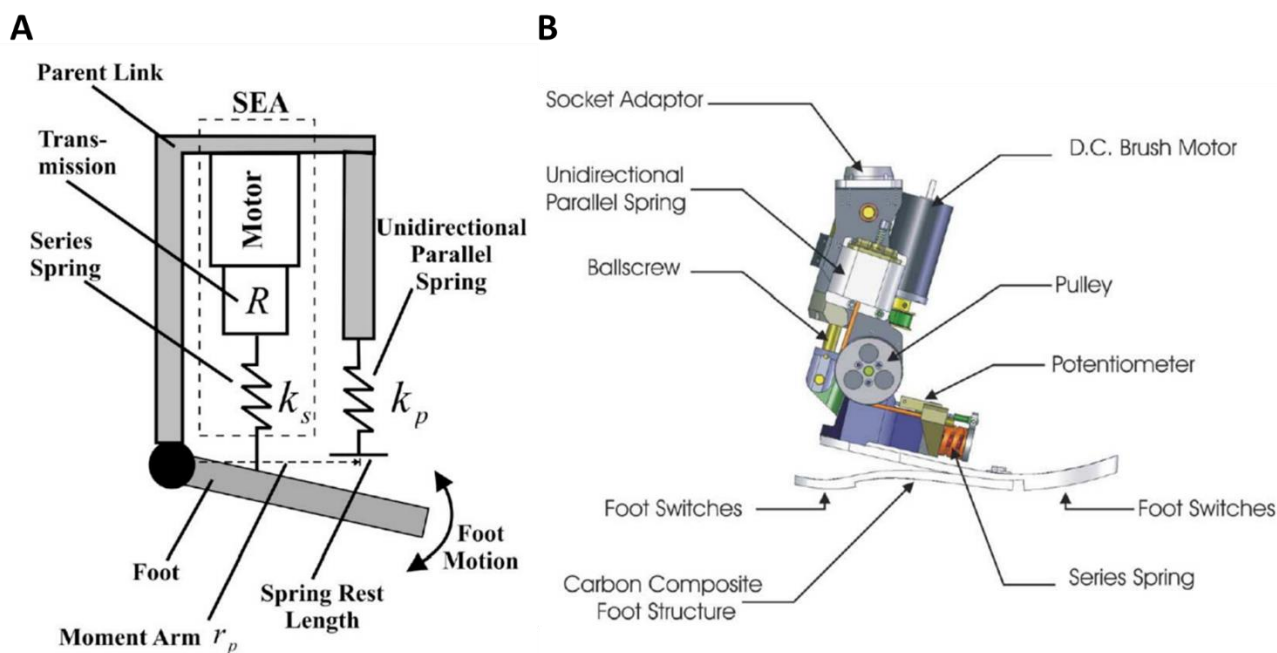


Figure 11 : schéma de principe (A) et rendu CAO (B) de la prothèse de cheville active BioM. Images extraites de Au et al. 2009

L'effet de l'apport d'énergie à la cheville sur la consommation énergétique des personnes amputées n'est cependant pas évident. En effet, si les premières études avaient montré une réduction de la consommation énergétique lors de la marche pour des personnes amputées transtibiales (Au et al. 2009; Herr & Grabowski 2012), des études plus récentes ont remis en question ces résultats. Ainsi, lors de la marche à plat, Kim et al. n'observent une diminution significative de la consommation énergétique que sur 2 sujets amputés transtibiaux parmi les 12 recrutés. Ils montrent même une augmentation de cette consommation chez 2 autres sujets (Kim et al. 2020). Gardinier et al. ont de façon similaire évalué l'utilisation du BioM™ lors de la marche à plat pour 10 sujets amputés transtibiaux et ne rapportent pas de différences significatives de consommation énergétique ou de vitesse de marche entre la prothèse habituelle et le BioM™. L'analyse secondaire a cependant montré que le sous-groupe de patients les plus actifs (niveau K4) a profité d'une diminution de la consommation énergétique avec le BioM™ qui n'apparaissait pas avec les patients moins actifs (niveau K3) (Gardinier et al. 2018). Kimberly et al. ont testé, de façon systématique, sur 6 sujets amputés transtibiaux, plusieurs réglages d'apport d'énergie en plus du réglage de l'orthoprothésiste. Ils rapportent que la relation entre ce réglage, la puissance générée à la cheville et la réduction de la dépense énergétique est très variable d'un sujet à l'autre. De plus, le réglage permettant la plus grande décroissance de consommation énergétique est systématiquement un réglage avec plus d'apport d'énergie que celui choisi par l'orthoprothésiste (Ingraham et al. 2018). Enfin, Esposito et al. ont étudié la marche de 6 sujets amputés transtibiaux à plat et en pente et, bien qu'ils rapportent une diminution de la consommation énergétique lors de la marche à plat, cette différence disparaît lors de la marche en pente (Esposito et al. 2016).

L'architecture de cette prothèse permet d'optimiser la production de puissance en fin de phase d'appui mais limite la dorsiflexion active pendant la phase oscillante. En effet, Gates et al. ont étudié la marche de 11 sujets amputés transtibiaux sur un sol inégal et s'ils rapportent une augmentation de la plantiflexion de cheville en fin de phase d'appui avec le BioM par rapport à un pied carbone, celle-ci était cependant inférieure à la plantiflexion observée chez les sujets sains. De plus, ils n'observent aucune dorsiflexion en phase oscillante (Gates et al. 2013).

D'autres auteurs rapportent des limites similaires lors de l'utilisation de ressort en parallèle avec l'actionneur. Ainsi on observe, sur la deuxième version du BioM utilisant un ressort parallèle bidirectionnel une augmentation de la consommation électrique lors de la marche dans les situations nécessitant une plus grande



amplitude de mouvement (i.e. marche en pente et escaliers) par rapport à la marche à plat. Cette augmentation est attribuée au fait que le moteur lutte contre le ressort en parallèle lors de mouvement de grande amplitude (Carney & Herr 2020). L'utilisation de ressort en parallèle et en série s'est depuis généralisée dans les prototypes de prothèses de membre inférieur actives, en particulier lorsqu'elles sont contrôlées en impédance (e.g. (Lawson et al. 2014; Flynn, Geeroms, Jimenez-Fabian, Vanderborght, & Lefeber 2015)).

De nombreux laboratoires ont également développé des prothèses actives de genou, ou combinant genou et cheville. Des revues récentes de ces systèmes peuvent être trouvées dans (Windrich et al. 2016; Torrealba & Fonseca-Rojas 2019; Voloshina & Collins 2019). Le projet de ce type le plus avancé est de loin le prototype de genou-cheville actif de la Vanderbilt University (3<sup>ème</sup> génération) (Figure 12.A) (Lawson et al. 2014). D'autres projets sont également en cours, parmi les plus représentatifs de l'état de l'art on peut citer le projet européen CYBERLEG (Figure 12.B) (Ambrozic et al. 2014; Flynn, Geeroms, Jimenez-Fabian, Vanderborght, & Lefeber 2015; Flynn, Geeroms, Jimenez-Fabian, Vanderborght, Vitiello, et al. 2015; Geeroms et al. 2017), ainsi que les prototypes des universités du Texas (Figure 12.C) (Quintero et al. 2016) et de l'université de l'Utah (Figure 12.D) (Cempini et al. 2017; Tran et al. 2019; Gabert et al. 2020). Le Tableau 1 présente quelques caractéristiques des prototypes développés dans ces projets.

Tableau 1 : caractéristiques des prototypes de 4 projets de prothèse active pour personnes amputées transfémorales. \*le genou n'est actif qu'en phase oscillante

Prothèse	Poids	Puissance moteur(s)	Couple maximum à l'articulation	Situations testées	Références
Uni. Vanderbilt Genou Cheville	5kg	200 W 200 W	85 Nm 110 Nm	Plat (1.5m/s max) Pentes (+5° et ±10°) Escaliers Course	Lawson 2014 Lenzi 2014 Ledoux 2015 Shultz 2015 Sup 2011 Young 2016
Cyberleg Genou Cheville	5kg + batteries	30 et 50W* 200W	70 Nm 130 Nm	Plat (confortable) Assis-debout Pentes (+20° et -15°) Escaliers	Flynn 2018 Flynn 2015 Geeroms 2017
Uni. Texas Genou Cheville	4.8 kg	200W 200W	40 Nm 120 Nm	Plat (1.4m/s max) Pentes (-2.5° à 9°) Obstacles	Quintero 2016 Quintero 2018 Rezazadeh 2017
Uni. Utah Genou Cheville	2.9 kg	120W 200W	20-40 Nm 125 Nm	Plat (0.8m/s max) Obstacles Escaliers	Tran 2019 Mendez 2020 Hood 2020

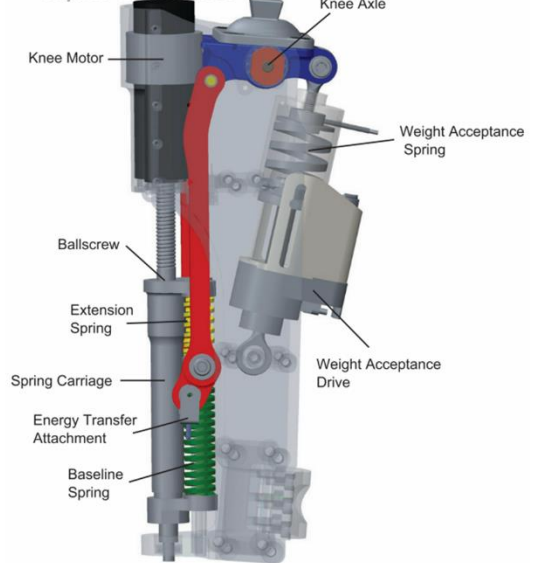
**A** Prothèse de l'Uni. Vanderbilt (3ème gen)

Lawson et al. 2014



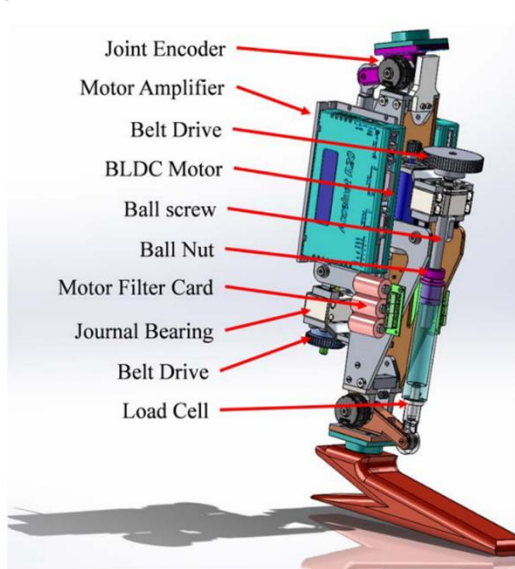
**B** CYBERLEG beta

Flynn et al. 2015



**C** Prothèse de l'Uni. Texas

Quintero et al. 2016



**D** Prothèse de l'Uni. Utah

Mendez et al. 2020 (supplementary material)

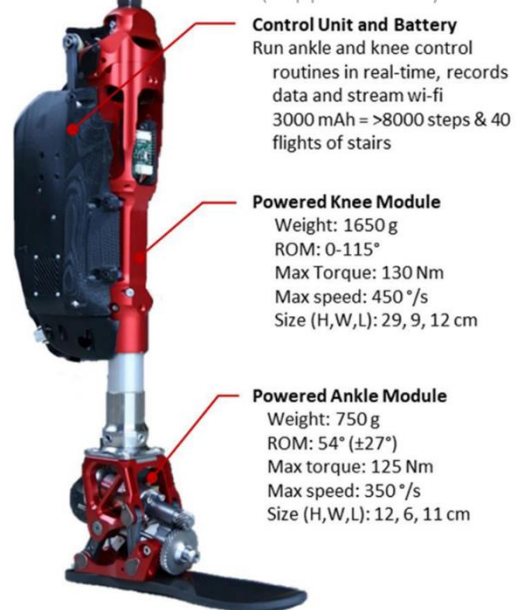


Figure 12 : exemples de prothèses actives présentées dans la littérature

Une équipe a proposé et modélisé un concept de prothèse genou-cheville dont le design ainsi que le contrôle sont basés sur une unique optimisation ayant pour but non seulement de suivre une trajectoire préétablie, mais aussi de minimiser la consommation énergétique. D'après les simulations, cette prothèse devrait permettre la marche à plat à plusieurs vitesses de marche (de 0.8 à 1.6 m/s) avec une consommation électrique globale nulle. Cela est réalisée grâce à l'utilisation de ressorts en série, ainsi que d'un supra-condensateur permettant un stockage de l'énergie électrique plus efficace (Rohani et al. 2017). Il n'existe cependant pas, à notre connaissance, de prototypes basés sur cette conception optimisée.

#### ***1.2.1.d. Les prothèses semi-actives***

En plus de 20 ans de développement, très peu de prothèses actives ont été commercialisées. Cela est dû à leurs limites : le poids important de ces dispositifs, leur autonomie limitée, ainsi que des apports modestes par rapport aux prothèses à microcontrôleur existantes. Pour répondre à ces limites, plusieurs auteurs ont développé des prototypes de prothèses actives seulement à certains moments clés. Ces approches seront appelées approches semi-actives dans la suite.

Lambrecht & Kazerooni ont ainsi proposé un genou dont le circuit hydraulique est non seulement capable de s'adapter via une électrovanne, mais aussi de fournir de l'énergie grâce à une pompe embarquée. Lors de la marche à plat, ce genou est passif pendant la phase d'appui et apporte une assistance pendant la phase oscillante. Lors de la montée d'escalier, il permet un apport de puissance partiel facilitant l'utilisation d'une stratégie de marche en pas alternés (l'apport de puissance de la prothèse n'est pas suffisant seul, la personne amputée doit également fournir un effort) (Lambrecht 2008; Fairbanks et al. 2009; Lambrecht & Kazerooni 2009). Le design a ensuite évolué vers un système genou-cheville complet, tirant parti du circuit hydraulique commun pour permettre une dorsiflexion de cheville pendant la phase oscillante ainsi qu'un apport d'énergie à la cheville en escalier (Lambrecht 2008; Pillai et al. 2011).

Rouse *et al.* ont proposé un concept de genou prothétique équipé de SEA combiné à un système permettant de débrayer le moteur. Les efforts sont alors repris par un ressort en parallèle du moteur. Ce mode passif est utilisé pendant la phase d'appui, le moteur est actif pendant la phase oscillante pour contrôler le mouvement de la prothèse (Rouse et al. 2013; Rouse et al. 2014).

Une équipe de la Vanderbilt University a également proposé un concept de genou où la phase d'appui est gérée par un système hydraulique passif contrôlé par microcontrôleur, tandis que la phase oscillante est motorisée. Ce concept a permis le développement d'une stratégie de rétablissement active lors des trébuchements pendant la phase oscillante et d'une stratégie de montée d'escalier en pas alternés (sans apport d'énergie pendant la phase d'appui) (Lee et al. 2020; Lee & Goldfarb 2020).

Enfin Lenzi *et al.* ont de leur côté développé une prothèse équipée d'un moteur électrique couplé à un système de rapport de réduction variable. Cette prothèse se comporte comme une prothèse passive lors de la marche sur sol plat, mais devient active lors de la montée d'escalier, permettant une stratégie de montée d'escalier en pas alternés, avec un apport d'énergie au genou pendant la phase d'appui (Lenzi et al. 2015; Lenzi et al. 2017).

#### ***1.2.1.e. Synthèse sur les systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales***

Nous avons, dans cette première partie du chapitre 2, cherché à présenter les différentes approches pour la conception de prothèses de membre inférieur pouvant être utilisées dans le cadre de l'appareillage d'une personne amputée fémorale. Les années 90 ont vu l'introduction de l'électronique dans le domaine des prothèses de membres inférieurs, puis depuis les années 2000, les équipes de recherche se sont principalement focalisées sur le développement de prothèses motorisées. Durant cette période, bien que les prothèses à microcontrôleur aient fait la preuve de leurs intérêts (Van Der Linde et al. 2004; Bellmann et al. 2010; Thiele et al. 2014; Ernst et al. 2017b; Thiele et al. 2018) et soient extrêmement utilisées en clinique, on observe peu de publications scientifiques liées à leur développement. En réaction aux limites des prothèses actives (poids, autonomie, bruits, difficulté de contrôle, apport limité), les 5 dernières années ont vu le développement de systèmes prothétiques hybrides, permettant de tirer parti de certains avantages des systèmes actifs, tout en atténuant leurs limites. Ces prothèses sont cependant des dispositifs de recherche, et l'appareillage des personnes amputées transfémorales est actuellement typiquement constitué d'un genou à microcontrôleur et d'un pied à restitution d'énergie (les chevilles à microcontrôleurs sont peu utilisées par les personnes amputées transfémorales à cause de l'ajout de masse sur la partie distale de la prothèse).

Bien que nous ayons utilisé la séparation classique entre prothèses conventionnelles, prothèses à microcontrôleur et prothèses actives pour présenter ces différents concepts, les récents travaux sur le développement de prothèses semi-actives rendent la séparation entre les deux dernières catégories de plus en plus floue.

Dans la suite de ce manuscrit, nous parlerons :

- de prothèses à microcontrôleur pour désigner les prothèses capables d'adapter leur comportement, mais sans être capable de fournir de l'énergie pendant la phase d'appui (ce qui inclut donc les approches « semi-actives », actives en phase oscillante).
- de prothèses robotiques ou actives pour désigner les prothèses dont les articulations sont gérées par un moteur capable de fournir une puissance similaire à l'articulation anatomique qu'elle remplace.
- de prothèses hybrides si la prothèse est capable de changer d'une catégorie à l'autre (typiquement : (Lenzi et al. 2017)).

Avant de s'intéresser au contrôle des prothèses dans les différentes situations (paragraphe 1.2.3), nous allons voir dans le paragraphe 1.2.2 les spécificités de la marche des personnes amputées transfémorales dans les différentes situations étudiées (marche à plat, en pente et en escalier), lors de l'utilisation d'un appareillage typique (i.e. genou à microcontrôleur et pied à restitution d'énergie).

## 1.2.2. La marche des personnes amputées

Les personnes amputées transfémorales possèdent un pattern de marche spécifique. Afin de permettre l'interprétation des différents résultats décrits dans ce manuscrit, nous présentons ici les spécificités les plus pertinentes au regard du contrôle de la prothèse. Des études plus complètes peuvent être trouvées dans (Bukowski 2006; Gard 2016; Hansen & Starker 2017). Les adaptations du cycle de marche présentées ici sont décrites dans le cadre d'un appareillage typique constitué d'un genou à microcontrôleur et d'un pied à restitution d'énergie. Nous présentons d'abord ces spécificités lors de la marche à plat, puis nous présentons comment ce pattern de marche évolue lors de la marche dans des pentes et des escaliers

### 1.2.2.a. La marche à plat

Comme introduit dans le paragraphe 1.2.1.a, lors de la marche à plat le genou prothétique assure le soutien de la personne pendant la phase d'appui par son maintien en extension (Figure 13, A, B et C)(Radcliffe 1977), le genou ne reproduit donc pas la flexion du genou en phase d'appui observée chez les sujets asymptomatiques. Lors de la phase oscillante, la flexion du genou, entraîné par le mouvement de la hanche combiné à l'inertie de la prothèse permet une réduction de la distance entre la hanche et le bout du pied prothétique (Figure 13, D). Cette réduction de la longueur de la jambe permet d'augmenter la distance entre le bout du pied et le sol lors du passage du pas prothétique (Figure 13)(Radcliffe 1977). On peut noter que, chez les sujets asymptomatiques ce maximum de flexion de genou est synchronisé avec le passage du pas. Chez les personnes amputées transfémorales en revanche, la flexion de genou maximal est obtenue de façon anticipée. Une flexion trop élevée peut cependant conduire à une augmentation de la durée de la phase oscillante, imposant des compensations à la personne amputée.

Une autre déviation importante est l'absence de puissance générée dans les articulations prothétiques, en particulier lors de la fin de la phase d'appui (Figure 13, C). Les pieds prothétiques utilisés classiquement permettent une certaine restitution d'énergie emmagasinée pendant la phase d'appui. Cette restitution d'énergie permet d'augmenter la puissance fournie par la cheville prothétique à la fin de la phase d'appui (Graham et al. 2007). La puissance générée n'est cependant pas aussi importante que celle d'une cheville anatomique, en particulier à vitesse élevée. Ce manque de puissance entraîne alors des compensations du côté controlatéral (Amma et al. 2021).

Pour augmenter la distance entre le pied et le sol en phase oscillante (Figure 13, D), les personnes amputées peuvent également utiliser des compensations telles qu'une élévation du bassin du côté prothétique pendant la phase oscillante (ou « hip hicking »)(Michaud et al. 2000), un fauchage latéral de la jambe prothétique, ou une stratégie dite de « vaulting » consistant en une flexion plantaire prématurée de la cheville controlatérale permettant d'allonger la jambe controlatérale lors du passage du pas prothétique (Villa et al. 2015).

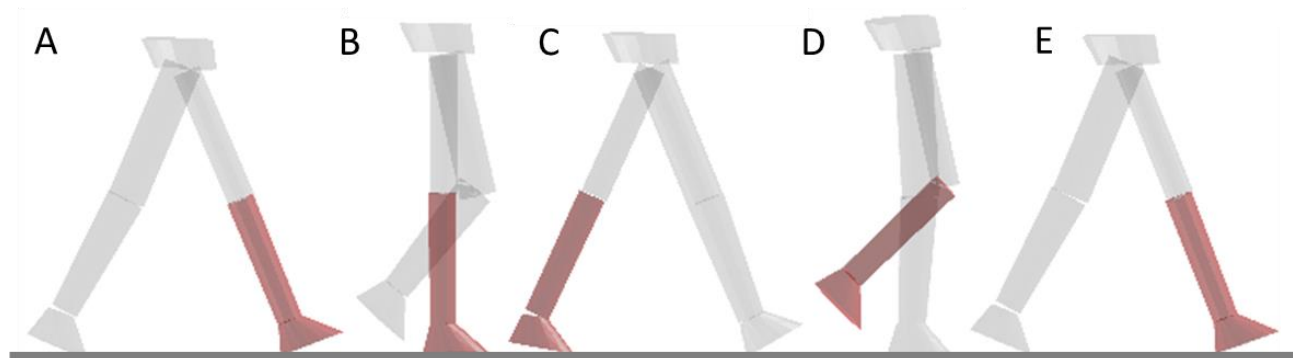


Figure 13 : sujet amputé transfémoral marchant à plat. La jambe amputée est colorée en rouge.

### 1.2.2.b. La marche en descente de pentes et d'escaliers

Les genoux à microprocesseur actuels proposent un contrôle de la phase d'appui permettant une descente sécuritaire des escaliers en pas alternés. La flexion de genou est alors freinée lors de la phase d'appui ce qui permet à la personne amputée d'abaisser son centre de masse de façon progressive (Figure 14, A, B et C). L'absence de cheville dans la plupart des prothèses utilisées par les personnes amputées transfémorales ne permet pas une amplitude de dorsiflexion suffisante pour accompagner la flexion du genou lors des descentes d'escaliers. Les personnes amputées doivent donc placer leur pied sur le nez de la marche afin de compenser ce manque de dorsiflexion par une rotation du pied autour de la marche (Figure 14, B et C) (Bellmann et al. 2019).

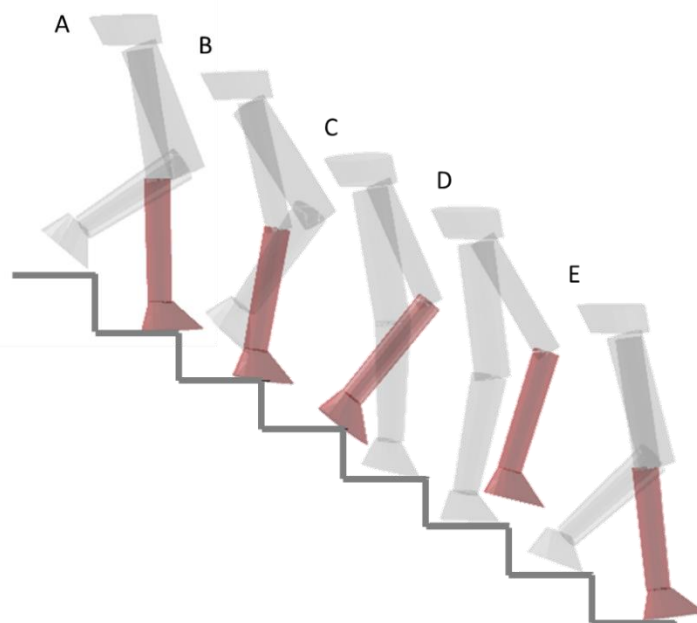


Figure 14 : sujet amputé transfémoral marchant en descente d'escaliers. La jambe amputée est colorée en rouge.

Lors de la descente d'une pente, les personnes amputées peuvent exploiter la flexion freinée du genou pendant la phase d'appui d'une façon similaire à la descente d'escaliers (Figure 15, A, B et C). Cette stratégie s'accompagne cependant d'une absence de flexion du genou prothétique pendant la phase oscillante (Figure 15, C et D). En effet la plupart des genoux à microprocesseurs ne sont pas capables de détecter le passage en phase oscillante lorsque le genou est fléchi en phase d'appui. Cette absence de flexion pendulaire impose à la personne amputée de fléchir suffisamment le genou pendant la phase d'appui pour assurer le passage du pied prothétique en phase oscillante (Morgenroth et al. 2018).

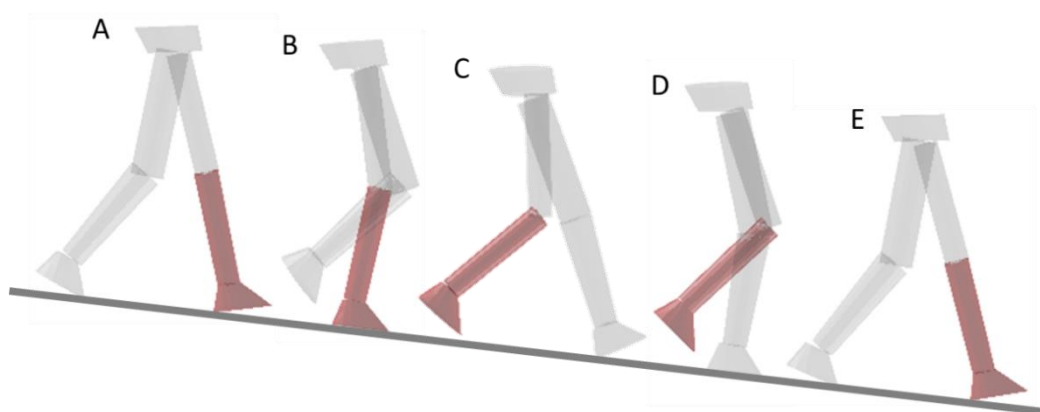


Figure 15 : sujet amputé transfémoral marchant en descente de pente avec le genou fléchi en phase d'appui. La jambe amputée est colorée en rouge.

Lors de la descente de pente de plus faible inclinaison, la stratégie précédente impose des compensations importantes. La plupart des personnes amputées préfèrent alors maintenir le genou prothétique en extension pendant la phase d'appui (Figure 16, A, B et C). La prothèse se comporte alors de la même façon que lors de la marche à plat, permettant une flexion du genou pendant la phase oscillante (Figure 16, D) (Vrieling et al. 2008a).

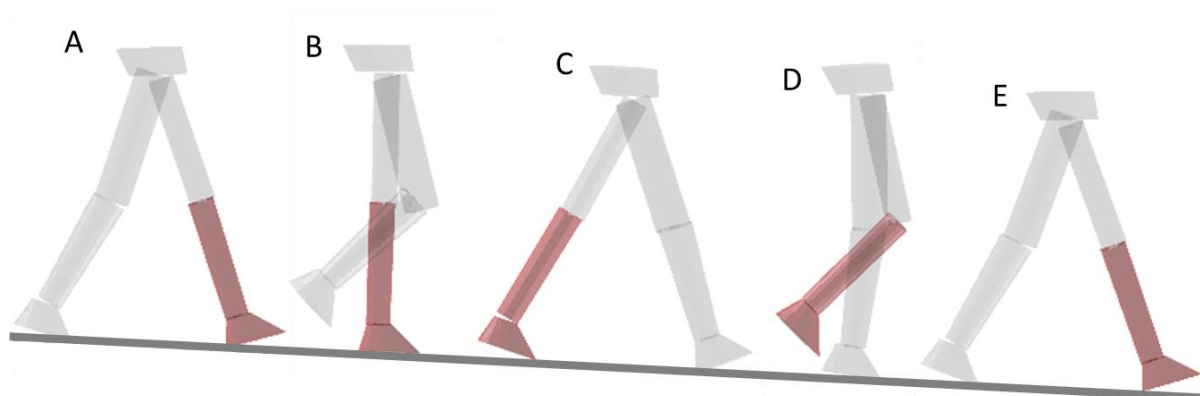


Figure 16 : sujet amputé transfémoral marchant en descente de pente avec le genou en extension en phase d'appui. La jambe amputée est colorée en rouge.

### I.2.3. Le contrôle des prothèses

De très nombreux types de contrôle ont été développés et testés sur les différentes prothèses présentées précédemment. Cette partie a pour vocation de présenter les différentes approches proposées pour le contrôle de prothèse dans la littérature. Des revues de la littérature plus exhaustives ont été publiées récemment : (Ferreira et al. 2016; Torrealba & Fonseca-Rojas 2019; Voloshina & Collins 2019; Fluit et al. 2020).

Le contrôle des prothèses, d'une façon similaire aux contrôles de robots, peut être séparé en plusieurs niveaux d'abstraction, responsable chacun d'une partie du contrôle (Figure 17)(Tucker et al. 2015).

- Le niveau haut correspond au niveau d'abstraction le plus élevé et est responsable de la reconnaissance de la situation actuelle de la prothèse (statique, en phase d'appui, en phase oscillante...).
- Un niveau de contrôle intermédiaire permet ensuite de définir les consignes à envoyer aux actionneurs en fonction de l'état du contrôle de haut niveau et des mesures des capteurs de la prothèse (e.g. adaptation de la dissipation d'énergie en flexion pendulaire en fonction de l'angle du genou). Dans les cas les plus simples, cette étape du contrôle n'existe pas (e.g. dans le cas d'un genou prothétique possédant une unique valeur de frein en phase d'appui)
- Enfin le contrôle de bas niveau correspond à des tâches d'exécution de consigne locale transmise par les couches supérieures, cela se traduit souvent par de simples asservissements (e.g. l'asservissement d'un moteur permettant fermer une vanne hydraulique).

Le comportement final de la prothèse dépendra principalement des niveaux haut et intermédiaire, c'est pourquoi nous ne nous intéresserons pas dans la suite au contrôle de bas niveau.

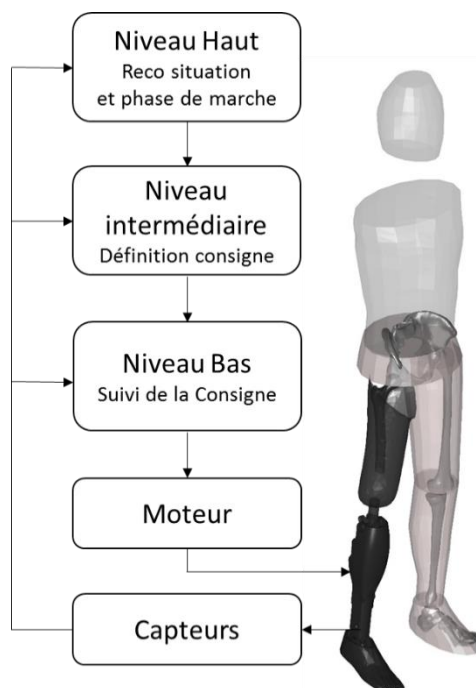


Figure 17 : vue d'ensemble du principe de contrôle d'une prothèse. Les capteurs mesurent des paramètres représentatifs de la marche, et les transmettent aux différents niveaux de contrôle. Le niveau haut permet de calculer un état représentatif de la situation de la prothèse et d'en déduire le comportement à adopter. Le niveau moyen utilise cet état ainsi que les mesures issues des capteurs pour affiner le comportement de la prothèse. Le niveau bas assure le suivi par les actionneurs de la consigne définie par les niveaux supérieurs.



1.2.3.a. Le contrôle de haut niveau

Les machines d'états

Toutes les prothèses à microcontrôleur et la grande majorité des prothèses actives utilisent un contrôle de haut niveau basé sur des machines d'états (Finite State Machine : FSM) (Martin et al. 2010; Fluit et al. 2020). Ces machines d'état sont des algorithmes séquentiels possédant un certain nombre d'états correspondant généralement aux différentes phases du cycle de marche. Quand la prothèse est dans l'un de ces états, elle applique un comportement donné et ne passe dans l'état suivant que lorsqu'un ensemble de conditions est réalisé. Ce type de contrôle est particulièrement adapté aux prothèses car la marche est une activité cyclique, avec des besoins d'adaptations entre ses différentes phases très différentes (e.g. pour le genou : besoin de soutien en phase d'appui et d'un mouvement dynamique en phase oscillante). La Figure 18 (A et B) présente 2 exemples de state machine pour la marche à plat issue de (Rouse et al. 2013) et (Sup et al. 2008).

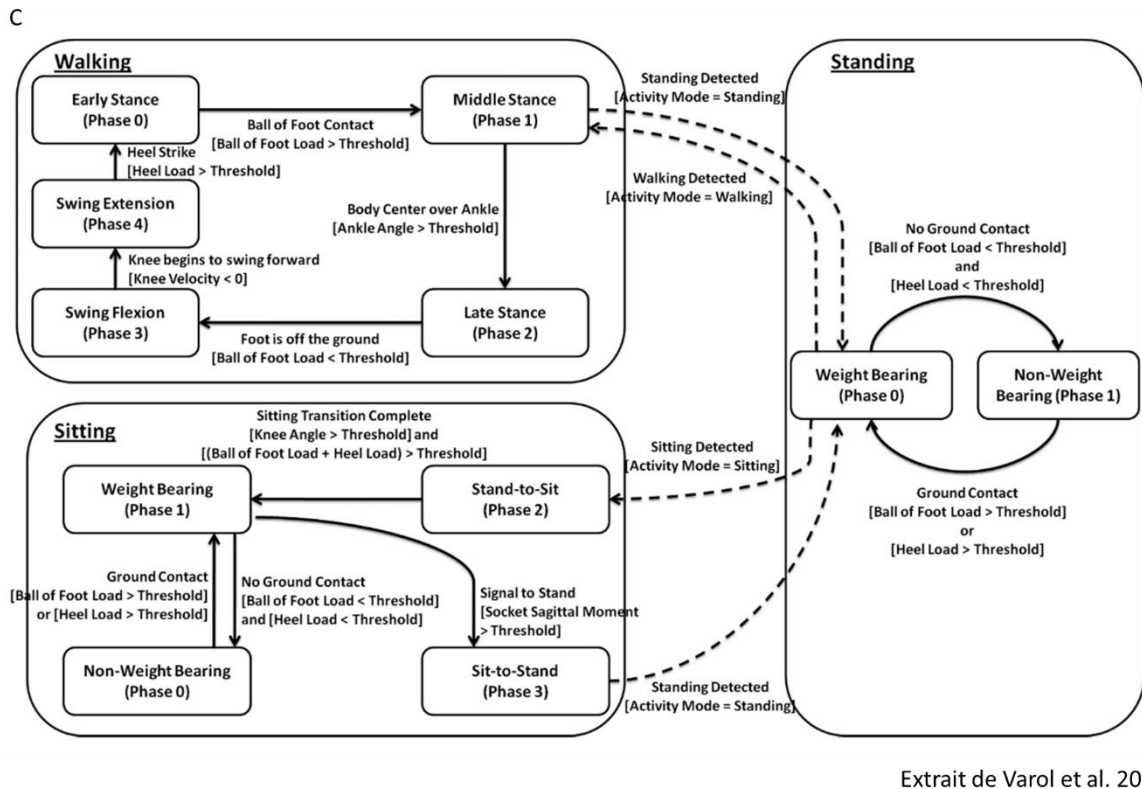
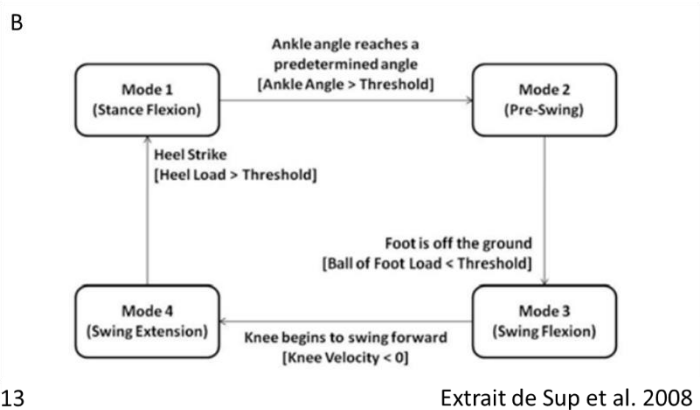
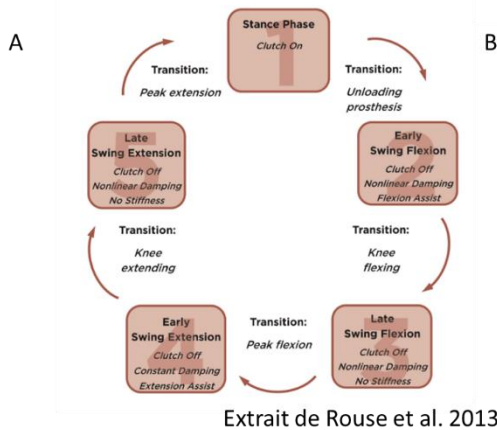


Figure 18 : exemple de machines d'états utilisées pour le contrôle de prothèses dans la littérature. A : state machine du prototype de genou du MIT pour la marche à plat. B : state machine de la première version de la prothèse de l'université Vanderbilt. C : machine d'état de la prothèse de l'université Vanderbilt incluant des modes spécifiques pour la marche, pour le maintien en statique et pour la position assise.

Ces machines d'état peuvent également permettre de passer d'un mode de marche à un autre, permettant ainsi d'adapter le comportement de la prothèse à différentes situations. La Figure 18.C présente un exemple d'une telle machine d'état issue de (Varol et al. 2010) permettant des transitions entre la marche et deux activités statiques debout et assis pendant lesquelles la prothèse change de comportement. Ce type de transition peut être utilisé pour adapter le comportement de la prothèse à différentes situations de marche, à condition d'être capable de reconnaître ces situations. Plusieurs approches peuvent être utilisées pour réaliser cette reconnaissance de situations.

### Reconnaissance de situations de marches : le Machine Learning

Dans la littérature, les auteurs ont très souvent recours au Machine Learning pour reconnaître les différentes situations de marches. Ces algorithmes sont capables, à partir de données d'entraînement, de définir un modèle liant des descripteurs (i.e. des mesures de capteurs) à une signature caractéristique des situations de marche. Ce modèle peut ensuite être utilisé avec les données d'un nouveau cycle de marche pour obtenir sa signature en déduire la situation.

Des revues récentes des différents algorithmes utilisés dans ce cadre sont disponibles dans (Dauriac 2018; Voloshina & Collins 2019; Fluit et al. 2020; Labarrière et al. 2020), nous ne proposons ici qu'un bref aperçu des différentes approches et des capteurs utilisés pour parvenir à identifier les différentes situations de marche.

Des exemples des algorithmes parmi les plus couramment utilisés comprennent le SVM (Support Vector Machine) et le LDA (Linear Discriminant Analysis), mais d'autres approches sont également rapportées. Les différentes équipes n'utilisent pas les mêmes capteurs, mais on retrouve couramment une ou deux centrales inertielles (IMU), des capteurs de positionnement angulaire des articulations et des capteurs d'effort et/ou de couple. Enfin, le nombre de situations détectées varie également. Certains auteurs cherchent seulement à différencier la marche d'activités statiques, alors que d'autres cherchent à reconnaître la marche à plat, en pente, et en escalier. En fonction des situations considérées, des algorithmes utilisés et des descripteurs exploités, la précision de ces classifications varie grandement. Cette précision atteint classiquement plus de 95% de cycles correctement classifiés dans ce type d'approche (Dauriac 2018; Voloshina & Collins 2019; Fluit et al. 2020).

Afin de réduire le délai entre l'entrée dans une nouvelle situation et la reconnaissance de celle-ci, plusieurs auteurs cherchent à utiliser des descripteurs supplémentaires afin d'anticiper la situation. Dans ce contexte, l'utilisation d'électromyographie de surface (Surface Electromyography, SEMG) a été proposée. En effet, lors de la marche dans différentes situations, la personne amputée va modifier son pattern de marche, et donc présenter des modifications au niveau des activations musculaires du membre résiduel. Les mesures SEMG sont cependant difficiles à mettre en place dans le cadre du contrôle de prothèse de membre inférieur (contact avec le membre résiduel, en particulier lorsqu'il est en charge) et entachées d'erreurs (dérive temporelle, artefacts dus aux mouvements, cross-talk, effet de la transpiration). Certains algorithmes de Machine Learning ont la capacité à s'adapter à ces biais de mesures, permettant une exploitation plus fiable de ces capteurs (Tkach & Hargrove 2013; Spanias et al. 2018; Simao et al. 2019).

D'autres auteurs ont proposé l'utilisation de capteurs de distance (caméra de profondeurs, télémètre lasers, capteurs ultrason) afin d'obtenir une mesure du terrain présent devant la personne amputée (Liu et al. 2016; Diaz et al. 2018; Sahoo et al. 2020). Ces approches permettent de déterminer l'aspect du terrain devant la personne, et donc d'anticiper les situations de marches, mais requièrent que le champ de vision du capteur soit dégagé. Ce capteur ne peut donc pas être embarqué sur une prothèse (le pantalon obturerait le champ de vision du capteur) et devrait donc être porté par la personne amputée en plus de la prothèse, ce qui représente une contrainte pour l'utilisation en pratique.

Ces approches basées sur du Machine Learning sont soumises à plusieurs limites importantes empêchant une véritable utilisation pratique pour le contrôle de prothèses de membre inférieur.

D'abord, ces algorithmes sont entraînés et testés sur des jeux de données « propres » (i.e. sur des cycles de marche bien définis, et correspondant aux situations que l'on veut identifier). La réaction du modèle résultant placé dans une séquence de vie réelle (avec des cycles de marche en transition, en situations non prévues, mal détectées...) est donc difficile à prévoir. En effet, les algorithmes de Machine Learning les plus performants construisent des modèles souvent difficiles voire impossibles à interpréter. Il en découle qu'aucune de ces approches n'a jamais été testée hors d'un laboratoire de marche (Fluit et al. 2020).

Ces algorithmes sont également limités par le peu de données généralement utilisées pour les entraîner. En effet, la plupart des approches développées dans la littérature nécessitent d'entraîner l'algorithme de reconnaissance pour chaque personne, ces algorithmes sont donc généralement optimisés sur les données issues d'une unique session de marche. Des auteurs ont proposé des approches évolutives, capables d'adapter leur comportement à la personne, pour réduire cette limite e.g. (Spanias et al. 2018), ainsi que des approches indépendantes du participant e.g. (Young & Hargrove 2016).

Ensuite, le Machine Learning permet de classer un cycle de marche dans un nombre fini de classes, ce qui n'est pas forcément représentatif de la marche. Par exemple, la classe « marche en descente de pente » regroupe des réalités très différentes (comme présenté au 0), nécessitant des contrôles différents. De plus, la séparation entre la marche en pente et la marche à plat requiert une séparation arbitraire (qui n'est pas forcément maîtrisée dans le cadre du Machine Learning).

Enfin, bien que certains algorithmes présentés dans la littérature permettent de reconnaître la bonne situation de marche dans plus de 99% des cas, une personne amputée faisant généralement plusieurs milliers de pas par jour, ces algorithmes risquent tout de même de conduire à un comportement inapproprié de la prothèse voire à une chute plusieurs fois par jour.

#### Reconnaissance de situations de marche : approches biomécaniques

Cette dernière limite pousse les fabricants de prothèse à préférer des approches plus simples, basées sur des signatures de reconnaissance issue de modèle de comportement biomécanique. Un bon exemple est la dernière version du Power Knee™, capable de détecter différentes situations comprenant la marche à plat, en montée et en descente, de pentes et d'escaliers. Cette détection est basée, d'après les brevets liés à cette prothèse, sur : les angles des segments fémoral et tibial de la prothèse, la trajectoire d'un point de la prothèse et/ou la trajectoire du centre de masse de la personne. Le processus de décision n'est pas décrit dans les détails mais le brevet sous-entend des approches simples et compréhensibles (utilisation de seuils, de machine d'état, ou de logique floue). Afin de protéger l'utilisateur contre de mauvaises identifications de situations de marche, cette reconnaissance de situation est de plus complétée par un ensemble de règles permettant d'éviter certaines transitions jugées dangereuses, ainsi que par une modification progressive des paramètres du contrôle en impédance (Langlois 2008; Langlois et al. 2018).

Quelques autres approches basées sur des règles simples ont été proposées dans la littérature. Stolyarov *et al.* ont ainsi développé une méthode permettant la reconnaissance de la marche en escalier à partir de deux seuils sur les positions verticale et antéropostérieure de la cheville, obtenue à partir de l'intégration des données de l'accéléromètre d'une centrale inertielle (Stolyarov et al. 2021). Une approche très similaire est également décrite dans des brevets liés à la cheville motorisée BioM (Herr et al. 2013; Herr et al. 2017).

L'équipe du projet Cyberleg a également utilisé une approche basée sur des règles de transitions exploitant une combinaison de seuils appliqués à des mesures directes de capteurs. Cette approche a permis de différencier la marche à plat, en escalier et plusieurs transitions et positions statiques, mais nécessite des

capteurs répartis sur l'ensemble du corps, ce qui limite l'utilisation de leur algorithme (Parri et al. 2017). Des travaux récents ont cependant permis la réduction du nombre de capteurs nécessaires (Logar et al. 2019).

Plusieurs chevilles à microcontrôleur proposent une certaine adaptation. Ainsi le Proprio Foot™ (Ossur™) est capable de détecter plusieurs situations de marche telles que les pentes et les escaliers (Ko et al. 2014; Thomas-Pohl et al. 2019). Lors de la marche en pente, cette prothèse mesure les angles du tibia et de la cheville au moment où le pied est à plat sur le sol. Ces deux mesures permettent de calculer l'angle du pied, au moment où celui-ci est à plat sur le sol. Cet angle est alors supposé égale à l'inclinaison de la pente (Clausen et al. 2009). Cette mesure de l'inclinaison est ensuite envoyée au contrôle de niveau intermédiaire qui la prend en compte pour adapter le comportement de la prothèse. Cette prothèse semble également permettre une adaptation de sa position neutre lors de la marche en escalier (dorsiflexion de magnitude constante réglée par l'orthoprothésiste) (Alimusaj et al. 2009). Cette adaptation est gérée par un contrôle dédié (i.e. une machine d'état dédié), et le passage en mode escalier semble basé sur une mesure de la similitude entre les données des capteurs du cycle de marche actuel et des courbes typiques de la marche en escalier. Cette prothèse utilise également un « facteur de sécurité » (i.e. mesure de la confiance dans la classification) permettant de sécuriser les transitions vers un nouveau mode de marche (Ragnarsdottir 2005).

Une autre prothèse de cheville permettant des adaptations aux différentes situations est le Meridium™ (Ottobock™) (Thomas-Pohl et al. 2019). Cette prothèse estime l'inclinaison du sol grâce à une mesure de l'angle absolu du pied (par rapport à la verticale) issu d'une centrale inertielle lorsque le moment de cheville est nul. En effet, lorsque ce moment est nul pendant la phase d'appui, cela signifie que le pied prothétique est à plat sur le sol, son orientation est donc directement proportionnelle à la pente. Comme pour le proprio foot, cette mesure est ensuite envoyée au contrôle de niveau moyen pour adapter le comportement de la prothèse. Le brevet propose également l'utilisation de la longueur du pas et de l'élévation du pied pour détecter la marche en escalier, mais ne rapporte pas la stratégie d'adaptation pour cette situation (Mosler et al. 2014).

L'Elan foot™ (Blatchford™) semble également capable de reconnaître la marche en escaliers à partir de l'obtention par intégration des données d'un accéléromètre, de la longueur du pas et l'élévation du pied entre deux phases d'appui successives (Moser et al. 2008).

Parmi les genoux à microcontrôleur le système genou-cheville Linx™(Blatchford™) semble capable de différencier la marche à plat, en montée et descente, de pentes et d'escaliers d'après (Zahedi et al. 2019). La différenciation entre la marche à plat et en pente est faite à partir de l'accéléromètre placé sur le pied et de l'angle de la cheville, mais le processus exact n'est pas décrit mais on peut supposer qu'il est identique à celui de la cheville Elan™ seule. La reconnaissance des escaliers est basée sur la longueur du pas et l'élévation du pied. Les conditions utilisées pour les transitions entre phase d'appui et phase oscillante ne sont pas rapportées. De plus, chacun de ces modes possède des sous-modes permettant une adaptation plus fine, en particulier pour la vitesse de marche et pour les pentes d'inclinaison très importante.

Le Genium™ (Ottobock™) permet, de retrouver le comportement quasiment libre pendant la phase oscillante d'une descente de pente (Bell et al. 2016; Kampas et al. 2017). La transition vers ce comportement libre semble basée au moins en partie sur le passage d'un seuil d'effort antéro-postérieur (interprétations des figures dans (Kampas et al. 2017)). La brochure de la prothèse parle cependant d'une transition basée sur 6 paramètres différents, l'effort antéro-postérieur n'est donc probablement pas la seule grandeur intervenant (Ottobock 2014).

Les signatures utilisées dans ces approches pour différencier les situations sont donc des grandeurs physiques telles que des angles ou des trajectoires. Ces grandeurs sont obtenues soit directement à partir des capteurs soit par l'intermédiaire de modèles de comportement biomécaniques. Cette approche est donc plus facilement interprétable et permet d'anticiper le comportement de la prothèse.

### Contrôle volontaire

Plutôt que de chercher à reconnaître la situation de marche, certaines prothèses nécessitent des actions volontaires de leur utilisateur afin de changer de mode de fonctionnement (i.e. l'état de la machine d'état). Ainsi certains genoux à microcontrôleur proposent des modes spécifiques accessibles grâce à la réalisation d'actions spécifiques de la personne amputée.

Par exemple, le Genium™ (OttoBock™) et le Rheo knee XC™ (Ossur™) permettent de monter des escaliers en pas alternés. Ces genoux sont cependant des systèmes passifs, leur utilisation nécessite donc un mouvement spécifique (extension de hanche puis flexion rapide) afin d'activer ce mode de marche ainsi que de permettre la flexion du genou grâce aux effets inertiels. Une fois le genou fléchi, la personne amputée peut venir positionner le pied prothétique sur la marche puis utiliser une extension de la hanche résiduel pour créer un moment d'extension au genou prothétique afin d'élever son centre de masse (Pusch et al. 2018). Ces stratégies nécessitent une capacité musculaire importante à la hanche résiduelle afin de fournir la puissance nécessaire pour initier la flexion de genou ainsi que pour élever le centre de masse de la personne.

L'électromyographie de surface (SEMG) peut également être utilisée pour développer des contrôles volontaires. Ainsi les premières approches utilisant ce type de capteur ont permis de faire passer un genou dans un état où la flexion du genou prothétique est verrouillée afin de permettre la montée d'escalier en pas alternés (Horn 1972; Dyck et al. 1975; Saxena & Mukhopadhyay 1977).

Ces stratégies sont intéressantes car elles affranchissent le contrôle de la nécessité de détection des différentes situations de marche. En pratique cependant leurs utilisations dépendent de l'action nécessaire à leur activation, en effet si ces actions demandent une attention trop importante de la part de la personne amputée ou si elles ne paraissent pas naturelles (e.g. appui bouton) leur utilisation pratique risque d'être réduite.

### Le contrôle continu (variable de phase)

Afin d'éviter les discontinuités lors des transitions entre les états des states machines, certains auteurs ont proposé d'adapter le contrôle en continu en fonction d'une variable représentant la proportion du cycle de marche parcourue (i.e. le pourcentage du cycle de marche). Ces variables, appelées variables de phase, sont souvent basées sur le mouvement du membre résiduel, ce qui permet une adaptation à la vitesse de marche intrinsèque (Holgate et al. 2009; Quintero et al. 2016; Quintero et al. 2018; Rezazadeh et al. 2019).

Ce type d'approche, en la combinant avec une machine d'état, peut également n'être utilisé que pendant une portion du cycle de marche afin d'affiner le contrôle de ces parties du cycle de marche. Par exemple Lenzi et al. ont proposé l'utilisation d'une machine d'état séparant les phases d'appui et oscillante. Le contrôle de la phase oscillante était alors dépendant d'une variable de phase calculée à partir de la durée de la phase d'appui précédente (T. Lenzi et al. 2014).

### 1.2.3.b. Le contrôle de niveau intermédiaire

Les contrôles de niveau haut sont complétés par des contrôles de niveau intermédiaire qui définissent les consignes à envoyer aux différents actionneurs en fonction des mesures des capteurs ainsi que de l'état du contrôle de haut niveau.

### Contrôle par impédance

La stratégie la plus utilisée pour le contrôle des prothèses actives est le « contrôle par impédance ». L'impédance (en mécanique) est le terme générique pour décrire les grandeurs liants (dans le cadre des prothèses) l'angle et ses dérivées temporelles au couple articulaire (Hogan 1985). Ainsi, cette stratégie de contrôle a pour but de déterminer la consigne en couple à l'articulation en fonction de sa position et de sa vitesse et de l'état déterminé par le contrôle haut niveau. En pratique, l'objectif en couple pendant un cycle

de marche peut être obtenu par une série d'impédances pour chaque phase du cycle de marche. Ces impédances peuvent être représentées par des modèles mécaniques. L'équation (1) est un exemple typique d'un tel modèle pris dans (Lawson et al. 2014):

$$\tau = k(\theta - \theta_{eq}) + b\dot{\theta} \quad (1)$$

Dans cette équation le couple devant être appliqué à l'articulation prothétique  $\tau$  est calculé en fonction de l'angle de cette articulation  $\theta$  et de la vitesse angulaire  $\dot{\theta}$  à partir d'un modèle mécanique comprenant un ressort de torsion de rigidité  $k$  et de longueur libre  $\theta_{eq}$  et un amortisseur de constante  $b$ . Le comportement de la prothèse est donc dépendant des paramètres du modèle mécanique. La longueur libre du ressort permet de définir la position neutre de l'articulation. L'ajout d'amortisseurs dans ces modèles permet d'améliorer leur comportement et leur représentativité (Sup et al. 2007). Dans ce type de contrôle, le modèle mécanique utilisé et les valeurs des paramètres sont définis pour chaque phase de la marche identifiée par le contrôle de haut niveau.

L'apport de puissance se fait via la modification de la position neutre (i.e.  $\theta_{eq}$ ) de l'articulation. Par exemple, pour une cheville active, la position neutre de la cheville peut être définie en plantiflexion pendant la phase de propulsion, permettant ainsi un apport d'énergie à la cheville. Ce type de contrôle est non seulement connu pour être plus confortable pour l'utilisateur, mais l'utilisation d'un modèle mécanique passif permet aussi d'assurer la convergence de la prothèse vers une position d'équilibre dans chaque phase de la marche ce qui se traduit par un comportement fiable et prévisible de la prothèse. Ce type de contrôleur est le plus utilisé dans la littérature que ce soit sur les prothèses de chevilles (Au et al. 2007; Au et al. 2009), de genou (Fite et al. 2007; Langlois 2008; Langlois et al. 2018), ou pour les systèmes genou-cheville (Sup et al. 2007; Sup et al. 2009; Lawson et al. 2014; Azocar et al. 2020).

Une limite de cette approche est le nombre de paramètres à régler pouvant devenir très important, en particulier lors de l'utilisation de machines d'états imposantes, de prothèses possédant plusieurs articulations, ou lors de l'utilisation dans plusieurs situations de marches différentes nécessitant chacune un set de paramètres différent. Par exemple dans (Lawson et al. 2014), la prothèse de genou-cheville de l'université Vanderbilt utilise un contrôle par impédance classique dépendant de 3 paramètres pour chaque articulation en combinaison avec une machine d'état comprenant 3 phases. Au total il faudra donc régler 18 paramètres afin de permettre la marche à plat, et recommencer la procédure pour chaque situation que la prothèse est capable de détecter (ici : montée et descente d'escaliers). Plusieurs auteurs ont proposé des modèles et des méthodes d'optimisation permettant de réduire le temps de réglage de ces paramètres (Aghasadeghi et al. 2013; Thatte et al. 2018).

Plutôt que d'utiliser un modèle mécanique, Lenzi et Hargrove proposent d'enregistrer sur la prothèse les courbes liant l'angle au moment articulaire chez les sujets sains pour deux vitesses (0.5m/s et 1.75m/s). Ces courbes permettent de définir une valeur de consigne en moment à chaque instant à partir de la mesure de l'angle articulaire et d'une variable de phase. Ces deux valeurs sont ensuite interpolées afin d'obtenir une unique valeur de moment correspondant à la vitesse de marche de la personne. Cette approche, plus biomimétique, réduit le nombre de paramètre devant être réglé, mais nécessite l'utilisation d'une variable de phase (Tommaso Lenzi et al. 2014).

#### Suivi de consignes pré-établies

Une autre approche, permettant de réduire le temps de réglage de ces paramètres, est de prédéfinir la courbe de consigne qui devra être suivie par la prothèse. Ce type de contrôleur est généralement utilisé en combinaison avec une variable de phase afin d'exprimer une consigne unique pour toutes les vitesses de marche.

Cette consigne peut être issue d'essais sur sujets sains, l'idée étant que la prothèse doit restituer le moment qu'aurait un membre asymptomatique. Ainsi la cheville prothétique SPARKy est contrôlée à partir de courbes de moment à la cheville typiques de sujets asymptomatiques (Hitt et al. 2007; Hitt et al. 2010).

Certains auteurs préfèrent planifier la consigne en temps réel via une optimisation minimisant une grandeur. Cette stratégie, inspirée des avancées en robotique, permet d'adapter la trajectoire aux perturbations pouvant survenir pendant la phase oscillante. Ainsi, Lenzi et al. calculent en temps réel la trajectoire que le pied prothétique doit suivre en minimisant le jerk entre la position actuelle et celle planifiée à la fin de la phase oscillante (T. Lenzi et al. 2014).

Une autre approche est de définir des objectifs de trajectoire constante pour chaque état d'une machine d'état. C'est alors la méthode de suivi de cet objectif de trajectoire (i.e. le contrôle de bas niveau) qui définit l'aspect des angles articulaires au cours du temps. Cette approche a, par exemple, été utilisée dans le projet CYBERLEG pour gérer la phase oscillante d'un système genou-cheville (Parri et al. 2017).

Enfin, d'autres auteurs préfèrent conserver un contrôle en impédance pendant la phase d'appui afin de tirer parti de sa bonne capacité à gérer le contact avec la personne amputée, tout en utilisant une trajectoire prédéfinie pendant la phase oscillante. Lawson et al. utilisent par exemple cette approche dans (Lawson et al. 2014).

### Contrôle miroir

Une autre façon de définir cette courbe consigne de déplacement est le « contrôle miroir ». Le principe de cette approche est de capturer le mouvement du membre controlatéral et de le reproduire avec un déphasage sur le membre prothétique. Cette stratégie a en particulier été utilisée sur la première version du Power knee™, où le genou controlatéral était équipé d'un goniomètre permettant d'enregistrer son mouvement. Ce mouvement était ensuite reproduit sur la jambe prothétique. La synchronisation entre la prothèse et le membre controlatéral était assuré par un contrôle de niveau haut basé sur une machine d'état (Grimes 1979; Grimes & Flowers 1982). Cette approche présentait l'avantage d'être valable dans toutes les situations de marche, à condition toutefois de toujours commencer une nouvelle situation par la jambe controlatérale. Elle nécessitait cependant d'instrumenter la jambe controlatérale ce qui, en utilisation courante, peut s'avérer contraignant. De plus la gestion du déphasage entre le mouvement enregistré sur la jambe controlatérale et le mouvement reproduit sur la jambe prothétique est difficile à mettre en œuvre (Sup et al. 2007).

### Utilisation de l'électromyographie

Afin de permettre aux personnes amputées de contrôler leur prothèse, plusieurs équipes ont proposé d'exploiter les contractions musculaires dans le membre résiduel à l'aide d'électromyographie de surface (SEMG).

Hoover et al. ont proposé d'utiliser des SEMG pour adapter les paramètres d'un contrôle en impédance (i.e. la longueur libre et la rigidité du ressort virtuel) d'un genou prothétique en fonction de l'activation musculaire des muscles du membre résiduel. Des personnes amputées ont avec cette approche, été capable de contrôler le comportement de leur prothèse, permettant ainsi la marche à plat et en escalier (Hoover et al. 2012; Dawley et al. 2013; Hoover et al. 2013).

D'une façon similaire, Ha et al. ont proposé d'utiliser des SEMG pour adapter la position neutre de l'articulation dans le cadre d'un contrôle en impédance afin de permettre des mouvements volontaires de genou lorsque celui-ci n'est pas en charge (Ha et al. 2010).

Pour l'articulation de cheville, Kannape et Herr ont proposé d'utiliser des SEMG afin d'adapter le niveau d'assistance d'une prothèse de cheville active proportionnellement au niveau d'activation du gastrocnémien du membre résiduel. Cette stratégie a été testée sur un unique sujet amputé transtibial bilatéral marchant à

plat et en escalier. Elle a permis l'inhibition de l'assistance lors de la descente d'escalier et une modification de son timing lors de la montée d'escalier (Wang et al. 2013; Kannape & Herr 2014). Plus récemment, Huang et al. ont proposé un contrôleur pour une prototype de cheville fournissant un couple de plantiflexion proportionnel au niveau d'activité du gastrocnémien résiduel (Huang et al. 2014; S. Huang et al. 2016).

Ces approches, dont le contrôle est directement lié aux mesures SEMG, sont cependant sensibles aux erreurs de mesure d'activité musculaire (artefacts dus aux mouvements relatifs entre les électrodes et les muscles, contact avec le membre résiduel, en particulier lorsqu'il est en charge, cross-talk, dérive temporelle, effet de la transpiration).

#### Adaptation du contrôle intermédiaire

En robotique une approche très performante pour permettre à des robots bipèdes de marcher sur des surfaces non planes est de considérer les modifications de terrain comme des perturbations. L'adaptation aux différentes situations revient alors à développer un contrôle suffisamment robuste pour s'accommoder de ces perturbations (Kimura et al. 2006).

Dans cette optique, les travaux de Raibert et Geyer ont émis l'hypothèse que le contrôle des muscles des jambes pendant la marche était principalement issu des réflexes locaux. Cette hypothèse leur a permis de développer un modèle neuromusculaire incorporant des chaînes de réflexe. Ce modèle a permis de faire marcher un avatar sans modélisation du contrôle central et avec une très importante robustesse par rapport aux brusques changements de terrains et aux surfaces de marche (Figure 19) (Geyer et al. 2003; Geyer & Herr 2010; Song & Geyer 2015). Cette capacité d'adaptation peut s'expliquer par le fait que plusieurs des voies d'activation des muscles de ce modèle sont dépendantes de l'effort exercé par le muscle, et donc indirectement de l'effort de réaction du sol qui est lui-même dépendant de la hauteur de chute.

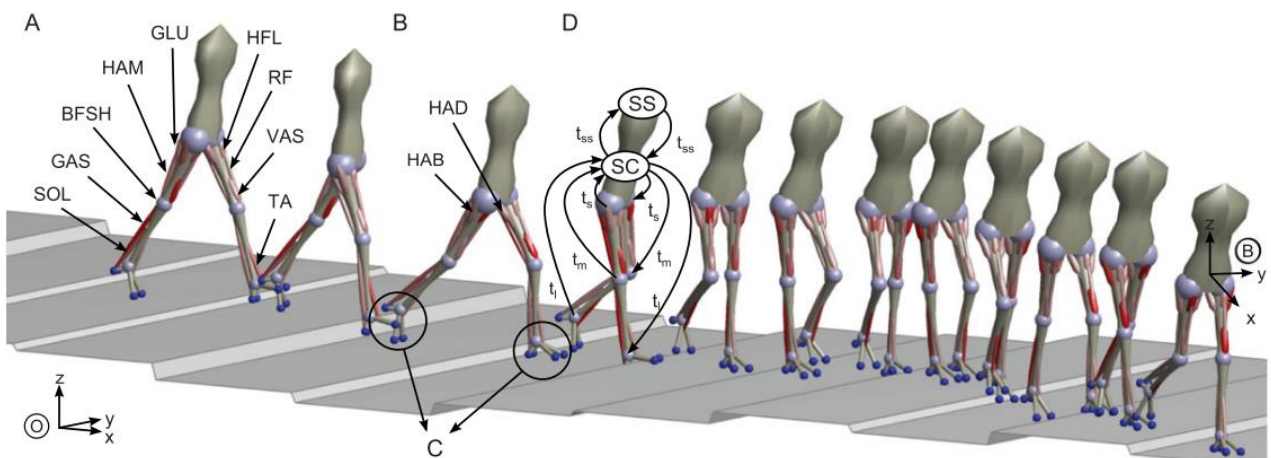


Figure 19 : modèle neuromusculaire présenté dans Song & Geyer 2015. Ce modèle permet de reproduire la marche bipède sur un terrain inégal à partir de la modélisation du comportement local des muscles.

Eilenberg et al. ont proposé d'utiliser ces résultats en développant une stratégie de contrôle pour une cheville active (BioM™) répliquant le comportement de la cheville de ce modèle neuromusculaire. Le modèle de reflexe musculaire permet, à partir de la mesure de l'angle et de la vitesse angulaire de la cheville, de calculer la consigne de couple à la cheville. Cette prothèse a permis une adaptation du comportement de la cheville dans les pentes, avec en particulier une augmentation de l'énergie fournie par la prothèse en montée de pente et une inhibition de cet apport d'énergie en descente de pente (Eilenberg et al. 2010; Markowitz et al. 2011). Enfin, une équipe a récemment proposé, toujours avec cette prothèse, une approche similaire utilisant un modèle musculaire modifié permettant une meilleure reproduction du comportement non-linéaire des muscles (Tahir et al. 2018).



Thatte et al. ont développé un contrôleur basé sur ce principe pour un système genou-cheville actif. Cette stratégie a permis de réduire les risques de chute par rapport à un contrôle par impédance lors de la marche perturbée au début de la phase oscillante par un effort appliqué sur le pied prothétique (Thatte & Geyer 2014; Geyer et al. 2017; Thatte 2019).

Ce type de contrôle, basé sur des modèles neuromusculaires, semble prometteur, mais il n'a à notre connaissance au mieux été testé que sur des cas d'études, leur comportement sur une population plus large reste donc à évaluer.

Une autre stratégie, classique en robotique, et permettant un contrôle très robuste, est le « template based control ». Le principe de ce type de contrôle est de simplifier au maximum le modèle du système. Ce modèle simplifié (« Template ») est ensuite utilisé pour planifier le comportement global du système et en déduire les paramètres de contrôle de chaque actionneur. Cette approche peut être vue comme un contrôle de l'impédance du système global : plutôt que de définir un modèle de comportement de chaque articulation, on définit un modèle de comportement du système global. Ce type d'approche est particulièrement adapté à la marche car 1/ le mouvement du centre de masse pendant la marche peut être raisonnablement modélisé par un pendule inversé élastique (Lim & Park 2018; Antoniak et al. 2019) et 2/ pendant la phase d'appui le système est sous activé. En effet, dans le cadre du contrôle de prothèse pour personne amputée transfémorale, on a généralement des actionneurs à la cheville et au genou, le mouvement du pied sur le sol ne peut donc pas être contrôlé directement. Il y a donc plus de degré de liberté que d'actionneurs ce qui rend le problème plus complexe à résoudre (infinité de solutions)

Par exemple, un modèle biomécanique robuste pour définir le comportement du centre de masse pendant la marche est le pendule inversé élastique. Ce modèle est utilisé dans (Meng et al. 2019) afin de définir l'objectif de position pour le centre de masse d'un robot bipède pendant la marche. Le contrôle du robot consiste alors à définir les couples à appliquer à chaque articulation pour que le centre de masse du robot reproduise le mouvement du centre de masse du modèle. Cette approche a permis une adaptation du contrôle lors de la marche sur sol inégal.

L'utilisation d'un Template peut également permettre de prédire l'effet du contrôle sur le système global, et donc d'optimiser le contrôle mis en place. C'est le principe du « model predictive control » (Herdt 2012). Ce type d'approche est très intéressant dans le cadre du contrôle d'une prothèse passive ou l'énergie dissipée ne peut plus être restituée. Ainsi, Ekkachai et Nilkhamhang ont proposé d'optimiser la commande d'un genou prothétique à microcontrôleur pour se rapprocher du mouvement observé chez les sujets sains (Ekkachai & Nilkhamhang 2016).

Une approche de philosophie similaire aux deux précédentes a également été présentée par Naseri et al. Les auteurs proposent d'exploiter une mesure de l'effort de réaction au sol pour adapter le contrôle en impédance d'une prothèse de cheville active. Les simulations présentées dans cette étude montrent une adaptation du contrôle à la vitesse de marche. Seuls des essais sur un unique sujet sain marchant sur sol plat ont cependant été rapportés, il n'est donc pas clair si ce contrôle permet l'adaptation de la cheville (Naseri et al. 2020)

Enfin une approche originale mêlant contrôle volontaire et adaptation intrinsèque a été proposée par Mendez et al. Les auteurs proposent un contrôle de la phase oscillante pour une prothèse active où l'amplitude de flexion du genou prothétique (et donc la distance pied-sol) dépend de l'angle du membre résiduel avec la verticale, de son intégrale et de la durée de la phase d'appui précédente. Cette stratégie permet à la personne amputée de contrôler sa prothèse en phase oscillante par l'action de son membre résiduel pendant la phase d'appui précédente. Cette approche utilise donc des modifications du pattern de marche de la personne pour contrôler le comportement du genou en phase oscillante. Ces modifications du pattern de marche sont en partie naturelles chez le sujet amputé, mais peuvent également être exagérées volontairement. Il s'agit donc

à la fois d'une adaptation du contrôle intrinsèque et d'un contrôle volontaire de la personne amputée. Cette approche a permis à des personnes amputées de franchir des obstacles importants de façon très fluide (Mendez et al. 2020).

#### Contrôle des prothèses à microcontrôleur

Sur les prothèses à microcontrôleur, le contrôle de la prothèse est souvent limité et consiste en la gestion des paramètres mécaniques du système prothétique. En ce sens, ce type de contrôle s'apparente à un contrôle en impédance. En effet un contrôle en impédance typique dépend de paramètres d'un modèle mécanique tel que la longueur libre  $\theta_{eq}$  et la raideur  $k$  d'un ressort ou l'amortissement  $b$  (équation (1)). Dans le cadre du contrôle d'une prothèse passive, le comportement de l'articulation peut être modélisé par la même équation, dans lequel les paramètres sont dépendants du design et du contrôle de la prothèse. Il est alors possible d'agir sur ces paramètres en modifiant les caractéristiques mécaniques du système. Ainsi l'amortissement peut facilement être modifié, par exemple dans le cas d'une prothèse possédant un circuit hydraulique il est possible d'utiliser une vanne motorisée pour modifier son comportement, c'est par exemple le cas sur le genou prothétique C-Leg (Figure 20.A) (Bellmann et al. 2019). L'adaptation de la longueur libre du ressort est également possible, ainsi plusieurs prothèses de cheville permettent d'adapter leur position neutre, par exemple sur le Proprio Foot™, grâce à l'utilisation d'un système vis-écrou(Figure 20.B) (Ragnarsdottir 2005). Enfin, bien que ce soit plus difficile, des équipes ont récemment proposé de modifier la raideur d'un pied prothétique grâce à l'utilisation d'une poutre en flexion de longueur variable jouant le rôle d'un ressort (Figure 20.C) (Shepherd & Rouse 2017).

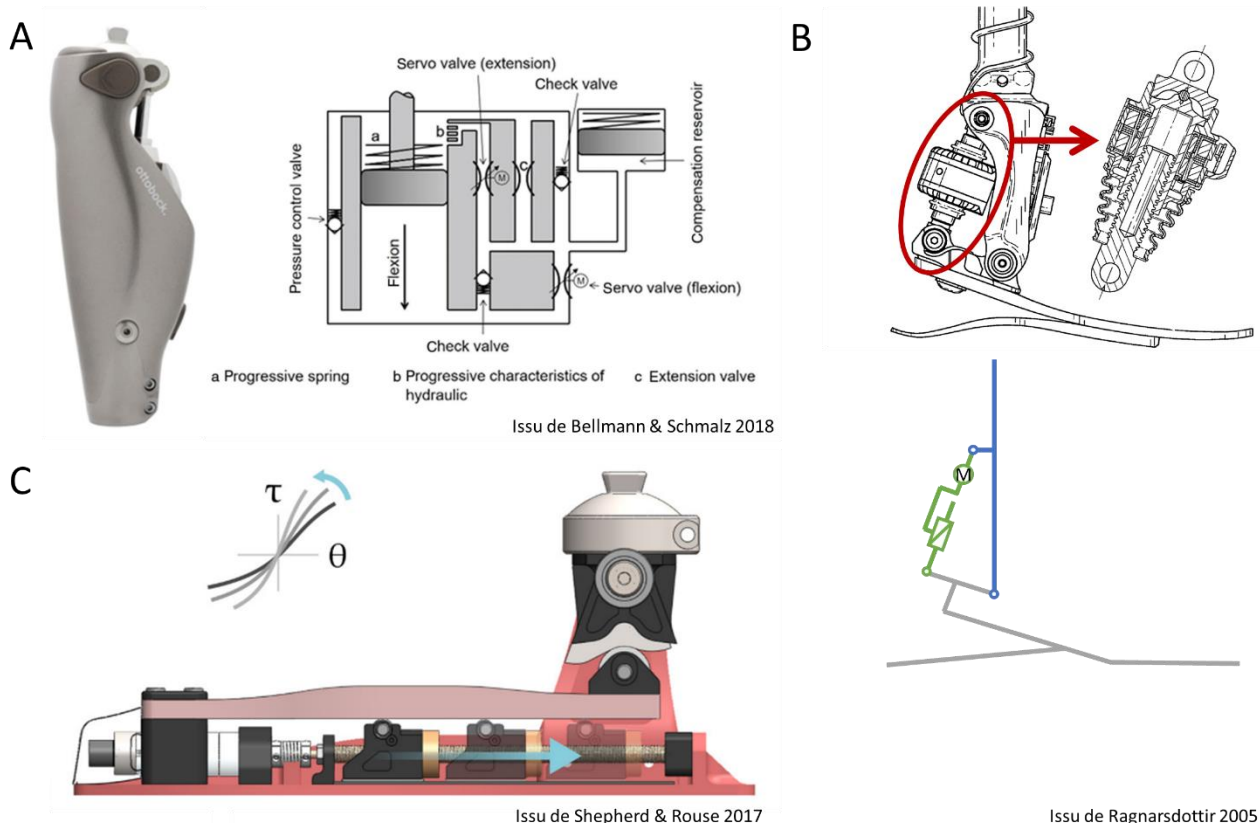


Figure 20 : exemple de prothèse capable de faire varier leurs paramètres mécaniques. A : le C-leg peut faire varier l'amortissement du genou en flexion et en extension grâce à deux électrovannes dans son circuit hydraulique. B : le Proprio Foot est capable de modifier la position neutre de l'articulation grâce à un système vis écrou. C Shepherd et Rouse ont proposé un concept de pied-cheville prothétique capable d'adapter la rigidité du pied grâce à la maîtrise du point d'appui d'une lame en flexion.

Nous présentons dans la suite comment ces modifications des paramètres de la prothèse sont mises en œuvre sur les différents systèmes afin d'adapter leur comportement aux différentes situations de marches. Ce type

de dispositif est principalement constitué de dispositifs commerciaux, leurs contrôles et leurs adaptations aux différentes situations sont donc peu décrits dans la littérature. La plupart des informations de ce paragraphe proviennent donc des différents brevets, de l'expérience pratique des auteurs, et de documents constructeurs.

#### Adaptation des pied-chevilles à microcontrôleur

Comme nous l'avons vu dans la partie 1.2.3.a, plusieurs chevilles à microprocesseur sont capables d'estimer l'inclinaison du sol. Cette mesure peut permettre une adaptation du comportement de la cheville.

Ainsi le Proprio Foot™ (Ossur™) utilise une mesure de pente pour adapter la position neutre de la cheville. Lors d'une montée (descente) de pente, la prothèse modifie alors sa position neutre vers la dorsiflexion (plantiflexion) par pas de 2.5°, avec un maximum de 5°. L'adaptation de la cheville ayant lieu en phase oscillante et la mesure de la pente se faisant pendant la phase d'appui, cette adaptation nécessitera au moins un pas de transition. On peut remarquer que cette adaptation est une modification du contrôle de la marche à plat, et non un passage vers un contrôle dédié à la pente (Clausen et al. 2009).

Le Meridium™ (Ottobock™) est également capable de mesurer l'inclinaison du sol, Cette mesure est ensuite utilisée pour modifier la butée bloquant le mouvement de dorsiflexion à la fin de la phase d'appui, mais le processus exact n'est pas décrit.

Une autre approche a été utilisée dans la cheville Elan foot™ (Blatchford™) afin de permettre une adaptation de la résistance hydraulique de la cheville lors de la marche en pente. D'après le brevet lié à ce pied, la prothèse modifie sa résistance en plantiflexion d'après la durée de mise à plat du pied prothétique (i.e. la durée entre l'appui talon et la mise à plat du pied). Lorsque cette durée est supérieure (inférieure) à une valeur nominale, la résistance à la plantiflexion est diminuée (augmenter) de façon à conserver une durée de mise à plat du pied constante. L'hypothèse derrière cette adaptation est que lors d'une descente (montée) de pente, la mise à plat du pied nécessitera plus (moins) d'amplitude de mouvement du pied, et prendra donc plus (moins) de temps. Le fait de conserver une durée de mise à plat constante permet donc une adaptation de la cheville lors de la marche en pente. Le brevet évoque de plus une modification de la butée de dorsiflexion lors des montées de pentes et des descentes d'escaliers, mais celle-ci n'est pas décrite (Moser et al. 2008).

Afin d'éviter les pas de transitions, une équipe de recherche a proposé un concept de cheville prothétique dont la position neutre de la lame carbone s'adapte au terrain sans détection de celui-ci grâce à un système mécanique passif. Cette prothèse permet un mouvement presque libre de la cheville lorsque celle-ci est déchargée, permettant la mise à plat du pied dans toutes les situations de marche, sans besoin de détection. Lorsque la personne amputée charge la prothèse, celle-ci se verrouille, permettant ainsi un appui sécurisé (Nickel et al. 2014).

D'autres équipes ont développé des pieds prothétiques capables d'adapter leur raideur. Ce type d'approche pourrait permettre une plus grande adaptation, en particulier en pentes et en escaliers, mais reste pour l'instant à l'état de prototype. Shepherd & Rouse ont ainsi présenté un pied prothétique reproduisant le comportement non-linéaire de la rigidité de la cheville anatomique, et capable d'adapter cette rigidité. Cette prothèse est pour l'instant en développement, et l'algorithme de gestion n'est pas décrit (Shepherd & Rouse 2017).

Glanzer & Adamczyk ont également proposé un concept de pied prothétique capable d'adapter sa rigidité. Ils proposent d'utiliser des données de centrales inertielles pour reconnaître plusieurs situations, mais ne développent pas la stratégie de reconnaissance employée. Dans les essais présentés dans l'article, les rigidités sont modifiées manuellement (Glanzer & Adamczyk 2018).

### Adaptation des genoux à microcontrôleur

Les genoux à microcontrôleurs facilitent la descente de pente et d'escalier grâce à une dissipation d'énergie au genou pendant la phase d'appui. Cette dissipation permet une descente contrôlée sur la prothèse, cependant peu de prothèses sont capables d'adapter le contrôle de la phase d'appui aux différentes situations de marche.

Le Linx™ (Blatchford™) utilise la reconnaissance des différentes situations présentées dans le paragraphe I.2.3.a pour adopter un comportement différent lors de la marche à plat, dans une pente de faible inclinaison, dans une pente de forte inclinaison ou dans un escalier. Lors de la marche à plat, la résistance du genou passe d'une valeur élevée en phase d'appui à une valeur faible en phase oscillante. Lors des descentes d'escalier et de pentes de forte inclinaison, cette valeur reste élevée pendant tout le cycle prothétique. Lors de la marche en pente de faible inclinaison, cette prothèse possède une valeur de résistance à la flexion importante à l'entrée dans la phase d'appui, cette valeur diminue proportionnellement à la flexion du genou et au chargement du pied prothétique (i.e. moment de flexion dans le tibia) jusqu'à atteindre une valeur intermédiaire lors du passage en phase oscillante. Pendant la phase oscillante, cette résistance à la flexion continue à diminuer alors que le genou fléchi jusqu'à atteindre une valeur faible (Zahedi et al. 2019).

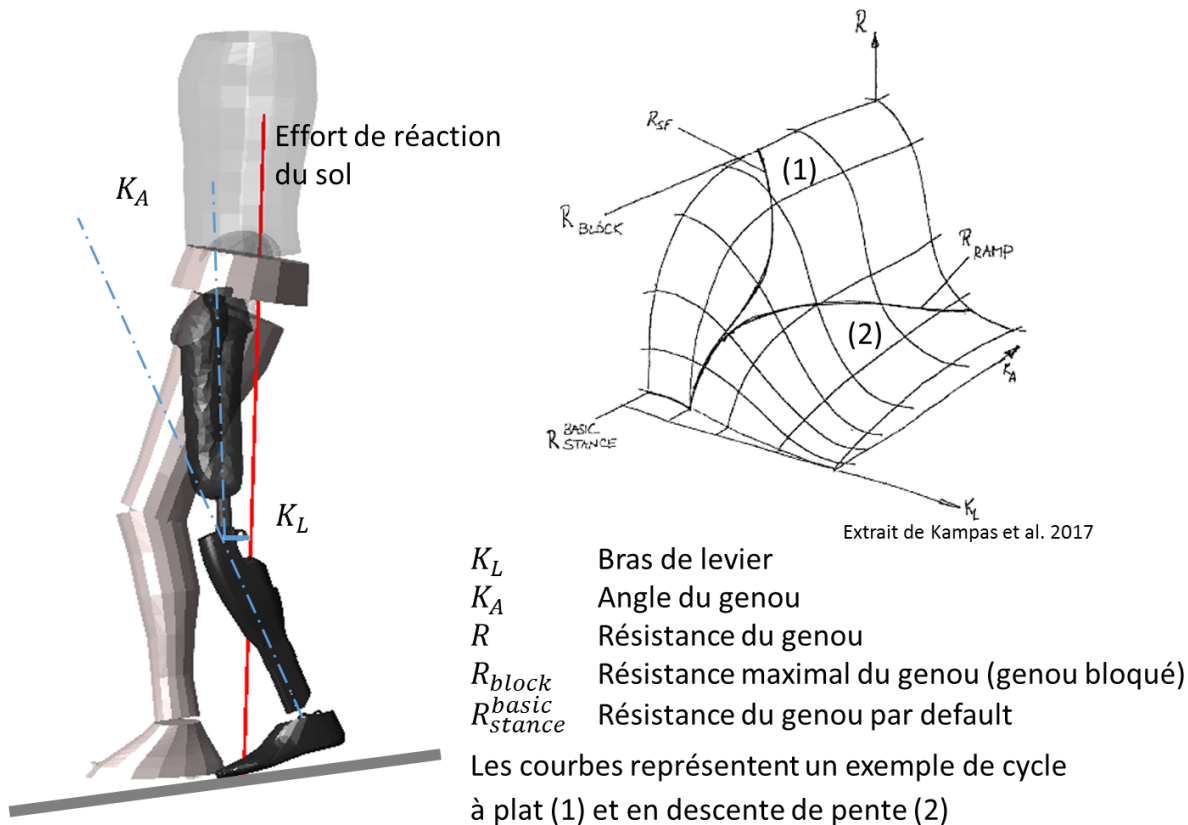
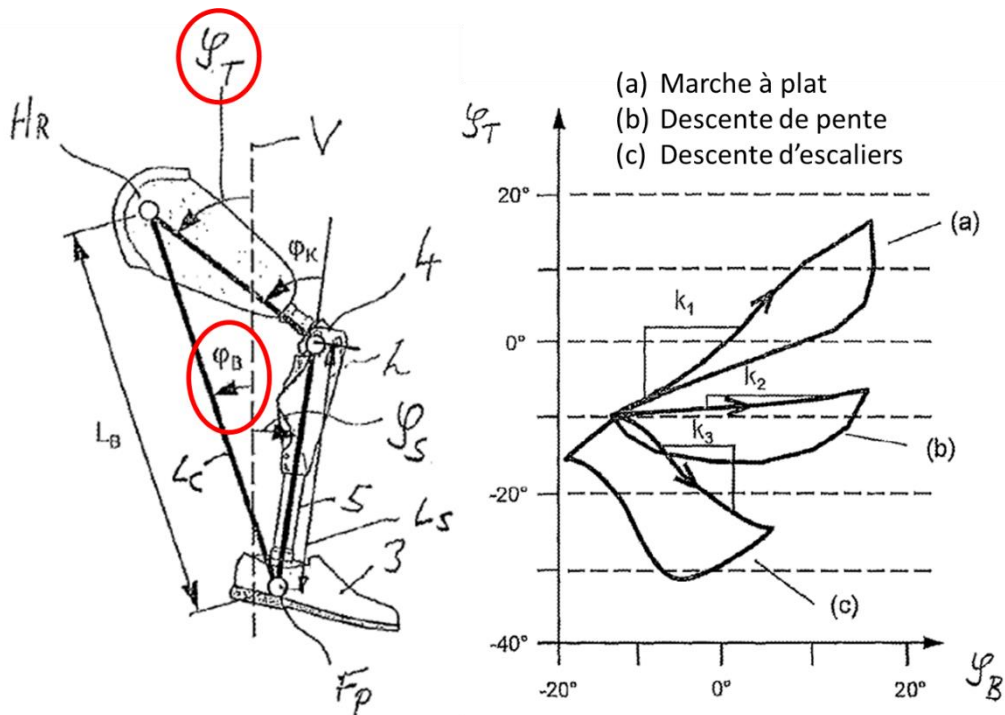


Figure 21 : Adaptation du comportement du Genium™ (OttoBock™) pendant la phase d'appui d'après Kampas et al. 2017. La résistance du genou ( $R$ ) est dépendante de l'angle du genou ( $K_L$ ) et du bras de levier entre l'effort de réaction du sol et l'axe de flexion du genou ( $K_A$ ).

Le Genium™ (OttoBock™) utilise une autre stratégie, sans détection de la situation, pour adapter son comportement pendant la phase d'appui. Plusieurs stratégies sont décrites dans les différents brevets pour permettre ce comportement. Dans (Kampas et al. 2017), les auteurs proposent de définir le comportement de la résistance hydraulique en phase d'appui d'après l'angle de flexion du genou ainsi que du bras de levier entre l'effort de réaction du sol (GRF) et l'axe du genou (Figure 21). Lors de la marche à plat, ce bras de levier est très faible, alors que lors de la descente de pente il va augmenter au cours du cycle. Cette approche permet

donc d'adapter naturellement le contrôle du genou à la situation, limitant la flexion en phase d'appui pendant la marche à plat (« Stance Flex ») tout en autorisant une flexion freinée importante lors de la descente de pente.

Dans (Seifert 2018), il est également proposé d'adapter le niveau de dissipation d'énergie de la prothèse en fonction du rapport entre l'angle du segment fémoral et l'angle de la jambe. Cet angle est en effet considéré comme représentatif des différentes situations de marche : à plat, en descente de pente, et en descente d'escaliers. La méthode pour lier ce critère au comportement de la prothèse n'est cependant pas explicitée (Figure 22).



Issue de Seifert 2018

Figure 22 : Adaptation du comportement du Genium™ (OttoBock™) pendant la phase d'appui d'après Seifert 2018. L'adaptation est basée sur le rapport entre l'angle du fémur et l'angle de la corde liant la cheville à la hanche.

### *1.2.3.c. Synthèse sur le contrôle des prothèses et conclusion*

Le contrôle des prothèses est classiquement basé, en haut niveau, sur une machine d'état permettant de reconnaître les activités réalisées. Cette reconnaissance d'activité permet au minimum une transition entre des activités statiques et un mode de marche. Certaines prothèses sont de plus capables de différencier plusieurs modes de marche, permettant ainsi l'utilisation d'un contrôle optimisé pour la situation (pente, escaliers, etc...). On note une différence d'approche pour réaliser cette reconnaissance d'activité entre les prothèses développées en recherche et celles proposées par les fabricants. En effet, les équipes en recherche cherchent massivement à exploiter le Machine Learning afin d'obtenir une signature représentative des situations de marche permettant leurs différenciation. Bien que les résultats de ce type de classifications soient souvent très bons, les erreurs résiduelles, combinées à la difficulté d'interprétation des modèles poussent souvent les fabricants de prothèse à préférer des approches plus simples, limitant parfois l'adaptation aux situations, mais dont l'interprétabilité permet de maîtriser les risques liés à une mauvaise classification. Le contrôle de niveau haut a également pour but de diviser le cycle de marche en plusieurs phases, nécessitant une adaptation du contrôle intermédiaire.

Pour les prothèses actives, le type de contrôle de niveau intermédiaire le plus utilisé est le contrôle en impédance dont le principe de fonctionnement est de maîtriser la relation liant le couple et l'angle articulaire. Ce comportement est obtenu en calculant une consigne en couple en fonction de la cinématique mesurée et d'un modèle de comportement mécanique (i.e. ressorts, amortisseurs). Ce type de contrôle est très utilisé car il permet de donner à la prothèse un comportement fiable et prévisible ressenti comme confortable par les personnes amputées, en particulier pendant la phase d'appui. Une limite à cette approche est le nombre de paramètres à régler pouvant devenir très important lors de l'utilisation de machines d'états imposantes. Afin de réduire le temps de réglage de ces paramètres, certains auteurs préfèrent alors prédéfinir la courbe de consigne qui devra être suivie par la prothèse au cours d'une partie du cycle de marche. Afin de permettre une plus grande adaptation aux différentes situations de marche, plusieurs auteurs proposent d'adapter ce contrôle de niveau intermédiaire en fonction de la vitesse de marche et/ou de l'inclinaison de la pente. Celui-ci peut également être adapté en fonctions de mesures issues de l'électromyographie de surface, permettant alors une maîtrise de l'adaptation du contrôle de la prothèse par la personne amputée. Une autre approche pour adapter le comportement de la prothèse aux différentes situations de marche est de considérer ces changements de situations comme des perturbations, un contrôle capable de s'adapter aux situations revient alors à un contrôle robuste face à ces perturbations.

Pour les prothèses à microcontrôleurs, le contrôle de niveau intermédiaire s'apparente à un contrôle en impédance, puisque le contrôle intervient directement sur les paramètres mécaniques de la prothèse. Les valeurs des différents paramètres de contrôle sont généralement constantes, et certains sont réglés manuellement par l'orthoprothésiste pendant une procédure de calibration spécifique à chaque personne amputée. Dans certaines phases de la marche cependant, ces paramètres peuvent être amenés à être adaptés par le contrôle de niveau intermédiaire en fonction de critères biomécaniques permettant de représenter de façon continue les variations du pattern de marche. Ces critères sont toujours issus de mesures de capteurs combinés à des modèles biomécaniques simples. Ces critères, plutôt que de permettre un changement discret du contrôle de haut niveau, sont utilisés pour adapter progressivement les paramètres du contrôle de niveau intermédiaire. La prothèse ne possède alors pas de mode spécifique pour chaque situation, mais adapte son comportement à différentes situations au sein d'un unique mode de marche. L'utilisation de critères ayant un sens biomécanique s'explique par la nécessité de maîtriser le risque de mauvais comportement de la prothèse afin d'assurer la sécurité de la personne amputée. Cet objectif de sécurité peut parfois conduire à une adaptation limitée aux différentes situations. De plus les prothèses à microcontrôleurs n'adaptent généralement qu'un ou deux paramètres. Cela s'explique d'une part par le fait qu'il est difficile de modifier l'intégralité des paramètres mécaniques, et d'autre part par le fait qu'il n'est pas nécessairement pertinent de modifier tous ces paramètres. Ainsi les genoux prothétiques à microcontrôleurs adaptent principalement leur

absorption d'énergie, alors que les chevilles à microcontrôleurs adaptent, en fonction de leur conception, leur position neutre et/ou leur absorption d'énergie.

Ainsi l'adaptation des prothèses aux différentes situations de marche peut être réalisée à deux niveaux de contrôle. L'adaptation au niveau haut est basée sur une reconnaissance explicite des situations de marche permettant le passage discret d'un mode de marche à un autre, alors que l'adaptation au niveau intermédiaire est continue et provient soit du design robuste du contrôle, soit de critères représentatifs de la situation de marche. Ces méthodes d'adaptation apparaissent alors complémentaires, en effet la différenciation explicite de certaines situations telles que la marche à plat et en pente est difficile et nécessite la définition arbitraire de la frontière entre les deux situations. Par ailleurs, les adaptations basées sur la robustesse du contrôle de niveau moyen présentent des limites. Ce contrôle de niveau moyen ne permet pas une adaptation optimale dans des situations trop lointaines de la situation nominale. De la même façon, certains paramètres pouvant être utilisés pour le contrôle ne sont pas représentatifs de la marche que dans certaines situations proches l'une de l'autre (e.g. l'angle du pied est représentatif du dénivelé à plat et en pente, mais pas dans les escaliers).

## Chapitre I.3. LE PROJET SYNSYS

Afin de proposer une prothèse permettant une plus grande adaptation aux situations de marche, tout en limitant les problèmes de poids et d'autonomie, la société Proteor™ développe une jambe prothétique à microcontrôleur dont le genou et la cheville fonctionnent en synergie. Nous présenterons, dans ce chapitre, son architecture et son fonctionnement, les travaux précédemment réalisés puis les différents projets et partenaires liés à son évaluation.

### I.3.1. Le système SYNSYS

#### I.3.1.a. Mécatronique

Ce système est constitué d'une unité hydraulique incluant deux vérins liés aux articulations de genou et de cheville. Les chambres de ces deux vérins sont reliées par un circuit hydraulique qui réalise la synergie entre les deux articulations évoquées précédemment. Plus particulièrement, le circuit hydraulique est conçu de façon à ce qu'une flexion du genou  $\theta_{knee}$  entraîne une dorsiflexion de la cheville  $\theta_{ank} \approx \frac{1}{3} \theta_{knee}$  Pendant la phase pendulaire et que cette dorsiflexion soit autorisée pendant la phase d'appui. Le système hydraulique autorise, de plus, un mouvement amorti du vérin de cheville dans la direction de plantiflexion. Un accumulateur permet de compenser les variations de volume du système hydraulique, et joue le rôle de rappel en extension du genou et en position neutre de la cheville (Figure 23).

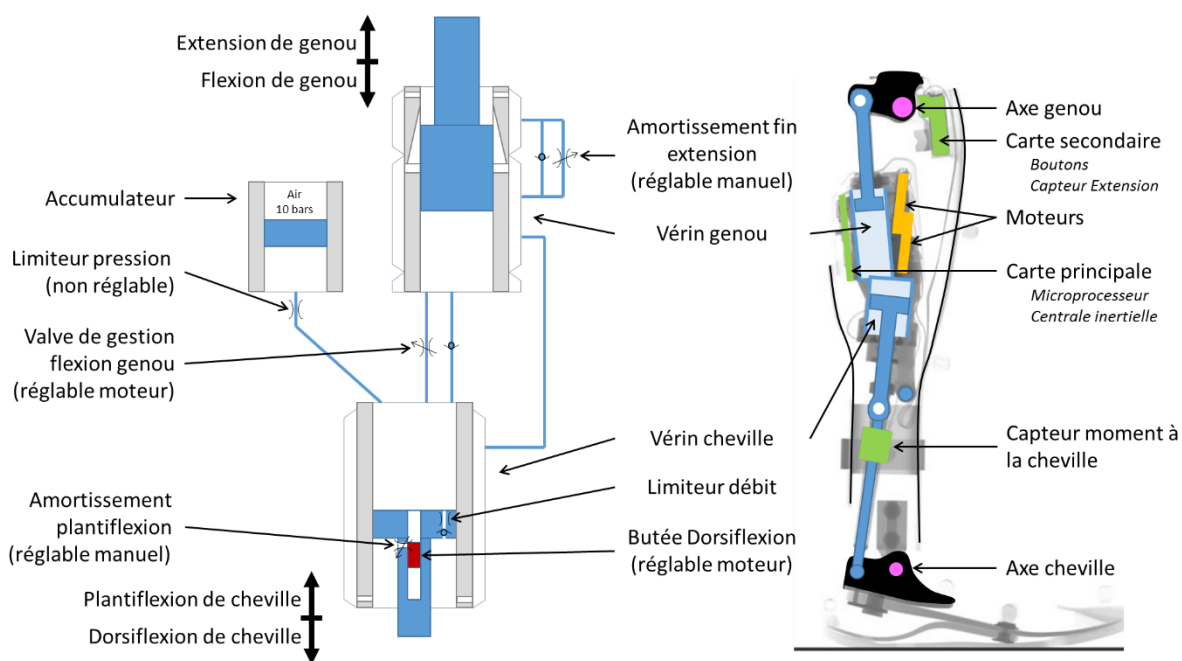


Figure 23 : architecture du prototype SYNSYS. À gauche : schéma hydraulique de principe. À droite : représentation de l'implémentation physique.

Cette position neutre de la cheville est définie par une butée de dorsiflexion venant obstruer un passage d'huile lorsque le vérin de cheville descend. La position de cette butée est réglable par l'intermédiaire d'un moteur électrique, le système est donc capable d'adapter la position neutre de la cheville au cours de la marche.

Une vanne motorisée permet de maîtriser le flux hydraulique lors d'un mouvement du vérin de genou vers la flexion, ce qui a pour effet d'adapter la résistance à la flexion de celui-ci, les mouvements d'extension étant libres.



Ces moteurs sont pilotés par un microcontrôleur se basant sur les données des capteurs de la prothèse pour adapter son comportement. Les capteurs en question incluent un capteur de moment à la cheville ( $M_{ank}$ ), une centrale inertielle (1 axe de gyroscope ( $\dot{\theta}$ ) et 2 axes d'accéléromètre), un capteur à effet hall détectant l'extension du genou ( $\alpha$ ) ainsi que deux boutons pour l'interface avec l'utilisateur (Figure 23).

### 1.3.1.b. Contrôle

Le contrôle de haut niveau de cette prothèse, comme pour l'intégralité des prothèses à microcontrôleurs, est basé sur une machine d'état présentée Figure 24. Cette machine d'état définit le comportement du genou et de la cheville dans chacun des états prédéfinis et peut se lire en commençant par l'état 0 qui est l'état de comportement par défaut de la prothèse ou la flexion du genou est freinée. Les différents états ne sont accessibles que par les transitions représentées Figure 24. De nombreuses transitions sont basées sur une comparaison des données mesurées avec des seuils. Ces seuils peuvent être fixés (seuil de moment pour le passage en état 1  $M_1$ , seuils de détection de l'extension complète  $\varepsilon$  et d'approche de l'extension  $\varepsilon_2$ , seuil d'angle pour le retour en état 0  $\theta_{th}$ ), ou réglés par l'orthoprothésiste lors de la mise en place de la prothèse (seuil de moment  $M_2$  et de vitesse angulaire  $\dot{\theta}_{min}$  pour autoriser le passage en état 2). Pour chacun de ces états, un comportement de base de la vanne gérant la flexion du genou est prédéfini. De plus, l'état 3 possède un contrôle de niveau intermédiaire ajustant ce comportement de base afin de permettre une adaptation du genou en fonction de la vitesse de marche. Nous allons voir dans le paragraphe suivant comment ce contrôle se comporte lors de la marche dans différentes situations.

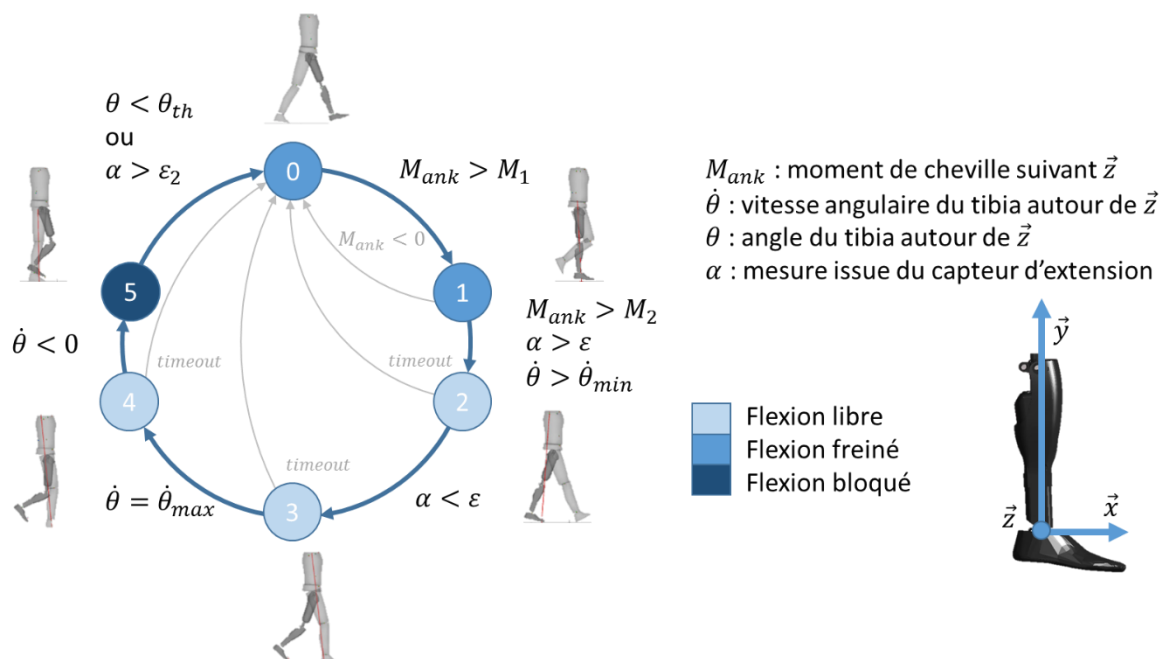


Figure 24 : Contrôle actuellement en place sur le prototype SYNSYS. Le contrôle est basé sur une machine d'état permettant de définir le comportement nominal du frein du genou.

### 1.3.1.c. Comportement et apport de la prothèse

Nous allons voir dans ce paragraphe comment la prothèse se comporte dans différentes situations de marche. Ce comportement global provient d'une part du contrôle électronique, et d'autre part de la mécanique passive de la prothèse.

#### Marche à plat

Par défaut la prothèse est en état 0, la flexion du genou est donc freinée permettant d'assurer le soutien de la personne amputée. Lors de l'appui talon, ce frein aide la personne amputée à maintenir son genou en extension complète, permettant le chargement de la prothèse. De plus, au cours du chargement de la

prothèse, la plantiflexion de cheville étant autorisée par le circuit hydraulique, le pied va se mettre à plat sur le sol. Dans la suite de la phase d'appui, la personne amputée va progresser sur sa prothèse, ramenant la cheville en position neutre. Passé cet instant, le mouvement de la cheville est bloqué par la butée de dorsiflexion. La progression de la personne entraîne la déformation de la lame carbone et le décollement du talon qui s'accompagne d'une augmentation du moment à la cheville permettant le passage de la machine d'état vers l'état 1 ( $M_{ank} > M_1$ ).

Le moment à la cheville continue ensuite de croître et atteint le seuil  $M_2$ . Lors de la marche à plat, le genou est en extension ( $\alpha > \varepsilon$ ) et la vitesse angulaire est alors suffisante ( $\dot{\theta} > \dot{\theta}_{min}$ ) pour permettre le passage de la machine d'état vers l'état 2.

Lors de ce changement d'état, le comportement de la prothèse va changer autorisant une flexion du genou presque libre. Bien que la flexion du genou soit libre, cet état correspond à la fin de la phase d'appui pendant laquelle, le genou reste en extension. C'est l'application d'un moment de flexion de hanche qui permet alors l'initiation de la flexion du genou et donc le passage en phase oscillante (cf. paragraphe 1.2.1.a). Cette flexion est détectée par le capteur d'extension ( $\alpha < \varepsilon$ ) et déclenche le passage de la machine d'état vers l'état 3.

La flexion du genou, une fois initiée, est entraînée par le mouvement de flexion de la hanche, combiné aux effets de l'inertie de la prothèse. Le comportement de la prothèse pendant cette flexion est dépendant de la vitesse de marche (cf. paragraphe « Adaptation à la vitesse de marche »). Le tibia va atteindre, au cours de cette flexion, une vitesse de rotation maximale marquant le passage vers l'état 4.

Au cours de l'état 4, la cuisse continue de progresser vers l'avant, mais le poids de la prothèse et la pression dans l'accumulateur commence à ralentir la flexion du genou, ce qui s'accompagne d'une diminution de la vitesse angulaire du tibia. Le tibia atteint une vitesse nulle à peu près lorsque l'angle du genou est maximal, déclenchant le passage en état 5.

Pendant cette phase, la cuisse a toujours un mouvement vers l'avant mais le mouvement du genou est à présent un mouvement d'extension. C'est pendant cette phase qu'a lieu le passage du pied prothétique au-dessus du sol. La flexion du genou permet de réduire la distance entre la hanche et le bout du pied et de faciliter ce passage du pas. La synergie présente sur le prototype induit, de plus, une dorsiflexion de la cheville proportionnelle à la flexion du genou réduisant encore davantage cette distance et facilitant ainsi le passage du pas. La vanne contrôlant la flexion du genou est bloquée pendant cette phase, permettant à la personne amputée de prendre appui sur la prothèse en cas de trébuchement. La hanche va ensuite atteindre l'angle de flexion maximal lorsque le genou arrive en extension. Cette extension du genou déclenche le retour de la machine d'état vers l'état 0 juste avant l'appui talon.

#### Adaptation à la vitesse de marche

En cas d'augmentation de la vitesse de marche, la vitesse de flexion de la hanche en phase oscillante augmente. Cette augmentation conduit, via l'inertie et la géométrie de la prothèse, à une augmentation de l'angle de flexion maximal du genou atteint au milieu de la phase oscillante. Bien que cette flexion du genou permette de réduire la distance entre la hanche et le bout du pied, une flexion trop importante conduit à un retour en extension plus tardif. Ce retard impose à la personne amputée d'attendre que sa prothèse revienne en extension avant de poser le pied et de prendre appui sur sa prothèse (Figure 25).

Pour éviter cet effet, les sujets sains limitent la flexion maximale du genou pendant la marche rapide, ce qui permet un retour en extension du genou plus précoce avec une extension complète synchronisée avec l'extension de hanche. Les prothèses à microcontrôleur sont capables de reproduire ce comportement grâce à une limitation de l'angle de flexion maximal du genou.

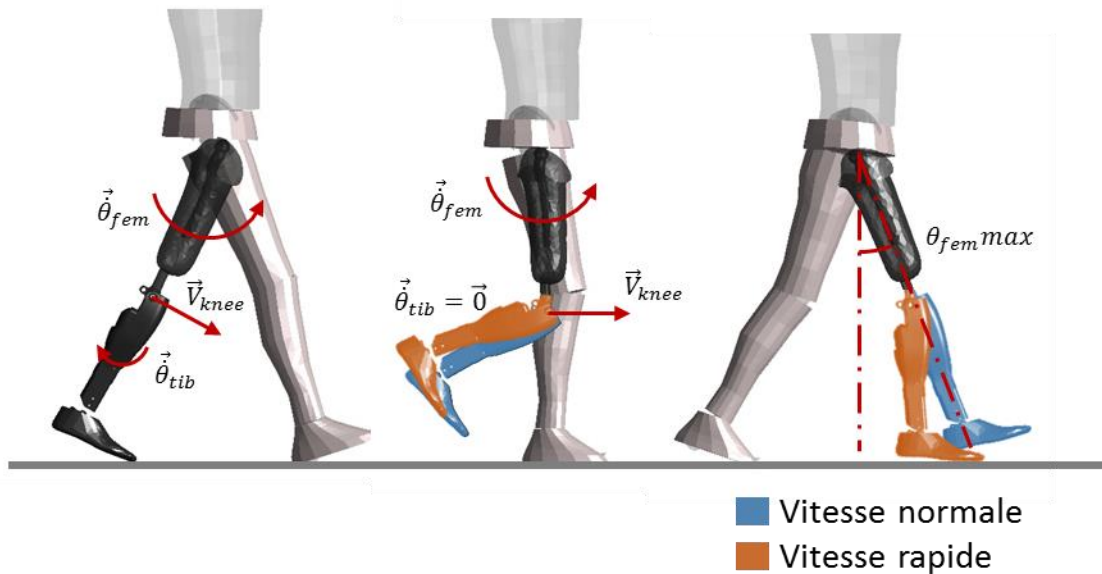


Figure 25 : effet de la vitesse de marche sur la marche des personnes amputées

Le prototype SYNSYS est ainsi capable de limiter la flexion pendulaire afin d'adapter le comportement de la prothèse en fonction de la vitesse de marche. Pour cela, lors de l'état 3, la vanne gérant la flexion du genou va se fermer proportionnellement à la vitesse angulaire du tibia (équation (2)).

$$R = \dot{\theta}_{tib} \times IF \quad (2)$$

Où  $R$  est le pourcentage de fermeture de la valve,  $\dot{\theta}_{tib}$  est la vitesse angulaire du tibia mesurée par le gyroscope et  $IF$  est l'Impact Factor, une variable de réglage de cette adaptation.

#### Descente de pente et d'escalier

Lors de la marche en descente de pente ou d'escalier, la prothèse est en état 0, la flexion du genou est donc freinée. Dans ces situations, l'appui talon est réalisé jambe tendue (Figure 26.A), mais la personne amputée va pouvoir choisir d'initier une flexion du genou. Cette flexion est freinée par le système hydraulique, la prothèse fournit donc un support à la personne amputée tout en lui permettant d'abaisser de façon contrôlée son centre de masse (Figure 26.B et C). Lors de cette flexion du genou, la synergie autorise une plantiflexion de la cheville. Celle-ci permet, dans les descentes de pente, d'augmenter le confort de la marche en limitant le renvoi d'énergie de la lame du pied prothétique. Lors des descentes d'escaliers, ce mouvement synergique permet de plus de poser le pied prothétique entièrement sur la marche (Figure 26.B et C), ce qui n'est pas possible sur les autres prothèses (cf. paragraphe 1.2.2).

Le moment à la cheville va augmenter avec le chargement de l'avant pied permettant le passage en état 1, mais comme le genou est fléchi, le passage vers l'état 2 ne sera pas autorisé.

Lors du passage en phase oscillante (Figure 26.C), le moment à la cheville va s'annuler et la prothèse va repasser en état 0. La flexion de genou obtenue lors de la fin de la phase d'appui réduit la distance entre la hanche et le bout du pied et facilite ainsi le passage du pas (Figure 26.C et D). Comme pour la marche à plat, la synergie permet d'augmenter la sécurité à cet instant du cycle de marche.



Figure 26 : marche en descente d'escaliers avec le prototype SYNSYS.

### Montée de pente

Pendant la montée de pente, la prothèse se comporte de façon similaire à la marche à plat, mais le comportement de la cheville peut s'adapter. Cette adaptation repose sur une estimation de la valeur de la pente pendant la phase d'appui puis par une adaptation de la position neutre de la cheville vers la dorsiflexion pendant la phase oscillante suivante.

La mesure de l'inclinaison de la pente est basée sur la relation liant le couple à la cheville et l'angle du tibia dans le plan sagittal. Pendant la phase d'appui unipodal, cette relation est quasiment linéaire, et lors de la marche en montée de pente sans adaptation de la prothèse, cette courbe est décalée de la valeur de la pente suivant l'axe des abscisses. En se plaçant à une valeur de moment donné, il sera alors possible de quantifier ce décalage (Figure 27). En pratique, sur le prototype SYNSYS, lorsque la prothèse passe de l'état 0 à l'état 1 (le moment à la cheville est donc proche du seuil  $M_1$ , cf. paragraphe I.3.1.b), on extrait l'angle du tibia, obtenu à l'aide de la centrale inertielle via un filtre complémentaire (cf. paragraphe III.1.2.b)). Pour adapter le comportement de la prothèse à la pente, on cherche à rapprocher cet angle mesuré de la valeur nominale à plat, enregistrée sur la prothèse. Pour cela, il est possible de modifier la position neutre de la cheville afin de permettre une plus grande amplitude de mouvement en dorsiflexion, ce qui retarde le chargement du pied prothétique. L'angle de dorsiflexion supplémentaire à autoriser afin de retrouver la même relation couple angle que lors de la marche à plat peut être calculé par  $\theta_{adapt} = \theta_{plat} - \theta_{tib}$ .

En pratique, afin de permettre une mise en tension de la lame carbone plus importante lors de la montée de pente et d'assurer une adaptation progressive, la prothèse adapte la position de la cheville d'une valeur  $\theta_{adapt}/2$  avec un maximum de  $3^\circ$  par cycle de marche. L'adaptation maximale est de plus limitée à  $6^\circ$ .

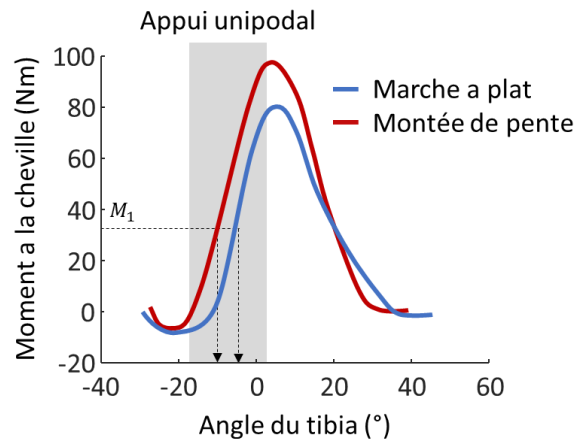


Figure 27 : modification de la relation entre l'angle du tibia et le couple à la cheville lors de la marche en pente.

Les tests réalisés, lors de travaux précédents, ont cependant rapporté un comportement inadapté de cette fonction. En effet, bien que l'adaptation de la cheville en montée de pente se soit révélée effective, la prothèse détectait également certaines autres situations telles que la marche à plat à faible vitesse et les piétinements comme une marche en pente, et modifiait donc la position de la butée de dorsiflexion de façon intempestive. Cette modification s'apparente à une modification de l'alignement de la prothèse, ce qui s'avère inconfortable voire dangereux. Lors des travaux précédents, l'erreur moyenne d'estimation de la pente rapportée était de  $-0.34^\circ$ , avec un écart type de  $1,72^\circ$ . Cette variabilité importante, attribuée à la variabilité d'estimation de l'angle du tibia, a été rapportée comme la cause la plus probable de ce comportement (Dauriac 2018)(Figure 28).

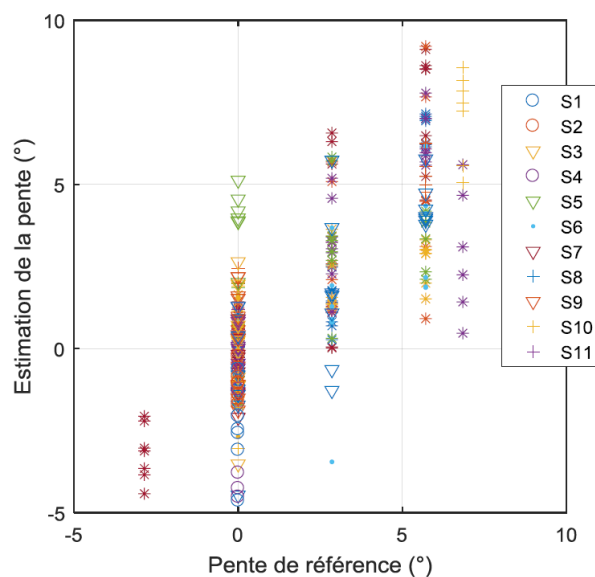


Figure 28 : résultats de la méthode d'estimation de la pente issue de Dauriac et al.2018. Chaque symbole et couleur correspond à un sujet.

### I.3.2. Évaluation clinique du dispositif SYNSYS

En parallèle de cette thèse, une étude clinique a débuté afin d'évaluer les apports du système SYNSYS lors de la marche par rapport aux dispositifs existants afin de justifier un remboursement du dispositif par les autorités de santé. Cette étude est une étude prospective multicentrique croisée randomisée.

Après recueil de son consentement, chaque participant inclus dans l'étude porte, dans un ordre aléatoire, sa prothèse habituelle et le prototype pendant une durée continue d'au moins quatre semaines après détermination des réglages optimaux. À l'issue de cette période, ils participent à une séance d'analyse quantifiée de la marche (AQM). Les sujets portant le prototype participent de plus à des mesures complémentaires pendant la visite de contrôle précédant les quatre semaines de port consécutif. Ces mesures, réalisées dans différentes situations de marche avec des capteurs embarqués constituent des données très intéressantes pour les travaux de cette thèse (cf. paragraphe III.3.5).

Deux centres de collecte de données participent à cette étude :

- L'Institut Régional de Réadaptation de Nancy (IRR Nancy)
- L'Hôpital d'Instruction des Armées de Percy (HIA Percy) suppléé par le Centre d'Étude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés de l'Institution Nationale des Invalides (INI/CERAH)

### I.3.3. Synthèse des travaux précédents

La thèse de Boris Dauriac (Dauriac 2018) a mis en évidence plusieurs aspects du comportement de cette prothèse sur un échantillon de sujets amputés transfémoraux. En particulier, il a été observé une augmentation du temps de pied à plat avec le prototype SYNSYS par rapport à la prothèse habituelle. Cette augmentation a été reliée à un apport de stabilité. Une réduction du risque de trébuchement a également été mise en évidence sur le prototype grâce à l'augmentation de la distance entre le sol et le bout du pied lors du passage du pas (Toe Clearance). La stratégie de descente d'escalier du prototype a également diminué les contraintes sur les articulations controlatérales.

Ces travaux ont également permis de mettre en place des méthodes pour le suivi d'activité incluant un calcul de la vitesse de marche et du nombre de pas réalisé par le sujet à partir des données des capteurs de la prothèse.

Enfin, pour adapter le contrôle de haut niveau de la prothèse, plusieurs algorithmes de Machine Learning ont été explorés afin de permettre une reconnaissance de l'activité de marche. Ces modèles se basaient uniquement sur les données issues des capteurs de la prothèse et cherchaient à classifier chaque cycle de marche dans l'une des 5 situations suivantes : marche à plat, montée et descente de pente et descente d'escalier. L'algorithme le plus performant pour cette classification était le Support Vector Machine (SVM) avec une précision globale de 99.7%. Bien que cet algorithme soit performant, il est difficilement interprétable et son comportement dans un environnement non contrôlé reste peu prédictible. Son utilisation pour le contrôle d'une prothèse est donc difficile à mettre en place. Un algorithme basé sur un arbre de décision, bien plus facile à interpréter, a également été développé et a permis de réaliser cette classification avec une précision globale de 93.9%. La plus grande partie des erreurs de ces algorithmes sont dues à des confusions entre marche à plat et montée de pente, ce qui n'aurait qu'un impact limité sur le comportement de la prothèse dans le cas où cet algorithme serait utilisé pour son contrôle. Par contre, les erreurs résiduelles de classification entre descente d'escaliers et descente de pente risqueraient de conduire à un comportement inadapté de la prothèse dans ces situations à risque.

Ces algorithmes nécessitent de plus les données d'un cycle de marche complet. Leur utilisation dans le cadre du contrôle prothétique imposerait donc un délai dans l'adaptation de la prothèse, se traduisant par des pas de transitions dans lesquels la prothèse n'utilise pas le contrôle adéquat.

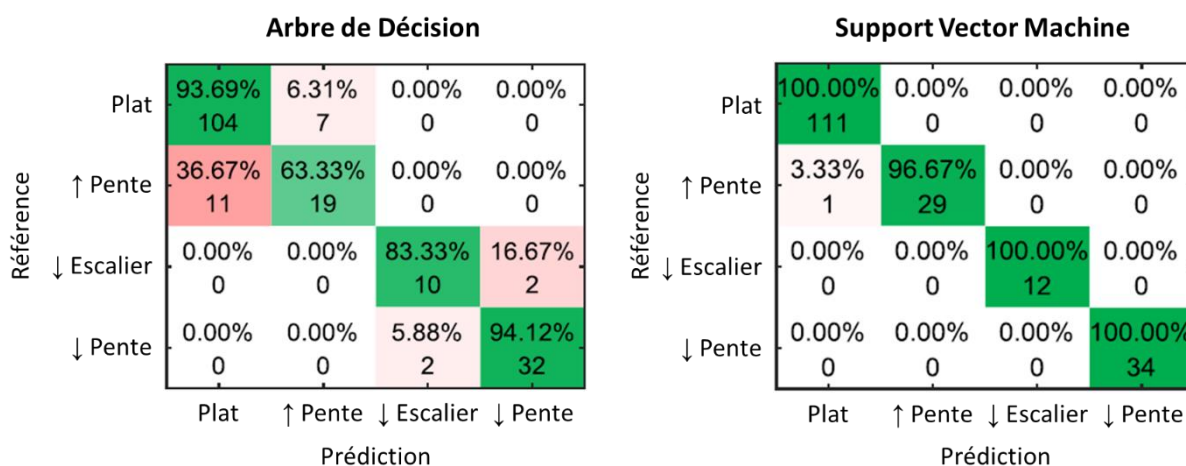


Figure 29 : matrice de confusion obtenue sur le jeu de test pour l'arbre de décision et le Support Vector Machine dans Dauriac 2018.

Le potentiel de ces algorithmes réside donc dans le traitement a posteriori des données d'activité, afin d'obtenir une meilleure compréhension de l'utilisation de la prothèse via les données enregistrées par la prothèse lors du port pendant son utilisation en situations de vie réelle.

Ces travaux ont, de plus, mis en évidence la difficulté à différencier marche à plat et en montée de pente. Cela s'explique par le fait que la marche en pente peut avoir lieu sur des pentes de différentes valeurs, parfois très proches d'un sol plat. Il semble alors plus pertinent de chercher à mesurer cette valeur de pente pour adapter le contrôle de la prothèse progressivement, au niveau du contrôle intermédiaire, plutôt que de classifier ces situations.

De plus, les algorithmes les plus performants pour réaliser cette reconnaissance de situations étaient tous basés sur des critères issus du calcul des similitudes entre le cycle considéré et des cycles de références. Les mesures de similitudes semblent donc très intéressantes pour reconnaître les différentes situations et potentiellement adapter le contrôle de haut niveau.

Finalement, ces travaux ont été conduits sur l'architecture du prototype présenté précédemment (cf. paragraphe I.3.1) dont le nombre réduit de capteurs a été une limite au développement d'algorithmes plus performants. Il semble donc nécessaire d'évaluer l'apport de nouveaux capteurs ou de nouvelles méthodes de traitement des données de ces capteurs. Il a, en particulier, été rapporté que la centrale inertielle est sous-exploitée. La littérature a, en effet, montré que de tels capteurs pouvaient apporter des informations très intéressantes pour le contrôle des prothèses (Stolyarov et al. 2021).

## Chapitre I.4. CONCLUSION DE LA PARTIE I ET OBJECTIFS DE LA THESE

### I.4.1. Conclusion de la partie I

Dans cette première partie, nous avons revu les différentes prothèses pour personnes amputées transfémorales développées en recherche d'une part, et disponibles sur le marché d'autre part. Nous avons ensuite étudié leurs méthodes de contrôle et leurs adaptations aux différentes situations de la vie courante.

Afin de restituer un apport d'énergie aux articulations du membre amputé, plusieurs prothèses robotiques ont été proposées par différentes équipes de recherche. Les contrôles de ces systèmes sont généralement basés en haut niveau sur une machine d'état couplée à un contrôle de niveau intermédiaire en impédance. Leurs adaptations aux différentes situations de marche se fait généralement via une reconnaissance des situations explicite permettant de changer de façon discrète le contrôle de haut niveau de la prothèse. Cette reconnaissance de situations peut être basée sur l'utilisation de Machine Learning, mais cette approche est limitée par les erreurs résiduelles et l'interprétabilité des algorithmes obtenus. Des approches biomécaniques, plus faciles à interpréter ont également été proposées.

D'autres auteurs ont proposé des contrôles de niveau intermédiaire capables de s'adapter à différentes situations de marche de façon intrinsèque. Les deux approches apparaissent complémentaires, les reconnaissances de situations étant facilitées lors des transitions entre situations très différentes, et les adaptations intrinsèques plus pertinentes pour les modifications subtiles du pattern de marche.

Ces prothèses robotiques présentent cependant des limites (poids, autonomie, apports limités) qui compromettent leur utilisation par les personnes amputées. Ces dernières préfèrent aujourd'hui utiliser des prothèses à microcontrôleurs, d'autant que celles-ci sont capables de s'adapter à différentes situations de marche. Cette adaptation est généralement basée sur le calcul d'un critère représentatif de la marche permettant d'ajuster le contrôle de niveau intermédiaire. La prothèse ne possède alors pas de mode spécifique pour chaque situation, mais adapte son comportement à différentes situations au sein d'un unique mode de marche.

Dans ce contexte, le projet SYNSYS, porté par la société Proteor™, a pour objectif le développement d'un système prothétique genou-cheville permettant une amélioration de la sécurité de marche ainsi qu'une plus grande adaptation aux différentes situations grâce à la présence d'une articulation de cheville et à une synergie entre les deux articulations. Cette prothèse ayant pour vocation d'être utilisée en clinique, il s'agit d'une prothèse passive à microcontrôleurs. Son contrôle de haut niveau est basé sur une machine d'état et permet d'assurer le soutien de son utilisateur lors de la flexion du genou en phase d'appui, ce support n'est cependant pas optimal. Le contrôle de niveau moyen permet, de plus, une adaptation de son comportement en fonction de la vitesse de marche

Afin d'améliorer le contrôle de haut niveau (i.e. la machine d'état), des travaux précédents ont exploré l'utilisation du Machine Learning pour reconnaître les différentes situations de marche à l'aide des capteurs embarqués sur la prothèse. Cette approche a permis d'obtenir une classification des situations a posteriori, mais son utilisation pour le contrôle de la prothèse est limitée par des problèmes d'interprétabilité et d'erreurs résiduelles, de la même façon que les approches similaires de la littérature.



## I.4.2. Objectifs de la thèse

L'objectif de ces travaux de thèse est d'améliorer les capacités de reconnaissances et d'adaptation du prototype SYNSYS à différentes situations de marche incluant en particulier la marche en pente et en escaliers en proposant et en évaluant de nouvelles approches et méthodes pour son contrôle.

L'utilisation du Machine Learning a été explorée précédemment afin de reconnaître les situations de marches à partir d'une signature spécifique à chacune de ces situations obtenues par la combinaison de descripteurs de la marche issus des signaux mesurés par les capteurs embarqués. Les erreurs résiduelles, combinées à la difficulté d'interprétation des algorithmes de machine Learning n'ont cependant pas permis l'implémentation de ces algorithmes pour le contrôle de la prothèse. Une approche pour améliorer cette reconnaissance serait d'ajouter et/ou d'améliorer les descripteurs, ce qui peut se faire soit en ajoutant des capteurs, soit en améliorant le traitement des données des capteurs existants.

Le Machine Learning montre malgré tout qu'une association intelligente des différents capteurs embarqués permet l'obtention d'une signature caractéristique de la marche dans les différentes situations. Il semble également possible d'obtenir cette signature grâce à des modèles et/ou des hypothèses biomécaniques. Une telle approche, plus interprétable, serait bénéfique à la fois aux utilisateurs pour faciliter leur apprentissage et leur adaptation et aux développeurs de prothèses pour pouvoir identifier et gérer les risques associés à une erreur de classification. Afin d'utiliser une telle approche pour permettre la reconnaissance de situation, il est nécessaire d'une part d'identifier la signature représentative de ces différentes situations et d'autre part de construire le modèle permettant son obtention à partir des capteurs embarqués dans la prothèse.

Un point critique dans l'utilisation de cette stratégie basée sur une reconnaissance explicite de la situation est l'instant de cette reconnaissance. En effet, certains algorithmes nécessitent des données sur l'ensemble du cycle de marche afin de permettre cette reconnaissance de situations. Lors des transitions entre situations, ces approches induisent alors un délai dans l'adaptation de la prothèse. La personne amputée doit alors réaliser le premier cycle de marche dans une nouvelle situation sans adaptation du contrôle de la prothèse. Afin d'éviter cette limite, il est nécessaire d'anticiper les différentes situations, ou *a minima* de pouvoir reconnaître les transitions entre situations en temps réel.

D'après la lecture de la littérature, il semble également pertinent de chercher à jouer sur le contrôle de niveau intermédiaire. En effet, si la reconnaissance de situations est adaptée pour le contrôle de certaines situations relativement facilement identifiables comme les escaliers, ce type d'approche montre ses limites lorsque l'on cherche à différencier des situations de marche telle que la marche en pente et à plat. En effet, outre le fait que ces deux situations soient proches l'une de l'autre, la situation « marche en pente » inclut des réalités très différentes qui nécessiteraient un contrôle de la prothèse différent. Dans ce cas, il semble alors plus pertinent d'adapter le comportement de la prothèse au niveau intermédiaire proportionnellement à des critères représentatifs de la situation de marche. Ceux-ci doivent cependant d'abord être identifiés, et obtenus en temps réel par les capteurs présents dans la prothèse.

Par ailleurs, la littérature propose plusieurs approches intéressantes permettant d'adapter le comportement de la prothèse via l'utilisation d'un contrôle de niveau intermédiaire robuste vis-à-vis des perturbations

Que ce soit pour adapter le contrôle de la prothèse au niveau haut ou intermédiaire, il semble donc nécessaire d'identifier des critères représentatifs des différentes situations étudiées. La Partie II présente donc une brève revue de la littérature ainsi qu'une étude analysant la marche des personnes amputées transfémorales marchant dans différentes situations, dans le but de mettre en évidence les différentes adaptations et d'identifier ces paramètres.

Une fois identifiés, ces critères doivent être obtenus en temps réel, et être embarqués sur la prothèse afin d'être utilisables dans le cadre du contrôle de la prothèse. Nous présentons donc dans la Partie III des méthodes utilisant des capteurs embarqués afin d'obtenir les critères identifiés en temps réel. Ces capteurs incluent non seulement les capteurs actuellement dans la prothèse mais aussi des ajouts d'autres capteurs implantables dans la prothèse telles que des centrales inertielles.

Enfin, si la collecte de données pour un traitement a posteriori a pu être réalisée via l'étude clinique en cours, le test des nouvelles adaptations est plus complexe. En effet, l'évaluation de ces nouvelles adaptations avec des personnes amputées transfémorales présente des risques pour la personne amputée. Afin de réduire ces risques, nous proposons et évaluons dans la Partie IV des moyens de test alternatifs, que nous mettons en œuvre sur un exemple.

## Partie II. RECHERCHE DE PARAMETRES BIOMECHANIQUES DETERMINANTS POUR L'ADAPTATION DU CONTROLE AUX SITUATIONS DE MARCHÉ

---

Comme nous l'avons vu précédemment, les adaptations des contrôles de niveau haut et intermédiaire basées sur des approches biomécaniques nécessitent l'identification de paramètres représentatifs de la marche dans les différentes situations. Il existe en effet des modifications du pattern de marche liées aux changements de situations. Ce sont ces modifications qui doivent être quantifiées par l'intermédiaire de paramètres utilisables dans le cadre du contrôle d'une prothèse.

Nous cherchons, de plus, à reconnaître ces modifications du pattern de marche le plus tôt possible, de façon à pouvoir adapter la prothèse sans pas de transition. La littérature ayant étudié l'initiation de la marche rapporte des adaptations posturales anticipatrices (APA) préparant le système locomoteur à son changement de comportement (Lepers & Brenière 1995; Plate et al. 2016). Ces adaptations posturales sont des adaptations centrales, avec une modification globale de la posture de la personne. Cette modification de la posture peut être quantifiée à partir de la position du centre de masse.

Lors des transitions entre situations, il y a également un changement de comportement du système locomoteur. Il est donc possible que de telles APA existent lors de la transition entre différentes situations. Dans ce cas on s'attendrait à voir une modification de la cinématique du centre de masse de la personne avant la transition vers une nouvelle situation. Une telle modification pourrait être exploitée dans le contrôle de la prothèse, afin de reconnaître les différentes situations de marche de façon anticipé et modifier le contrôle de haut niveau. Des modifications plus subtiles pourraient également être des données d'entrée intéressante pour le contrôle de niveau moyen.

Nous posons donc comme hypothèse que :

- Il existe des adaptations posturales anticipatrices lors des transitions entre situations.
- Le centre de masse de la personne permet de détecter ces adaptations.

Afin de valider cette hypothèse nous proposons dans le Chapitre II.1 une revue de la littérature se focalisant sur les adaptations du système locomoteur lors des transitions entre situations de marche (plat pentes et escaliers considéré). Devant le peu d'étude sur personnes amputées révélées par cette revue de littérature, nous proposons ensuite, dans le Chapitre II.2, une étude de la cinématique du centre de masse chez le sujet amputé transfémoral.

## Chapitre II.1. BIBLIOGRAPHIE : ANALYSE DES ADAPTATIONS DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR LORS DES TRANSITIONS ENTRE SITUATIONS

Ce chapitre présente une revue de littérature dont le but est de mettre en évidence les adaptations du système locomoteur lors des changements de situations. Étant donné que peu d'études ont été réalisées avec des sujets amputés, il nous semble pertinent d'inclure également les études sur sujets sains. De plus, certaines études rapportent des résultats en termes d'activité musculaire (e.g. (Prentice et al. 2004; Sheehan & Gottschall 2011)). Comme déjà évoqué dans les paragraphes I.2.3.a (section « Contrôle volontaire ») et I.2.3.b (section « Utilisation de l'électromyographie »), la mesure de l'activité musculaire en embarqué sur de longues durées et plus particulièrement dans l'emboîture d'une prothèse de membre inférieur pose des problèmes tant pour le traitement des signaux que pour l'interface avec la peau (Zheng et al. 2013). Aussi, nous avons restreint la recherche aux études portant sur l'exploitation de la cinématique et de la dynamique. Dans la suite de ce chapitre, nous parlerons de la jambe avant pour la jambe abordant la nouvelle situation et de la jambe arrière pour la jambe quittant la situation précédente (Figure 30).

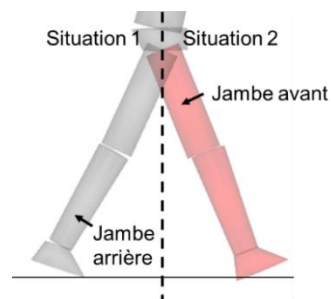


Figure 30 : Définition des termes pour biblio sur APA

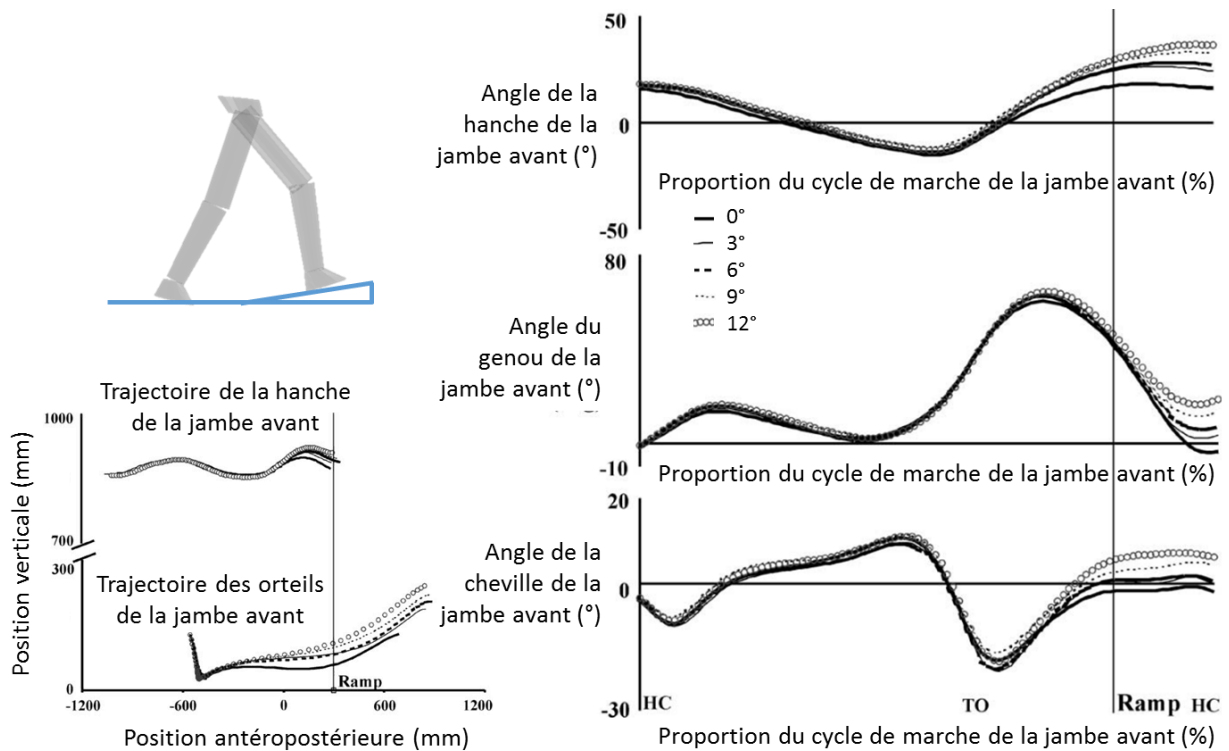
### II.1.1. Sujets asymptomatiques : Montée de pente et d'escaliers

L'arrivée dans une montée de pente est caractérisée par une augmentation de la durée d'appui de la jambe arrière (Gottschall et al. 2011) ainsi qu'une augmentation de la longueur de pas (McFadyen & Carnahan 1997; Begg & Sparrow 2000; Gottschall et al. 2011).

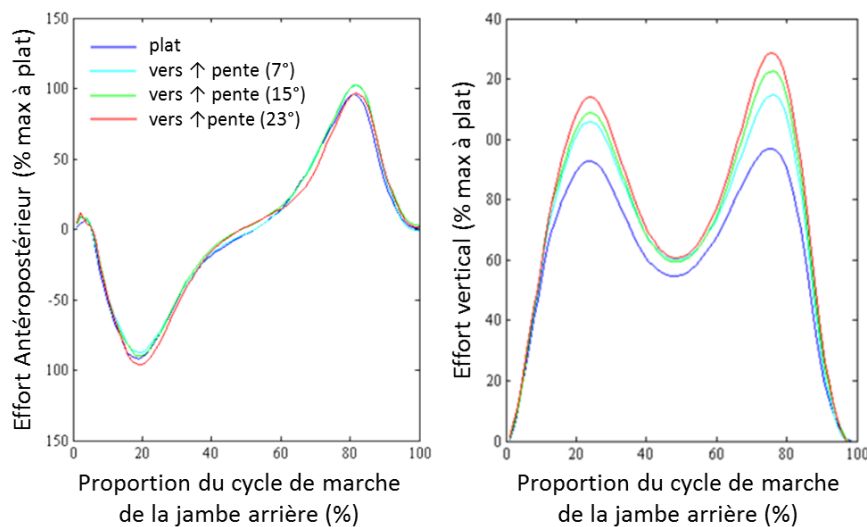
Prentice et al. ont étudié les transitions depuis un sol plat vers une montée de pente, pour des inclinaisons de 3°, 6°, 9° et 12°. Ils observent des modifications de la cinématique de la jambe avant incluant une augmentation de l'extension de hanche ainsi qu'une augmentation de la flexion du genou lors de l'appui talon. Ces modifications sont d'abord similaires quel que soit l'inclinaison de la pente, puis évoluent différemment après le passage du pas (de la jambe avant). L'angle de la cheville présente un mouvement de dorsiflexion qui paraît proportionnel à l'inclinaison de la pente uniquement dans cette dernière partie du cycle de marche (Figure 31). Ils rapportent de plus une élévation de la tête fémorale de la jambe avant pendant sa phase oscillante. Enfin ils rapportent une modification de la trajectoire du pied suivant la géométrie du sol. On peut noter que, comme pour les modifications d'angles articulaires, cette trajectoire est indépendante de l'inclinaison de la pente dans la première partie de la phase oscillante (Prentice et al. 2004).

Sheehan et al. ont étudié le comportement de la jambe arrière lors d'une transition vers des montées de pentes d'inclinaisons 7°, 15° et 23° pour 20 sujets sains. Ils rapportent une augmentation importante de l'effort vertical de réaction du sol. Cette modification est affectée par l'inclinaison de la pente, avec une augmentation de l'effort corrélée à l'augmentation de l'inclinaison. Cet effet est particulièrement visible lors de la phase de propulsion. Les auteurs ne rapportent, en revanche, aucune différence entre les situations pour l'effort de réaction antéro-postérieur (Figure 31). Cette modification de l'effort se traduit au niveau articulaire principalement par une augmentation importante du moment à la cheville et par une légère augmentation des valeurs extrêmes du moment à la hanche (Sheehan 2010).

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche



Adapté de Prentice et al. 2004



Adapté de Sheehan 2010

Figure 31 : adaptations du système locomoteur rapportées dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une montée de pente

Lors de l'abord d'une unique marche (type trottoir), Rietdyk analyse le mouvement de la jambe arrière de 9 sujets sains. Il montre une augmentation de la durée de la phase d'appui ainsi qu'une diminution de la longueur de pas. Il observe de plus une diminution de l'extension maximale de hanche, accompagnée par une diminution de l'énergie absorbée en phase d'appui et fournie lors de la transition en phase oscillante (fin de phase appui). Une légère augmentation de l'angle de flexion maximal du genou, ainsi qu'un décalage temporel de ce maximum sont également quantifiés. Ces modifications sont accompagnées par une absence de puissance négative lors du passage en phase oscillante et un apport d'énergie au début de cette phase oscillante. Une réduction de la plantiflexion de cheville, ainsi qu'un décalage et une augmentation du pic de puissance à la cheville sont de plus rapportés. Enfin Rietdyk rapporte une augmentation importante de la

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

vitesse verticale du segment {Tête + Bras + Tronc} (Head Arms Trunk : HAT) dès le milieu de la phase d'appui (Figure 32)(Rietdyk 2006).

Des auteurs ont également étudié les transitions vers des escaliers et décrivent l'adaptation de la jambe avant. Les adaptations des angles articulaires de genou et de hanche pendant la phase oscillante sont similaires à celles identifiées par Prentice et al. pour la pente, mais avec des valeurs plus importantes. La cheville réalise un mouvement de dorsiflexion important pendant la phase oscillante, puis présente un mouvement d'extension pour atteindre à l'appui une position en flexion plantaire (Figure 32)(McFadyen & Carnahan 1997; Sheehan 2010; Sheehan & Gottschall 2011). Sheehan et al. ont de plus comparé le cycle de transition de la jambe avant avec les cycles précédents et suivants, ainsi qu'avec la moyenne de ces deux cycles, et rapportent que le cycle le plus proche de la transition est le cycle lui succédant.

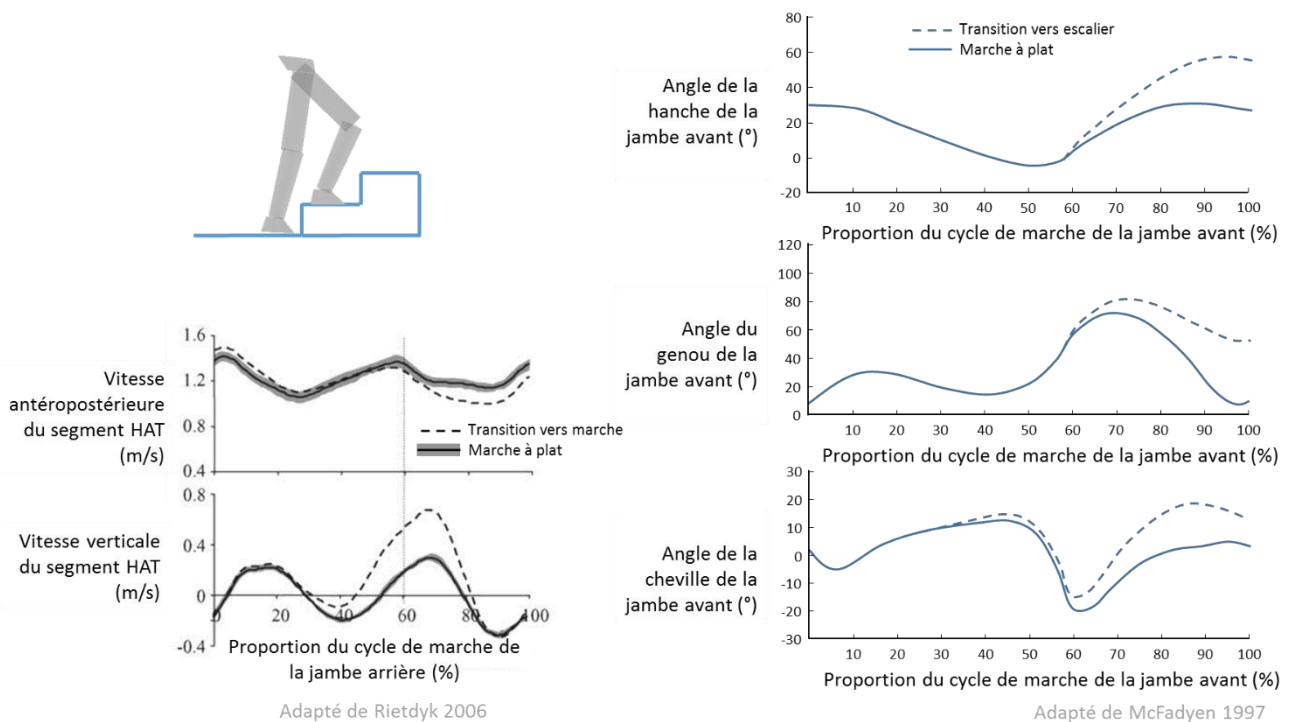


Figure 32 : adaptations du système locomoteur rapportées dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une montée d'un escalier ou d'une marche.

### II.1.2. Sujets asymptotiques : Descente de pente et d'escaliers

Moins d'études ont porté sur les transitions vers les descentes de pentes et d'escaliers.

Quelques auteurs rapportent une diminution de la durée de l'appui (Gottschall et al. 2011), ainsi qu'une diminution de la longueur de pas de la jambe avant (Begg & Sparrow 2000; Gottschall et al. 2011) lors de la transition vers une descente de pente.

Sheehan quantifie les efforts de réaction du sol et les moments articulaires de la jambe arrière pour 20 sujets sains marchant vers des descentes de pentes de 7°, 15° et 23°. L'effort vertical de réaction du sol est très affecté, avec une forte augmentation du premier pic, dépendante de la valeur de la pente. Le second pic en revanche est très inférieur à sa valeur lors de la marche à plat. Contrairement à la marche en montée de pente l'effort antéro postérieur est également affecté, avec une augmentation du premier pic (négatif). Le moment articulaire à la cheville est de loin le plus affecté par les transitions entre situations, avec une forte augmentation par rapport à sa valeur à plat dans la première moitié de la phase d'appui et une forte diminution dans la seconde moitié (Figure 33)(Sheehan 2010).

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

Une étude s'est intéressée à la transition entre montée et descente de pente (15°) pour la jambe arrière. Les auteurs comparent cette transition avec une marche en montée de pente pour 14 sujets sains. À partir du milieu de la phase d'appui, une modification de la trajectoire du centre de masse de la personne dans un repère lié au centre de pression du pied arrière est accompagnée d'une modification de sa vitesse. Les modifications sont particulièrement significatives selon l'axe vertical (Figure 33)(Gregory Hong et al. 2018).

Enfin, une étude quantifie les angles anatomiques des articulations de la jambe avant de 12 sujets sains lors de l'abord d'une descente d'escalier. On observe des modifications de l'angle de cheville nécessaire pour un appui sur la marche en plantiflexion, ainsi qu'une diminution de l'angle de hanche cohérente avec la diminution de la longueur de pas déjà observée, le comportement du genou pendant la phase oscillante est proche de celui observé lors de la marche à plat (Sheehan 2010).

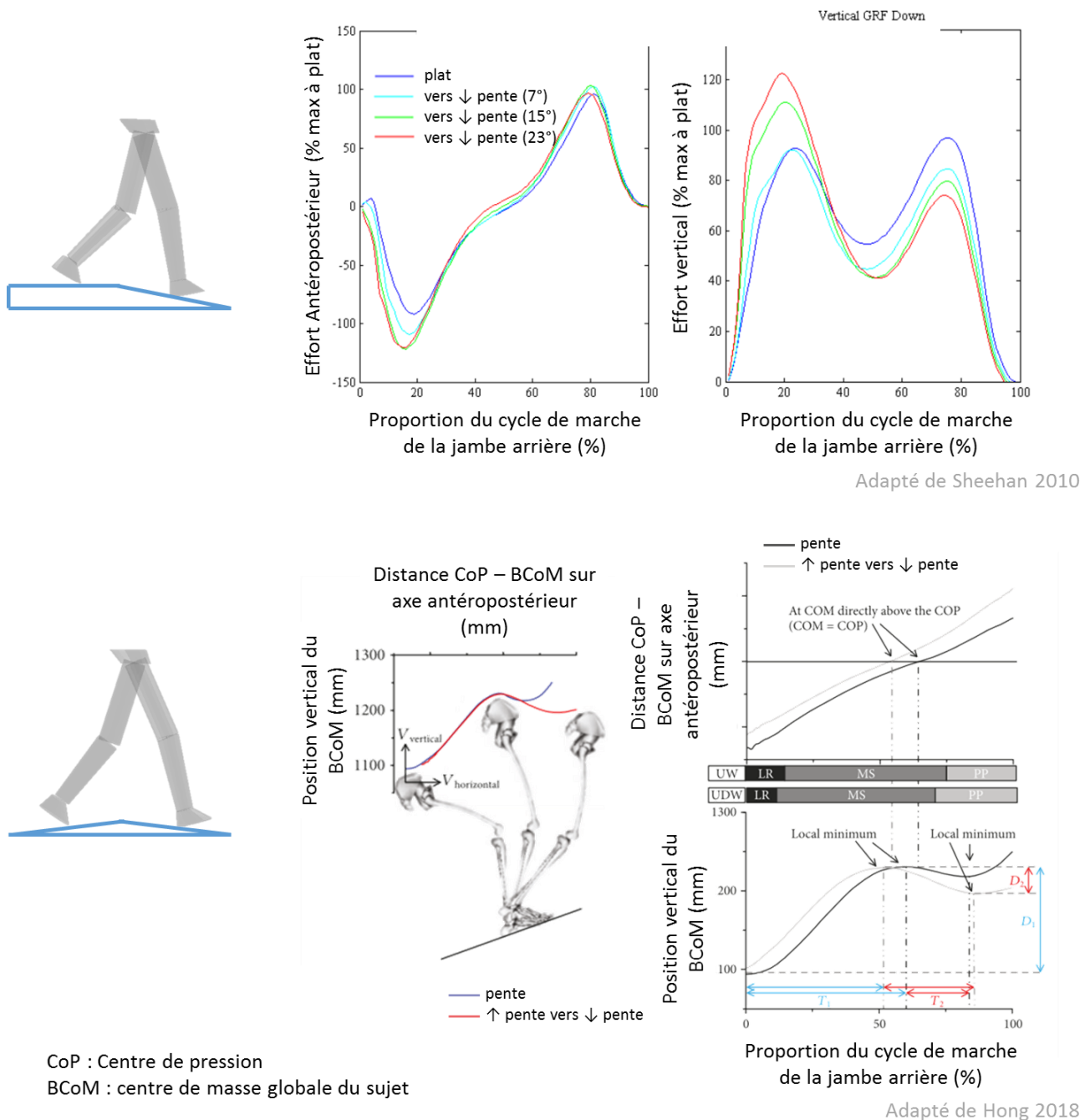


Figure 33 : adaptations du système locomoteur dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une descente de pente.

### II.1.3. Cas des personnes amputées

Lors de la revue de littérature, nous n'avons identifié qu'un article étudiant les APA lors de l'approche d'une unique marche (type trottoir) par 7 personnes amputées au niveau tibial. Les auteurs présentent des comparaisons entre jambe prothétique et jambe controlatérale lors de la transition vers une **descente de marche**, nous rapportons ici les différences significatives entre membre prothétique et controlatéral (Barnett et al. 2014).

Si on considère le **membre controlatéral** lorsqu'il est en **arrière**, les adaptations suivantes ont été rapportées relativement au cas où c'est le membre prothétique qui est en arrière. L'appui est prolongé. L'amplitude de mouvement de la cheville pendant la phase d'appui et l'amplitude de mouvement du genou pendant la phase d'appui unipodal sont supérieures. Les auteurs rapportent, de plus, une augmentation du second pic d'effort antéro-postérieur. La puissance absorbée à la cheville au début de la phase d'appui, ainsi que les puissances fournies par le genou pendant la phase d'appui et par la cheville pendant la phase de propulsion étaient supérieures. Pour le membre prothétique qui se trouve en avant, on observe une augmentation du premier pic d'effort vertical, une augmentation du premier pic d'effort Antéro postérieur (négatif) ainsi qu'un chargement plus rapide par rapport au cas où le membre controlatéral est en avant.

Lorsque le **membre controlatéral est en avant**, sa cheville et son genou avaient des maximums de plantiflexion et de flexion supérieurs lors de la phase de chargement par rapport au cas où le membre prothétique est en avant. L'absorption d'énergie au genou avant était supérieure pendant la phase oscillante avec une jambe controlatérale comparée à une jambe prothétique.

Lors de la transition vers la **montée d'une marche** la durée de l'appui controlatéral était supérieure à la durée de l'appui prothétique, qu'il s'agisse de la jambe avant ou de la jambe arrière.

Lorsque le **membre controlatéral est en arrière**, il y a une plus grande plantiflexion de la cheville arrière

On observe, de plus, avec un **membre prothétique en arrière**, une augmentation de l'amplitude de mouvement de la cheville ainsi qu'une augmentation de l'angle de flexion maximal du genou pendant la phase d'appui. Les données d'effort ont mis en évidence un premier pic d'effort antéro postérieur (négatif) plus important. Les puissances générées au genou et à la cheville pendant la phase d'appui et absorbées au genou pendant la phase oscillante de la jambe avant étaient supérieures.

Enfin, après rééducation, les personnes amputées transtibiales ne semblent pas présenter de préférence quant au choix de la jambe avant (coté prothétique ou controlatérale) (Barnett et al. 2014).

Pour les personnes amputées transfémorales, aucune étude sur les transitions entre situations n'a été identifiée, cependant les auteurs ayant étudié l'approche d'obstacle (Vrieling et al. 2009; Van Keeken et al. 2012) ou l'initiation de la marche (Jones et al. 2005; Jones et al. 2006; Vrieling et al. 2008b) chez les personnes amputées transfémorales rapportent des stratégies différentes des sujets asymptotiques compensant l'absence d'apport d'énergie au genou et à la cheville prothétiques en exploitant la hanche du membre résiduel et/ou la jambe controlatérale.

Ce résultat est logique, en effet, les personnes amputées transfémorales ne peuvent contrôler leur prothèse que par l'adaptation du pattern de marche via la hanche résiduelle et le membre controlatéral.



## II.1.4. Synthèse

Cette revue de littérature a mis en évidence plusieurs adaptations du système locomoteur lors des transitions entre situations résumées dans le Tableau 2 et le Tableau 3.

Tableau 2 : adaptations du système locomoteur des sujets sains lors de transition vers une montée de pente ou d'escalier. Les effets rapportés sont des variations par rapport au pattern de marche en régime permanent dans la première situation (i.e. par rapport à la marche à plat, sauf pour la transition  $\uparrow$  pente  $\rightarrow$   $\downarrow$  pente ou les variations sont rapportées par rapport à la  $\uparrow$  pente)

Transition	jambe	Effet rapporté	Étude
Plat $\rightarrow$ $\uparrow$ pente	Jambe avant	$\uparrow$ durée de l'appui	Gottschall et al. 2011
		$\uparrow$ longueur pas	Gottschall et al. 2011 Begg&Sparow 2000 McFadyen 2002
		Première adaptation indépendante pente	Prentice et al. 2004
		$\uparrow$ plantiflexion cheville	Prentice et al. 2004
		$\uparrow$ flexion genou	Prentice et al. 2004
		$\uparrow$ extension hanche	Prentice et al. 2004
		Élévation hanche	Prentice et al. 2004
	Jambe arrière	$\uparrow$ effort vertical	Sheehan 2010
		$\uparrow$ moment cheville	Sheehan 2010
	Plat $\rightarrow$ $\uparrow$ escalier (ou 1 marche)	Jambe avant	$\uparrow$ dorsiflexion cheville
$\uparrow$ flexion genou			Sheehan 2010 Sheehan&Gottschall 2011 McFadyen&Carnahan 1997
$\uparrow$ extension hanche			Sheehan 2010 Sheehan&Gottschall 2011 McFadyen&Carnahan 1997
Transition = situation suivante			Sheehan 2010 Sheehan&Gottschall 2011
Jambe arrière		$\downarrow$ extension hanche	Rietdyk 2006
		$\uparrow$ flexion genou	Rietdyk 2006
		$\uparrow$ Vitesse Centre segment HAT	Rietdyk 2006

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

*Tableau 3 : adaptation du système locomoteur des sujets sains lors de transition vers une descente de pente ou d'escalier*

<b>Transition</b>	<b>jambe</b>	<b>Effet rapporté</b>	<b>Étude</b>
<b>Plat -&gt; ↓ pente</b>	<b>Jambe avant</b>	↓ durée de l'appui	Gottschall et al. 2011
		↓ longueur pas	Gottschall et al. 2011
	<b>Jambe arrière</b>	↑ effort vertical début appui	Sheehan 2010
		↓ effort vertical fin appui	Sheehan 2010
		↑ pic effort antéro-postérieur (négatif)	Sheehan 2010
		↑ moment de cheville au début appui	Sheehan 2010
	↓ moment de cheville en fin appui	Sheehan 2010	
<b>Plat -&gt; ↓ escalier</b>	<b>Jambe avant</b>	↑ plantiflexion cheville	Sheehan 2010
		↓ extension hanche	Sheehan 2010
		↓ longueur pas	Begg&Sparow 2000
<b>↑ pente -&gt; ↓ pente</b>	<b>Jambe arrière</b>	Modification cinématique Centre de masse personne	Hong et al. 2018

Il ressort tout d'abord de cette revue de littérature que la cinématique de la jambe avant semble affectée pendant la quasi-totalité de sa phase oscillante (précédent immédiatement l'appui dans la nouvelle situation). D'autre part, la cinématique de la jambe arrière au même instant (donc pendant sa phase d'appui unipodal) semble moins affectée hormis en ce qui concerne les efforts de réaction du sol qui sont modifiés de façon importante. Cette modification de l'effort de réaction du sol peut être interprétée comme une modification de l'accélération du centre de masse globale de la personne (le poids de la personne étant constant). Il est alors probable que cette adaptation ait pour but de préparer le changement d'altitude du centre de masse. Cette hypothèse est soutenue par l'étude de Rietdyk qui a montré, lors de la montée d'une unique marche, une augmentation de la vitesse du centre de masse de segment HAT (Tête + Bras + Tronc) (Rietdyk 2006), ainsi que par l'étude de Prentice et al. qui ont montré une élévation de la tête fémorale de la jambe avant pendant la phase oscillante du pas de transition vers une montée de pente (Prentice et al. 2004).

Seule une étude a été conduite avec des personnes amputées transtibiales. Les auteurs rapportent un déficit de puissance à la cheville prothétique, des dissymétries dans les puissances aux genoux, ainsi qu'une modification des efforts de réaction du sol. De plus bien que cela ne soit pas rapporté par les auteurs, le premier pic de l'effort vertical semble évoluer de façon similaire à ce qui est observé chez les sujets sains quelle que soit la jambe avant (prothétique ou controlatérale). Enfin, après rééducation, les personnes amputées transtibiales ne semblent pas présenter de préférence quant au choix de la jambe avant (coté prothétique ou controlatérale) (Barnett et al. 2014).

Dans le cadre de l'amputation transfémorale, aucune étude sur les transitions entre situations de marche n'existe à notre connaissance. On peut cependant s'attendre à observer certaines adaptations similaires au cas des personnes amputées transtibiales. En particulier, on attend un déficit de puissance à la cheville et au genou prothétiques (avec prothèse passive), accompagné de compensations entraînant une dissymétrie dans les hanches et une plus grande exploitation de la jambe controlatérale. L'absence de préférence pour la jambe

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

avant est cependant remise en cause par le genou prothétique, en particulier pour les escaliers. En effet, lors de leur rééducation, les personnes amputées transfémorales apprennent à aborder les escaliers avec des stratégies spécifiques (cf. paragraphe I.2.2).

De plus quelques études se sont intéressées aux modifications de la cinématique et de la cinétique segmentaire des personnes amputées transfémorales lors de la marche dans différentes situations. Ainsi plusieurs études rapportent des modifications de la cinématique du tronc et du bassin lors de la marche en pente comparé à la marche à plat (Sturk et al. 2018; Acasio et al. 2019; Müßig et al. 2019; Sturk et al. 2019). Ces segments étant très influents pour l'obtention du centre de masse de la personne on peut s'attendre à une modification de la cinématique du centre de masse de la personne amputée dans ces situations. Une autre étude rapporte des modifications des efforts de réaction du sol lors de la marche des personnes amputées en descente de pente (Okita et al. 2018), or les efforts de réaction du sol peuvent être reliés à l'accélération du centre de masse de la personne par le principe fondamentale de la dynamique. Enfin une dernière étude rapporte des modifications du centre de pression lors de la descente de pentes et d'escaliers, que l'on sait lier au centre de masse bien que ce lien ne soit pas direct (Kendell et al. 2016). Il semble donc probable que l'on observe des modifications de la cinématique du centre de masse des personnes amputées transfémorales lors des changements de situations de marche.

Les observations sur sujets sains ont mis en évidence des adaptations sur les angles articulaires, cependant il est improbable voire impossible d'observer les mêmes adaptations chez les personnes amputées transfémorales pour les articulations distales du côté prothétique. Par exemple les nombreuses adaptations de la cheville ne pourront pas avoir lieu chez un sujet amputé dont le pied prothétique est une simple lame en carbone. De la même façon les personnes amputées transfémorales n'ont pas de contrôle direct sur les articulations prothétiques, les adaptations du genou prothétique sont alors des conséquences de la modification du pattern des articulations proximales.

L'adaptation de la longueur de pas est probablement une adaptation centrale qui devrait être également présente chez les populations amputées (sans pathologie neurologique). De plus, cette adaptation de la longueur de pas semble corrélée à la modification de l'angle de la hanche (Prentice et al. 2004), il est donc probable que ce type d'adaptation de l'angle de hanche persiste chez les personnes amputées transfémorales. Cela est également supporté par le fait que la cinématique de la hanche des personnes amputées en pente est proche de celle des sujets asymptomatiques (Vrieling et al. 2008a). Enfin, les adaptations qui apparaissent sur la cinématique du centre de masse seront probablement conservées par les personnes amputées. En effet, lors de la montée (respectivement descente), le centre de masse de la personne doit être élevé (respectivement abaissé) quelle que soit la condition du sujet. La cinématique du centre de masse de la personne paraît donc être intéressante pour identifier le plus tôt possible les transitions entre les situations de marche.

## Chapitre II.2. TRAVAIL PERSONNEL : EVOLUTION DE LA CINEMATIQUE DU CENTRE DE MASSE CHEZ LES SUJETS AMPUTES TRANSFEMORAUX DANS DIFFERENTES SITUATIONS DE MARCHE

### II.2.1. Introduction

Dans la Partie I, nous avons mis en évidence deux approches permettant d'adapter la prothèse aux différentes situations de marche. Ainsi, il est, d'une part, possible d'agir sur le contrôle de haut niveau grâce à une reconnaissance explicite de la situation, permettant le passage dans un mode de marche dédié à cette situation. D'autre part, une adaptation progressive du comportement de la prothèse peut être mise en place via le contrôle de niveau intermédiaire. Cette adaptation nécessite alors une grandeur représentative du changement de situation afin de faire varier les paramètres du contrôle.

Quelle que soit l'approche envisagée, le contrôle de la prothèse s'appuiera donc sur un ou plusieurs paramètres représentatifs de la marche dans les situations visées. Le Chapitre II.1 suggère que la cinématique du centre de masse de la personne (noté BCoM pour Body Center of Mass) est un paramètre intéressant pour permettre l'adaptation de la prothèse dès l'abord d'une nouvelle situation. La vitesse du centre de masse semble, en particulier, intéressante car elle pourrait permettre de prédire les différentes situations en amont de leur abord (Figure 34). Les études, disponibles dans la littérature, ont cependant été conduites avec des sujets asymptomatiques, et il n'existe pas, à notre connaissance, d'étude focalisée sur la cinématique du BCoM des personnes amputées dans les différentes situations de marche.

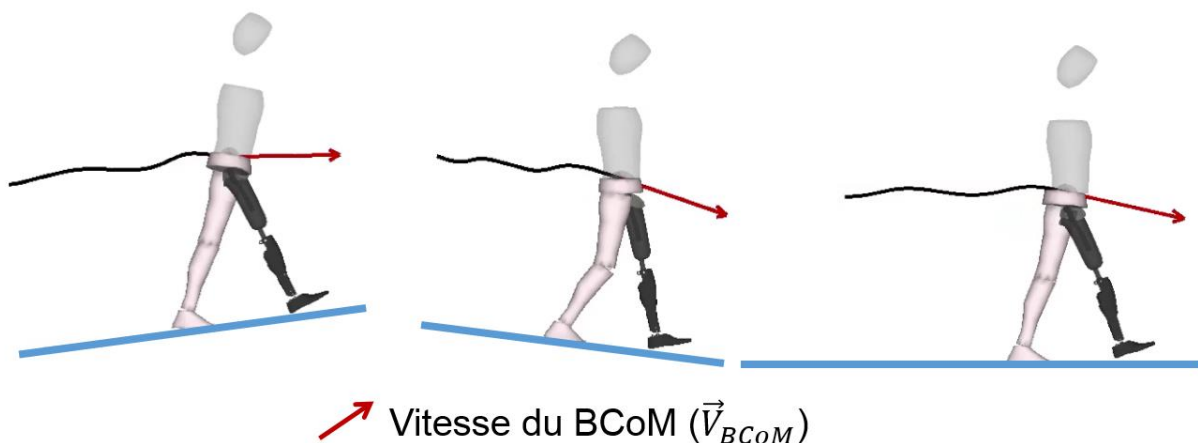


Figure 34 : Vitesse du centre de masse dans différentes situations (de gauche à droite : montée de pente, descente de pente, marche à plat)

Par ailleurs, quelques études ont étudié des activités transitoires (i.e. initiation de la marche et passage d'obstacles) chez les personnes amputées transfémorales et rapportent des stratégies différentes des sujets sains, compensant l'absence d'apport d'énergie au genou et à la cheville prothétique exploitant la hanche du membre résiduel et/ou les articulations du membre inférieur controlatéral.

Aux vues de ces différents éléments, nous avons fait l'hypothèse qu'il existe des modifications de la cinématique du centre de masse chez les personnes amputées par rapport aux sujets sains lors de la marche dans les différentes situations. De plus, la quantification de ces paramètres pourrait constituer des données d'entrée intéressantes pour le contrôle de la prothèse.

Nous proposons donc, dans ce chapitre, d'étudier la cinématique du centre de masse de personnes amputées transfémorales, lors de la marche sur sol plat, en pentes et en escaliers.

## II.2.2. Matériel et méthodes

### II.2.2.a. Sujets

Les données utilisées dans ce chapitre sont issues du projet APSIC (Pillet et al. 2014) qui comprenait une étude multicentrique au cours de laquelle 19 personnes amputées transfémorales, équipées de genoux à microprocesseur et de pieds à restitution d'énergie, ont marché dans différentes situations incluant le plat, la montée et la descente de deux pentes d'inclinaisons respectives 5% (2.9°) et 12% (6.8°) (tous n'ont pas réalisé toutes les situations, cf. Tableau 4). La vitesse de marche n'était pas contrainte. Une cohorte contrôle de 30 sujets sains a également été recrutée.

Tableau 4 : nombre de cycle total pour chaque situation

Condition de marche	Sujets amputés TF		Sujets asymptomatiques	
	Nb sujets	Nb cycles	Nb sujets	Nb cycles
Plat	19	109	30	162
Montée pente 5%	18	102	29	175
Descente pente 5%	18	101	29	159
Montée pente 12%	18	123	24	128
Descente pente 12%	18	99	24	131
Montée escaliers	16	43	26	55
Descente escaliers	16	61	26	124

Les sujets étaient équipés de 54 marqueurs réfléchissants répartis sur l'ensemble du corps, dont les trajectoires étaient traquées par un système d'analyse du mouvement optoélectronique.

### II.2.2.b. Acquisition des données

Chaque sujet était équipé de marqueurs réfléchissants répartis sur l'ensemble du corps comme décrit sur la Figure 35. La trajectoire de ces marqueurs a été obtenue par un système optoélectronique VICON et les efforts et moments appliqués par le sol sur les pieds ont été obtenus via 2 plateformes de force 6 composantes AMTI. Les repères anatomiques ont été définis d'après les recommandations de la société de biomécanique (Wu & Cavanagh 1995).

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

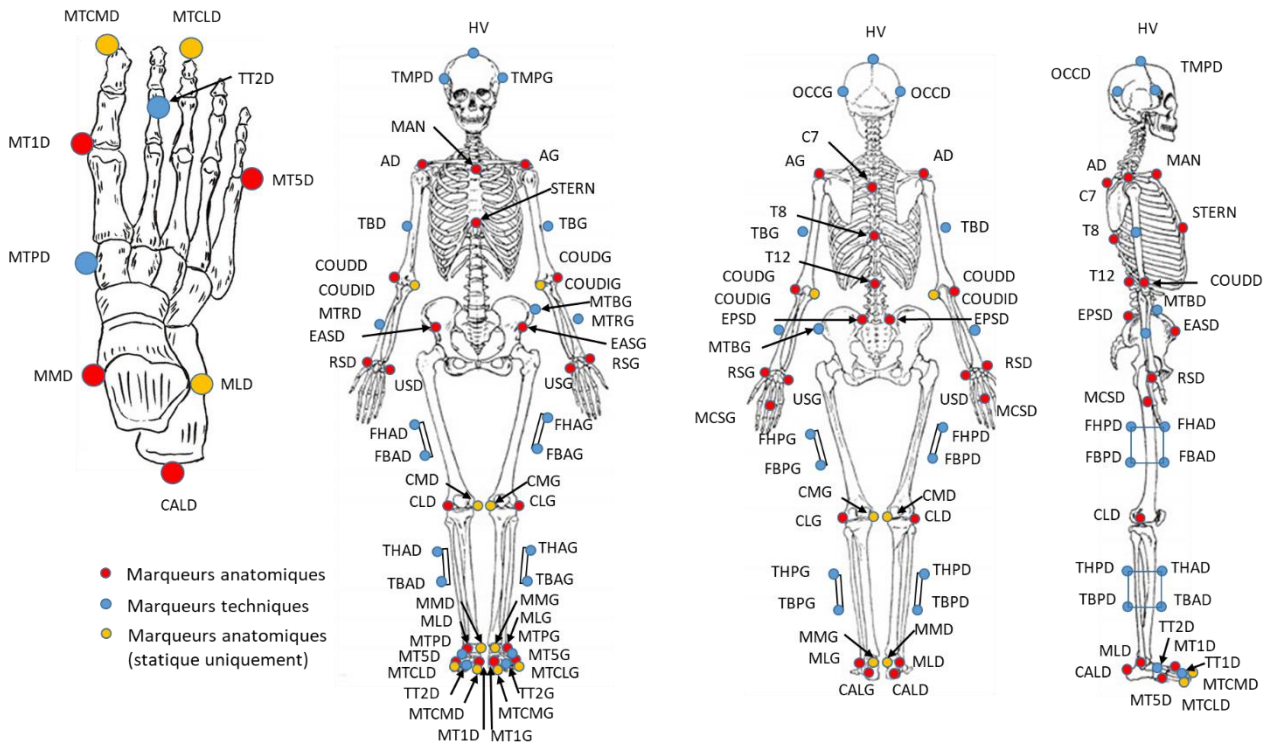


Figure 35 : set de marqueurs utilisé dans l'étude présentée.

### II.2.2.c. Analyse des données

La position du BCoM a été obtenue grâce à un modèle inertiel décrit dans (Pillet et al. 2010). Pour les membres inférieurs et le tronc, ce modèle est un modèle géométrique dont les volumes des différents segments sont définis à partir de dimensions extraites des positions des marqueurs. Les densités volumiques appliquées à chaque segment sont issues de la littérature (Dempster 1955). Les bras et la tête sont modélisés grâce à un modèle proportionnel basé sur la littérature (De Leva 1996). La position du centre de masse est obtenue à chaque instant en faisant la moyenne des positions des centres de masse de chaque segment, dont la cinématique est mesurée par le système optoélectronique, pondérée par la masse du segment considéré. La vitesse du BCoM a été obtenue par dérivation par la méthode des différences finies appliquée à cette position.

Afin de pouvoir comparer les différents sujets entre eux, la vitesse sur les axes antéropostérieur (axe x) et vertical (axe y) ont été normalisée par la norme de la vitesse moyenne au cours du cycle considéré (Figure 36, équations (3) et (4)) puis exprimée en fonction du pourcentage du cycle de marche prothétique.

$$V_{xBCoM} = \frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{x}}{\|\vec{V}_{BCoM}\|} \quad (3)$$

$$V_{yBCoM} = \frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{y}}{\|\vec{V}_{BCoM}\|} \quad (4)$$

Cette normalisation impose de connaître la vitesse moyenne de marche au cours du cycle considéré, il faut donc attendre la fin du cycle avant d'avoir accès à cette grandeur. Ce délai risque d'être limitant pour la détection anticipée des différentes situations de marche, c'est pourquoi nous proposons de plus de calculer, à chaque instant, l'angle du vecteur vitesse du centre de masse par rapport à la direction antéropostérieure dans le plan sagittal (équation (5)).

$$\alpha_{V_{BCoM}} = \arcsin\left(\frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{y}}{\|\vec{V}_{BCoM}\|}\right) \quad (5)$$

Seuls les résultats sur la cinématique du centre de masse suivant les axes antéropostérieur et vertical sont rapportés dans cette étude. Ce choix est dû au fait que nous attendons une modification de la cinématique du centre de masse sur ces deux axes liés aux changements de situations.

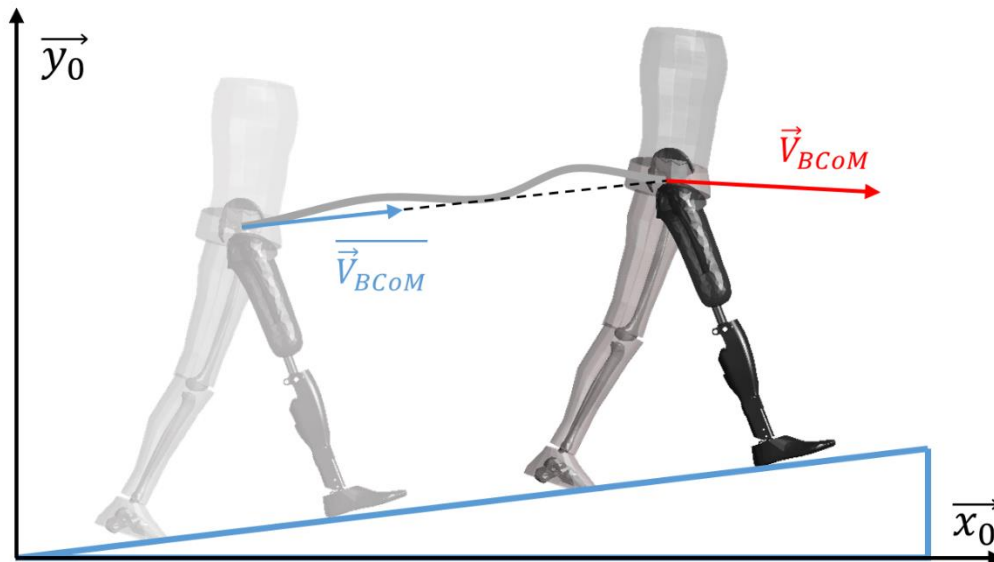


Figure 36 : vitesse utilisée pour la normalisation.

Les vitesses sur chaque axe ainsi que l'angle du vecteur vitesse ont été extraits à plusieurs instants : l'appui talon (Heel Strike : HS), la moitié de la phase d'appui (Mid-Stance : M-St), le décollement du pied (Toe Off : TO) et la moitié de la phase oscillante (Mid-Swing : M-Sw) (i.e. 0%, 30%, 60%, et 80% du cycle de marche).

Chacune des grandeurs extraites a été analysée statistiquement. Pour la comparaison entre les sujets amputés et contrôles, nous avons réalisé un test de normalité de Shapiro-Wilk. Si le test ne rejetait pas l'hypothèse de normalité, l'analyse statistique utilisait un t-test, dans le cas contraire, un test non paramétrique de Mann-Whitney était réalisé. La comparaison entre situations de marche a été réalisée par une analyse de variance pour mesures répétées si les données pouvaient être supposées normalement distribuées (vérifier par un test de Shapiro-Wilk), et par un test de Friedman (test non paramétrique pour mesures répétées, fonction Matlab développé par (Cardillo 2009)) dans le cas contraire. Pour chacun des tests statistiques nous rapportons la « p-value » représentant la probabilité que la différence observée soit due au hasard.

## II.2.3. Résultats et discussion

### II.2.3.a. Comparaison entre sujets asymptotiques et sujets amputés

La Figure 37 présente, pour chaque situation étudiée, la vitesse du centre de masse (moyenne  $\pm$  1 écart type) sur les axes antéropostérieur et vertical pour les sujets amputés transfémoraux et pour les sujets contrôles. Les différences significatives entre groupes de sujets sont mises en évidence.

Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

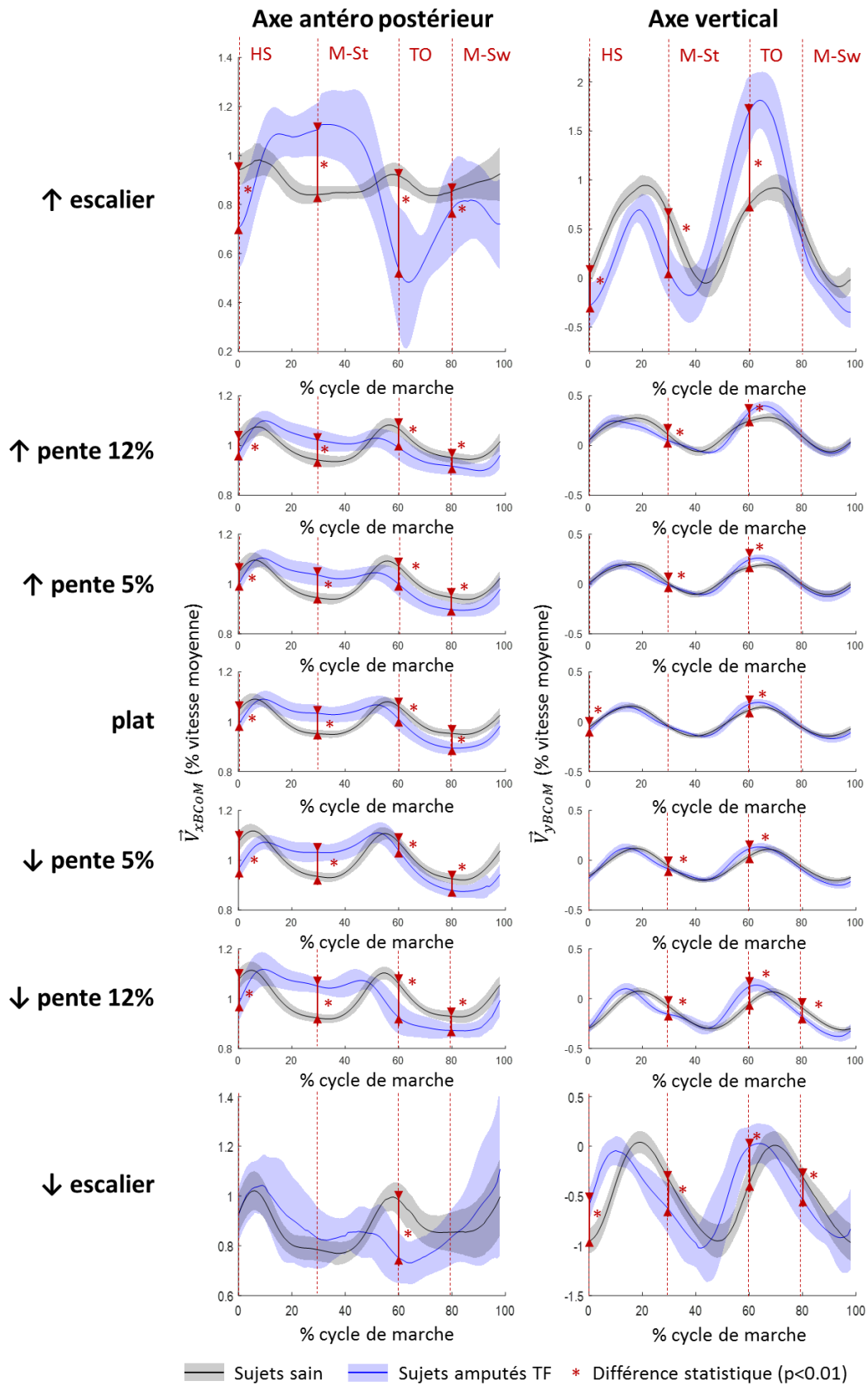


Figure 37 : Vitesse normalisée du centre de masse sur les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) pour les sujets sains (en noir) et les sujets amputés transfémoraux (en bleu) dans différentes situations de marche (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12% et 5%, marche à plat, descente de pente 5% puis 12%, descente d'escaliers) exprimée en pourcentage du cycle prothétique. Les différences significatives sont obtenues par t-test si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Mann-Whitney sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque.



## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

Sur l'axe antéro-postérieur, on observe, lors de la marche à plat, une dissymétrie entre les deux moitiés du cycle prothétique. Cela peut s'expliquer par l'absence d'absorption d'énergie lors de l'appui prothétique (pas de flexion du genou) et par un manque de propulsion lors de la fin de la phase d'appui (pas de puissance fournie à la cheville). Lors de la montée de pentes et d'escaliers, ce pattern de marche ne change pas, mais devient extrême dans le cas de la montée d'escaliers. Cela s'explique aisément puisque les personnes amputées transfémorales ne progressent dans les montées d'escaliers qu'avec leur membre controlatéral. On observe, lors de la descente de pente, avec une inclinaison faible, une valeur du pic de vitesse antéropostérieure plus proche de celle des sujets sains pendant le deuxième double appui. Cette augmentation n'est pas présente dans les pentes d'inclinaison plus importantes et est donc probablement due à la stratégie de marche utilisée. En effet, dans les pentes de faible inclinaison, les personnes amputées préfèrent généralement ne pas utiliser les capacités d'absorption d'énergie du genou prothétique (i.e. ils n'utilisent pas la flexion du genou en phase d'appui, cf. paragraphe I.2.2), l'énergie potentielle supplémentaire due à l'inclinaison participe donc probablement à l'augmentation de la vitesse antéropostérieure du BCoM. Lors de la descente d'escaliers, le pattern de marche est similaire à celui des sujets asymptomatiques, la seule différence notable étant une absence d'augmentation de la vitesse antéropostérieure pendant le deuxième double appui du cycle prothétique chez les personnes amputées.

Sur l'axe vertical et lors de la marche à plat, le pattern obtenu est quasiment identique à celui observé pour les sujets sains, avec cependant une légère dissymétrie pendant la phase oscillante prothétique. Cette dissymétrie pourrait être liée à un manque de propulsion du côté prothétique, compensé par le côté controlatéral. Lors de la montée de pente, cette dissymétrie s'accroît, bien que les courbes de vitesse verticale des sujets amputés et sains restent proches l'une de l'autre. Lors de la montée d'escalier cette dissymétrie devient extrême, avec une vitesse verticale pendant l'appui prothétique bien inférieure aux sujets sains, compensée par une valeur très importante pendant l'appui controlatéral. Ce pattern de marche s'explique par le fait que les sujets amputés ne progressent dans les escaliers qu'avec leur membre controlatéral, la légère augmentation de la vitesse verticale du centre de masse pendant phase d'appui prothétique peut s'expliquer par le mouvement du membre inférieur controlatéral. Lors de la descente d'une pente de faible inclinaison, les résultats sont similaires à ceux observés pour la marche à plat. Lors d'une descente de pente de plus forte inclinaison, on observe un déphasage de la vitesse vertical entre les données des sujets amputés et asymptomatiques ainsi qu'une irrégularité aux alentours du milieu de l'appui prothétique dans la courbe des sujets amputés. Lors de la descente d'escaliers, le même déphasage semble présent, on n'observe cependant plus de décrochement dans la courbe.

Cet effet de la propulsion sur la cinématique du centre de masse a déjà été rapporté dans la littérature lors de l'analyse de la marche des personnes amputées transtibiales. En effet, Adamczyk et Kuo ont proposé un modèle permettant d'étudier l'effet de la réduction de propulsion de cheville. Ce modèle a prédit une diminution de la vitesse du centre de masse lors de l'appui controlatéral, et a ensuite été validé expérimentalement avec des sujets amputés transtibiaux (Adamczyk & Kuo 2015). Toujours dans le cadre de l'amputation transtibiale, Houdijk et al. ont évalué l'effet d'un pied à restitution d'énergie, comparé à un pied SACH et observe une augmentation de la vitesse du centre de masse au début de la phase oscillante prothétique avec un pied restituant plus d'énergie (Houdijk et al. 2018). Pour les personnes amputées transfémorales, plusieurs auteurs ont également mis en évidence un manque de propulsion, et suggéré un lien avec la cinématique du centre de masse mais celui-ci n'a pas été clairement établi (Bonnet et al. 2014; Amma et al. 2021).

La Figure 38 présente les moyennes des vitesses du centre de masse normalisées pour les sujets amputés et asymptomatiques, dans chaque situation. La seule différence significative entre groupes de sujets ( $p=0.03$ ) est relevée sur l'axe antéro-postérieur lors de la montée d'escaliers. Ce résultat indique que les modifications constatées précédemment sur les sujets amputés se font de manière à conserver un comportement moyen

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

sur l'ensemble du cycle similaire à celui des sujets sains. Ce résultat était attendu, en effet la vitesse étant normalisée, sa distribution moyenne suivant les axes antéro-postérieur et vertical est imposée par la situation de marche. Par exemple lors d'une montée de pente à 12% ( $6.8^\circ$ ), la vitesse moyenne normalisée sur l'axe antéro-postérieur est  $1 \times \cos(6.8^\circ) = 0.993$  et sur l'axe vertical  $1 \times \sin(6.8^\circ) = 0.118$ . La différence constatée lors de la montée d'escaliers sur l'axe antéro-postérieur provient probablement d'une détection de la phase d'appui variable combinée à la différence de stratégie de marche entre les deux groupes de sujets.

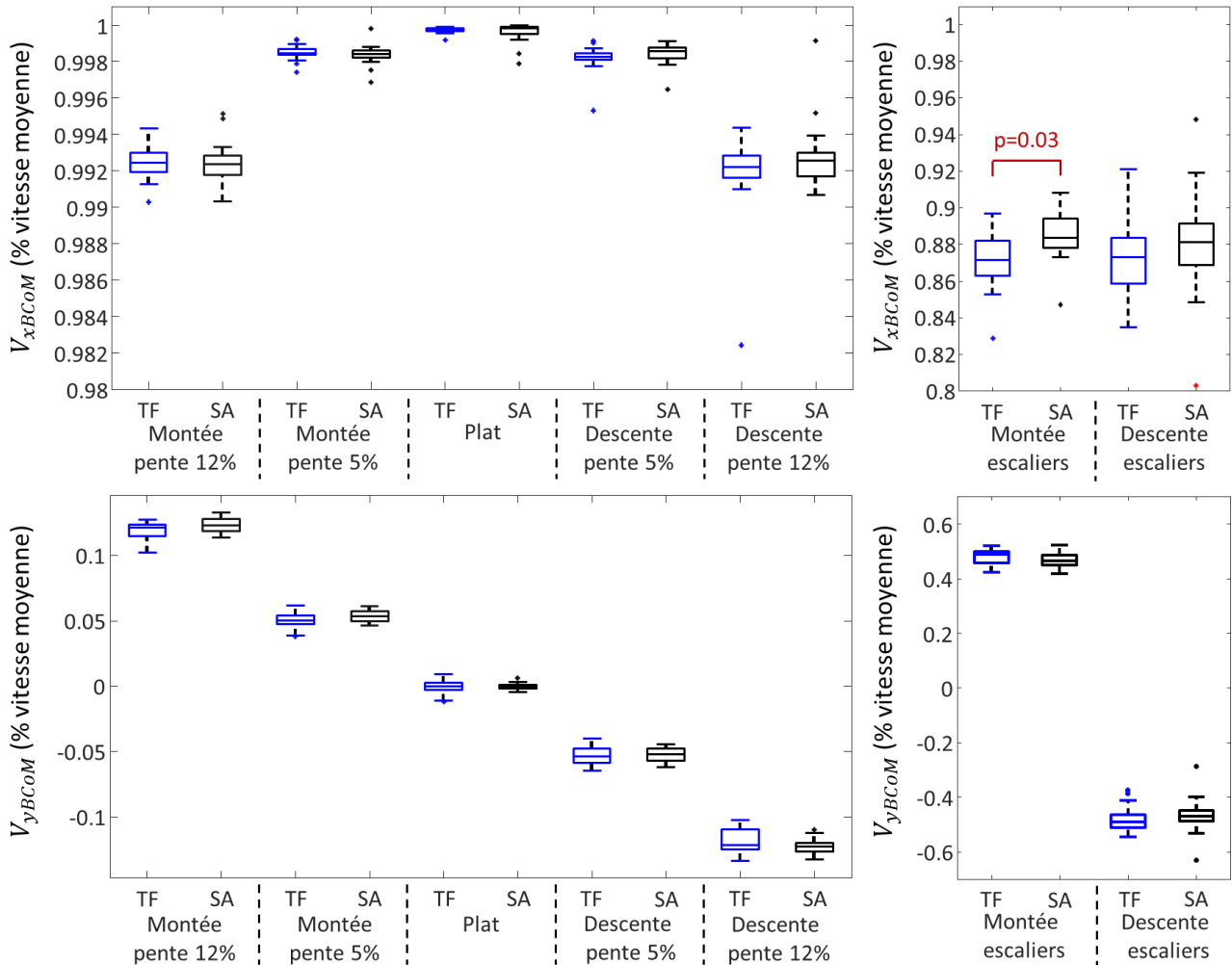


Figure 38 : moyenne des vitesses normalisées suivant chaque axe pour chaque situation, pour les sujets amputés (en bleu) et pour les sujets sains (en noir). La seule différence significative relevée est indiquée (en rouge).

La Figure 39 présente l'évolution au cours du temps de l'angle dans le plan sagittal du vecteur vitesse du centre de masse, par rapport à l'horizontale pour les deux groupes. Des différences significatives sont mises en évidence. On note que les différences entre les deux groupes de sujets, sur ce paramètre, sont très similaires à celles relevées pour la vitesse verticale normalisée.

Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

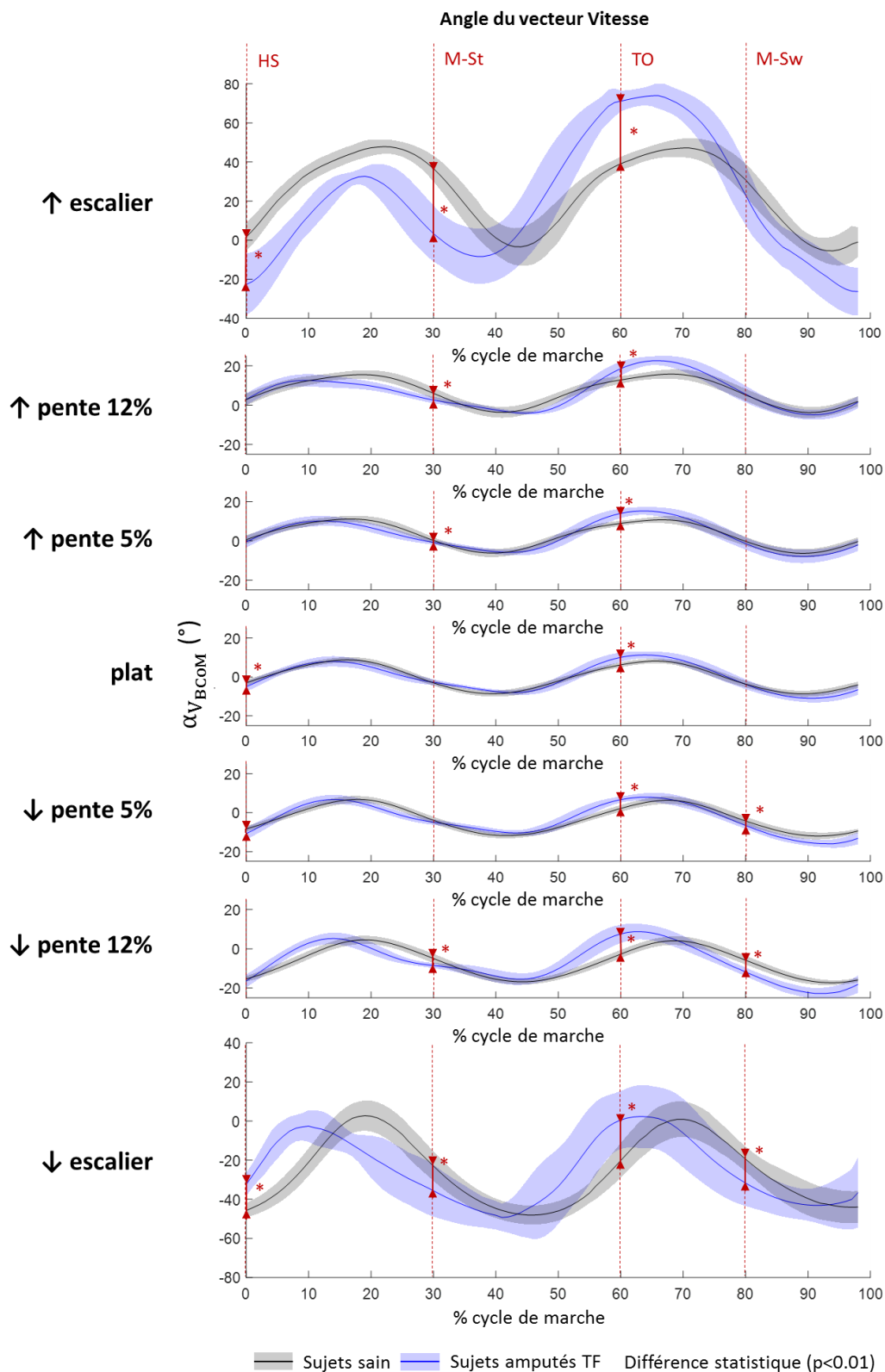


Figure 39 : Angle du vecteur vitesse du centre de masse pour les sujets sains (en noir) et les sujets amputés transfémoraux (en bleu) dans différentes situations de marche (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12% et 5%, marche à plat, descente de pente 5% puis 12%, descente d'escaliers). Les courbes correspondent aux moyennes sur l'ensemble des sujets du groupe, le corridor correspond à  $\pm 1$  écart type. Les différences significatives sont obtenus par t-test si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Mann-Whitney sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque.

### *II.2.3.b. Comparaison entre situations de marche pour les sujets amputés*

La vitesse moyenne sur l'ensemble des patients ( $\pm 1$  écart type) est tracée pour chaque situation sur la Figure 40. Les différences significatives sont mises en évidence.

Lors de la marche à plat et en pente, la vitesse normalisée du centre de masse des personnes amputées, suivant l'axe antéro-postérieur, est similaire quelle que soit la situation. Les seules modifications semblent apparaître sur les courbes, entre la condition à plat et en pente, sont une légère augmentation de la vitesse antéropostérieure lors du second double appui pendant la descente de pente faible et une diminution anticipée de la vitesse antéropostérieure lors de la marche en descente d'une pente plus forte. Cette observation est complétée par l'analyse statistique qui montre une différence significative lors du Toe Off (TO) entre les situations de descente de pente de 5% et 12% ( $p=0.018$ ). En descente d'escaliers, la vitesse sur l'axe antéro-postérieur est proche de celles observées dans les autres situations lors de l'appui talon, mais plus faible pendant le reste du cycle de marche. Enfin, en montée d'escaliers, cette vitesse antéropostérieure est proche de celles relevées dans les autres situations pendant la phase d'appui prothétique, mais beaucoup plus faible pendant la phase oscillante.

Sur l'axe vertical et lors de la montée de pente, on observe un décalage général de l'évolution de la vitesse du centre de masse vers le haut caractérisant une augmentation de la vitesse verticale plus importante pendant la phase oscillante prothétique. Lors de la montée d'escaliers, on observe des modifications de l'évolution de la vitesse similaires, avec une augmentation extrême de la vitesse verticale, en particulier pendant la phase oscillante prothétique. L'apparition de cette dissymétrie semble indiquer que lors des montées, le centre de masse des sujets amputés transfémoraux est élevé, principalement lors de l'appui controlatéral, ce qui est cohérent avec le fait que les genoux prothétiques utilisés dans cette étude ne peuvent pas apporter de travail mécanique au système (composants passifs). L'augmentation de la vitesse verticale du centre de masse pendant la phase d'appui prothétique provient probablement du mouvement des segments supérieurs du corps (e.g. mouvement du tronc) et de l'énergie fournie par le membre inférieur controlatéral pendant le premier double appui prothétique. Lors de la descente de pente, les courbes d'évolution de la vitesse du centre de masse semblent translatées vers le bas (i.e. même pattern mais moyenne plus faible). On observe de plus, pendant la phase d'appui prothétique, une irrégularité dans l'évolution lors de la marche en descente d'une pente à 12% (déjà rapporté dans le paragraphe précédent). Cette irrégularité peut être liée à l'utilisation de la flexion du genou prothétique pendant la phase d'appui qui permet aux sujets amputés d'abaisser le centre de masse de manière contrôlée (non-utilisé dans les pentes plus faibles). Lors de la descente d'escaliers, la courbe d'évolution de la vitesse du centre de masse est translatée vers le bas de manière importante, mais reste quasi symétrique. Le décrochement que l'on constatait lors de la descente d'une pente de 12% d'inclinaison n'apparaît pas dans cette situation, ce qui peut s'expliquer par le fait que le comportement du genou prothétique est usuellement optimisé pour la descente d'escaliers. En effet, ce type de genoux se comportent toujours de la même façon pendant la phase d'appui (quelle que soit la situation), le réglage de ce comportement est un compromis fait de façon à permettre au sujet amputé de contrôler sa descente en escalier, sans qu'il se sente ralenti dans sa marche (en pratique le réglage dépend du ressenti du patient et de l'avis de l'orthoprothésiste).

La

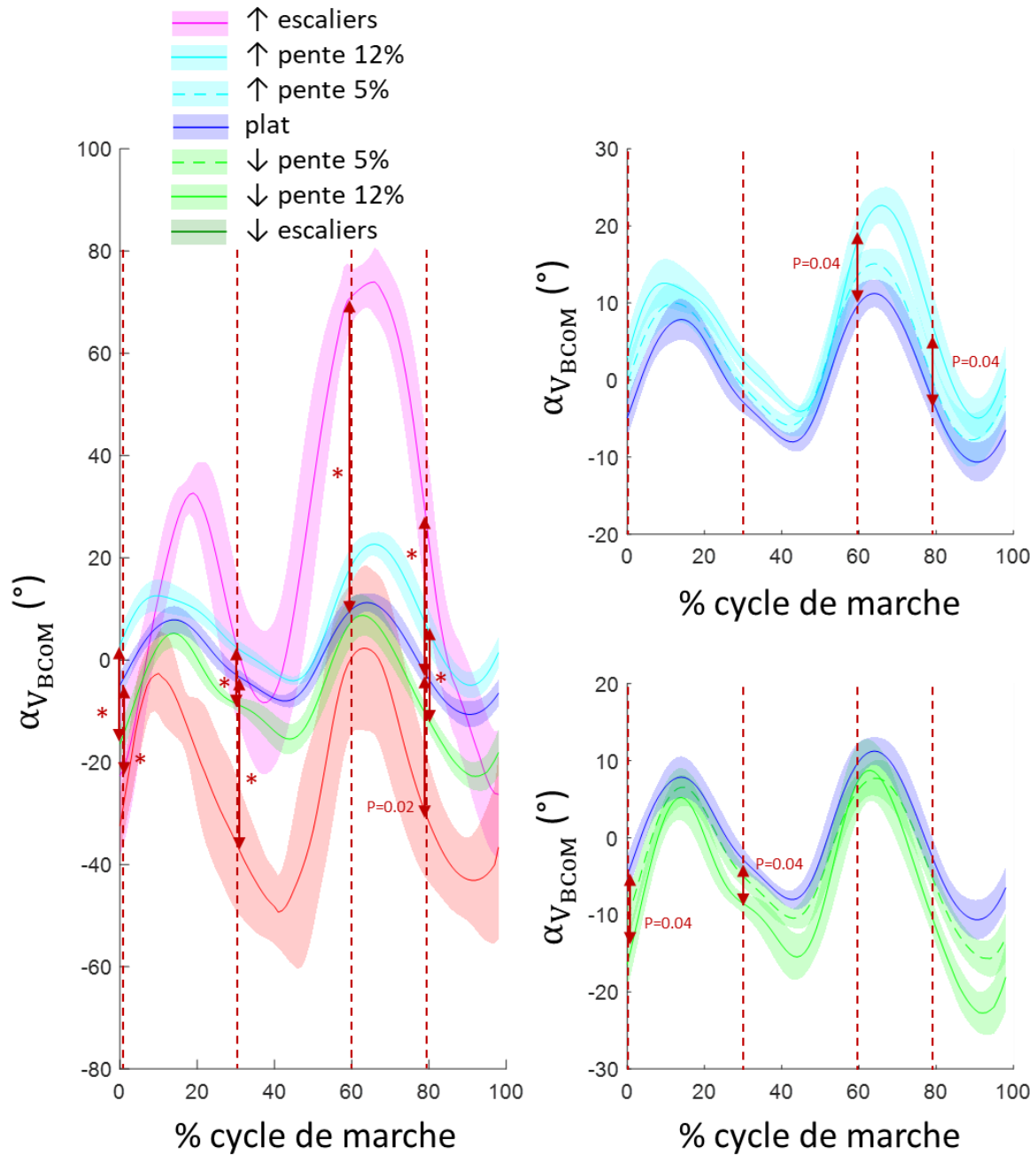


Figure 41 présente les variations de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse dans les différentes situations étudiées. Comme précédemment, ces variations sont extrêmement similaires à celle de la vitesse suivant l'axe vertical, avec un décalage général de l'évolution de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse dans les différentes pentes. Lors de la marche en escalier, les variations sont également similaires à celles observées sur la vitesse verticale du centre de masse, avec lors de la montée une dissymétrie très forte et des angles atteignant  $70^\circ$  et lors de la descente un pattern symétrique mais très fortement négatif, avec des angles atteignant  $-50^\circ$ . Cette grandeur peut de plus être calculée à chaque instants du cycle de marche en temps réel, elle semble donc très intéressante pour le contrôle des prothèses.

Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

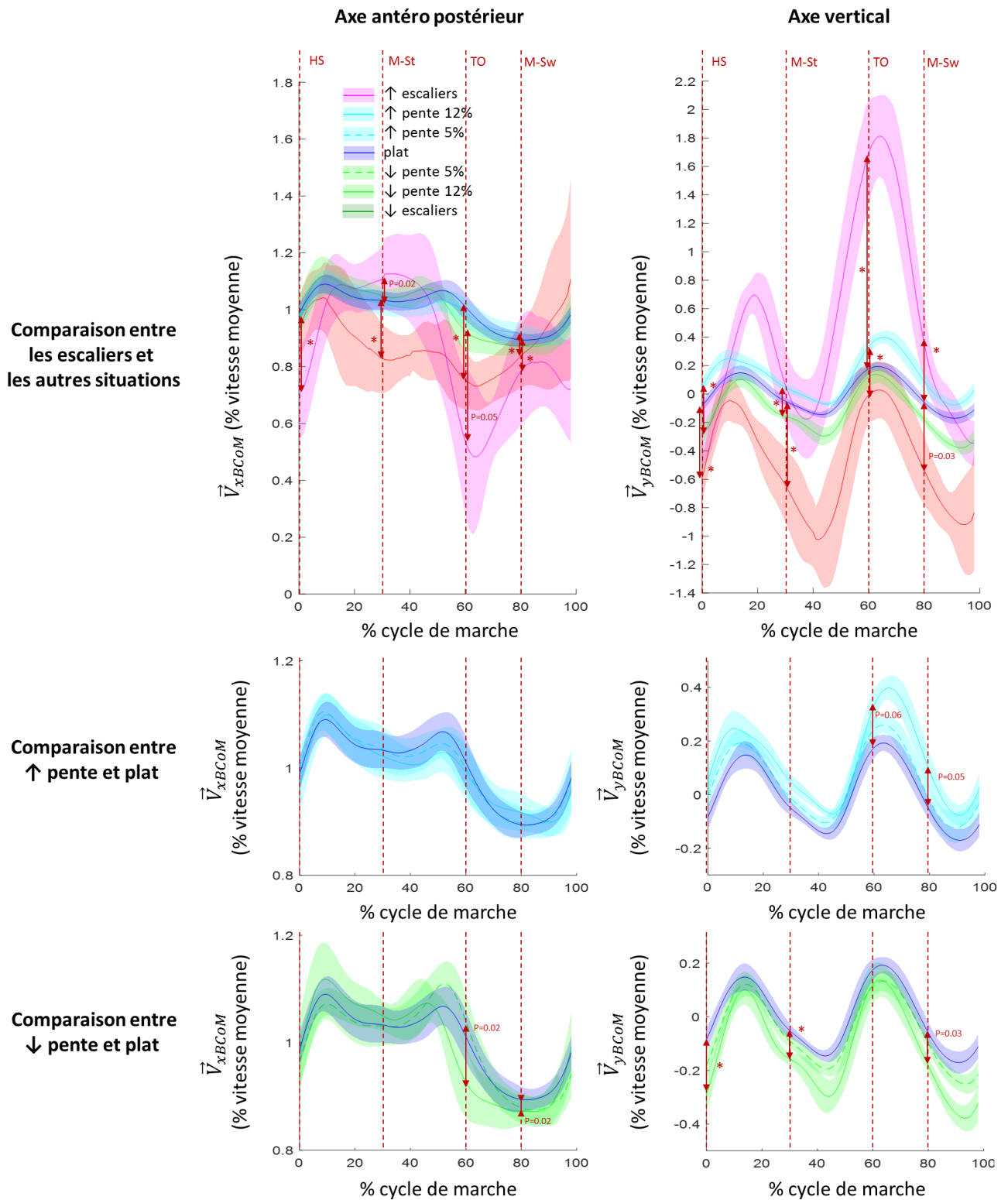


Figure 40 : vitesses normalisées du BCoM pour les différentes situations et sur les axes horizontal et vertical. La ligne représente la courbe moyenne et le corridor correspond à plus ou moins une déviation standard. Les différences significatives sont obtenues par une ANOVA pour mesures répétées si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Friedman sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque ou par la p-value.

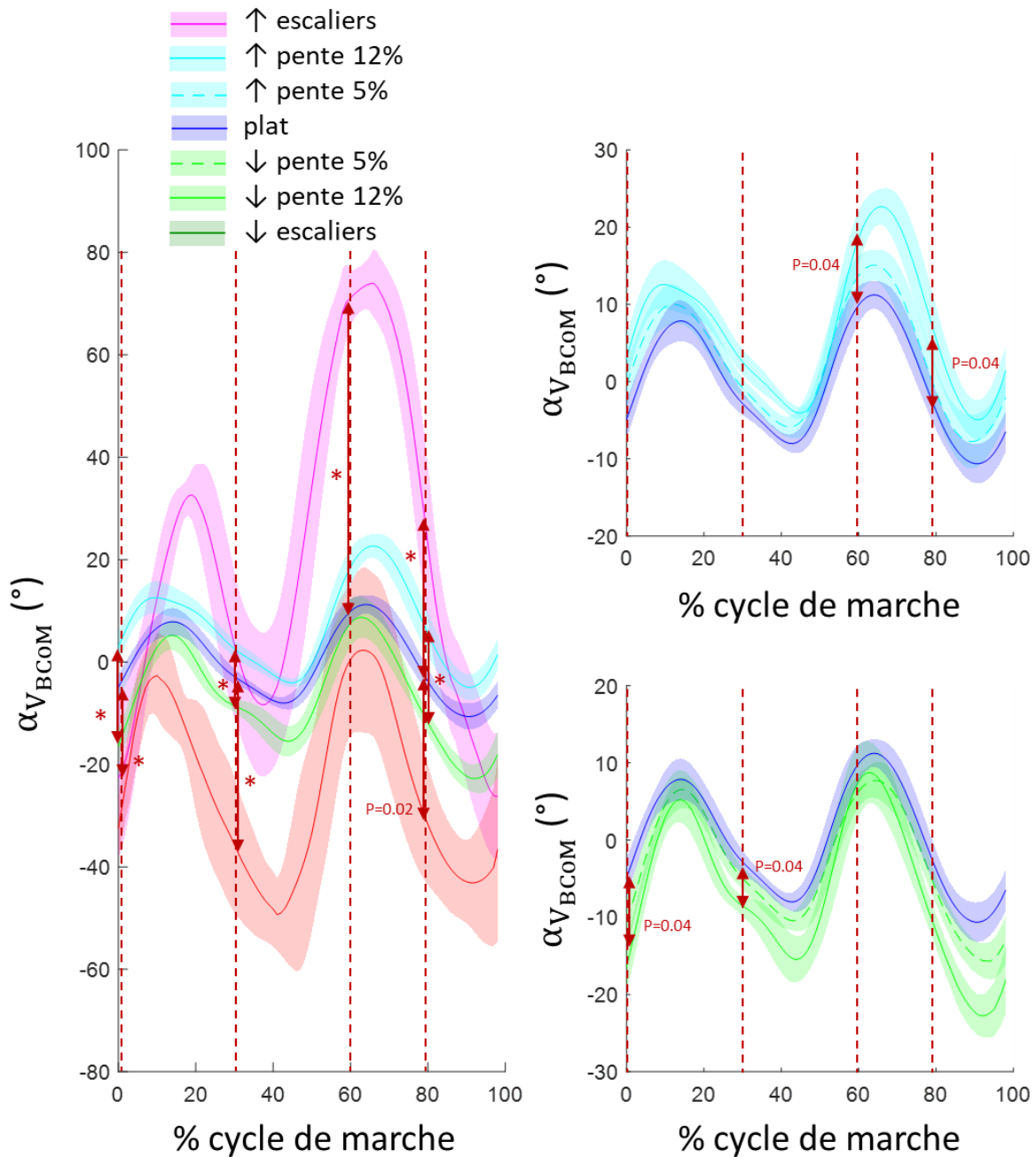


Figure 41 : Angle du vecteur vitesse du centre de masse pour les différentes situations de marche. Les différences significatives sont obtenues par une ANOVA pour mesures répétées si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Friedman sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque ou par la p-value.

## II.2.4. Conclusion

La comparaison entre sujets amputés et asymptotiques a montré des différences notables concernant l'évolution de la vitesse du centre de masse dans les situations de locomotion étudiées. En particulier on a observé lors des montées de pente une vitesse verticale dissymétrique, avec un déficit de vitesse pendant la première partie du cycle prothétique, compensé par son augmentation lors de la seconde partie du cycle. Cette modification du pattern de marche peut s'expliquer par un manque de propulsion du coté prothétique.

## Recherche de paramètres biomécaniques déterminants pour l'adaptation du contrôle aux situations de marche

Lors des descentes de pentes de faible inclinaison on observe une légère augmentation de la vitesse antéropostérieure, et lors des descentes de pentes de plus forte inclinaison on observe une irrégularité dans la courbe d'évolution de la vitesse verticale. Ces modifications peuvent être mises en relation avec les différentes stratégies de descente de pente utilisées par les personnes amputées dans ces situations. Ces différences observées se font de manière à conserver, en moyenne sur l'ensemble du cycle, un comportement similaire à celui des sujets sains.

Cette étude confirme donc que la vitesse du BCoM est un paramètre permettant de différencier les situations à de nombreux instants du cycle de marche. Plus spécifiquement, pour les montées de pente et d'escaliers, il semble particulièrement intéressant d'étudier la phase oscillante prothétique, pendant laquelle une augmentation importante de la vitesse verticale et de l'angle du vecteur vitesse se produit. Lors des descentes de pentes et d'escaliers il semble en revanche plus intéressant d'exploiter la vitesse verticale ou l'angle du vecteur vitesse pendant les doubles appuis.

Cette étude a été conduite sur des données obtenues en régime établi, il est donc difficile de conclure quant au comportement des personnes amputées transfémorales lors des transitions. Cependant le fait que les moyennes sur l'ensemble du cycle soit équivalente entre sujets amputés et asymptomatiques suggère que les adaptations lors des transitions seront similaires pour les deux populations. Ces résultats, couplés au fait que l'amputation n'affecte pas la commande centrale, nous pousse à penser que des anticipations posturales existeront lors de l'approche des différentes situations. Celles-ci seront cependant probablement légèrement différentes chez les sujets amputés. On peut en particulier s'attendre à observer des adaptations permettant aux personnes amputées de s'accommoder de l'absence de puissance généré dans les articulations prothétiques.

Cette étude a donc mis en évidence le fait que la vitesse du centre de masse du corps complet de la personne est représentative de la marche en pente et en escaliers. Cette vitesse pourrait donc potentiellement permettre une anticipation de ces situations. Nous présenterons dans la partie suivante une méthode permettant l'obtention de ce centre de masse en embarqué et en temps réel.



## Partie III. ESTIMATION DE LA CINEMATIQUE DU CENTRE DE MASSE A PARTIR DE CAPTEURS EMBARQUES

---

Dans de la Partie I, nous avons identifié deux possibilités permettant l'adaptation du comportement de la prothèse dans les différentes situations. D'une part il est possible de reconnaître les différentes situations de marche de façon explicite, puis de modifier le contrôle de haut niveau (section 1.2.3.a). Si les approches basées sur le Machine Learning peuvent permettre cette reconnaissance, leur utilisation dans le cadre du contrôle des prothèses est limitée à cause de leur mauvaise interprétabilité ne permettant pas d'anticiper leur comportement dans des situations non prévues initialement.

Ces algorithmes de Machine Learning sont basés sur des modèles statistiques, et montrent donc qu'il existe un modèle sous-jacent permettant l'obtention d'une signature caractéristique de la marche dans les différentes situations. Une approche plus interprétable et permettant cette reconnaissance de situation est alors de baser l'obtention de cette signature de la marche sur un modèle biomécanique explicite. Cette signature est alors composée d'une ou plusieurs grandeurs biomécaniques représentatives des situations de marche.

D'autre part, l'obtention de ces grandeurs biomécaniques peut permettre une adaptation continue de la prothèse par le biais du contrôle de niveau intermédiaire (section 1.2.3.b).

Finalement, les adaptations nécessitent donc des critères représentatifs de la marche quel que soit le niveau de contrôle où l'adaptation a lieu. Afin d'identifier ces critères, nous avons, dans la Partie II, étudié la littérature scientifique focalisée sur l'analyse de la marche lors des changements de situations. Cette revue de littérature nous a permis de montrer que la cinématique du centre de masse de la personne devrait être prédictive des changements de situations de locomotion et serait donc une variable à fort potentiel pour le contrôle, que ce soit en haut niveau ou en niveau moyen. L'absence de littérature scientifique traitant de l'analyse de la cinématique du centre de masse des personnes amputées dans différentes situations de marche nous a ensuite poussée à étudier cette cinématique chez les personnes amputées au niveau transfémoral. Cette étude a permis de valider l'intérêt de ce paramètre pour le contrôle des prothèses.

On peut, de plus, rappeler que la revue de la littérature de la Partie I avait mis en évidence des méthodes de contrôle de niveau intermédiaire utilisé en robotique permettant une adaptation aux situations de manière intrinsèque. Ces approches sont basées sur des modèles de comportement robustes, nécessitant une certaine connaissance de la cinématique du système complet comme donnée d'entrée. Dans ces modèles, la cinématique du centre de masse de la personne est une grandeur fréquemment utilisée.

La cinématique du centre de masse de la personne devrait donc permettre le développement de nouvelles méthodes de contrôle de la prothèse. Cependant son utilisation pour adapter la prothèse nécessite de l'obtenir en temps réel ce qui constitue un verrou scientifique majeur, puisque les méthodes d'analyse du mouvement habituelles, basées sur la capture optoélectronique, ne permettent pas cette détermination en temps réel.

D'autre part, de nombreux auteurs utilisent des centrales inertielles (IMUs) afin d'obtenir des grandeurs cinématiques variées dans le cadre du contrôle de prothèse telles que la trajectoire de la cheville (Herr & Wilkenfeld 2003; Stolyarov et al. 2018), la trajectoire du genou (Herr et al. 2012), ou l'angle de la jambe (Seifert 2018). Les méthodes utilisées pour obtenir ces grandeurs ne sont cependant que rarement explicitées.

L'objectif de cette partie est donc de proposer une méthode permettant l'obtention du centre de masse de la personne en temps réel à partir de centrales inertielles pouvant être embarquée dans la prothèse. De plus afin de pouvoir utiliser cette cinématique du centre de masse pour le contrôle, celle-ci doit être calculée en

temps réel. Enfin le calcul doit pouvoir s'effectuer sur le microcontrôleur de la prothèse, et donc nécessiter une puissance de calcul limitée.

Pour atteindre cet objectif, nous allons d'abord nous intéresser au traitement des données d'une unique centrale inertielle placée sur le tibia, comme c'est le cas sur le prototype SYNSYS. Le passage par l'utilisation d'une unique centrale inertielle permet, d'une part, d'exploiter au mieux la centrale inertielle déjà présente sur le prototype, mais surtout cela permet d'étudier les différentes techniques de traitement des centrales inertielles existantes. Une meilleure connaissance de ces techniques nous permettra ensuite de proposer une configuration de capteurs pour permettre l'obtention du centre de masse de la personne. La revue de littérature du Chapitre III.1 présente ainsi les algorithmes proposés dans la littérature pour obtenir l'orientation puis la vitesse et la trajectoire d'une unique centrale inertielle placée sur le membre inférieur pendant la marche. À la suite de cette revue de littérature, le Chapitre III.2 se consacre au développement et à l'évaluation d'une méthode permettant l'obtention de la cinématique du segment tibial prothétique. Le Chapitre III.3 poursuit le développement de l'algorithme de façon à obtenir le centre de masse de la personne à partir d'un ensemble de centrales inertielles.

## Chapitre III.1. BIBLIOGRAPHIE : OBTENTION DE L'ORIENTATION, DE LA VITESSE ET DE LA TRAJECTOIRE D'UNE CENTRALE INERTIELLE PLACEE SUR LE MEMBRE INFERIEUR AU COURS DE LA MARCHÉ

Les centrales inertielles sont constituées d'un accéléromètre, ainsi que d'un gyroscope. L'accéléromètre mesure les accélérations, y compris de pesanteur. Le gyroscope mesure quant à lui les vitesses angulaires. Les centrales inertielles sont très souvent associées à des magnétomètres. Cependant, l'utilisation d'un magnétomètre dans une prothèse expose le capteur à de nombreuses perturbations magnétiques issues des nombreux composants électroniques, moteurs électriques et/ou matériaux ferromagnétique en présence, ce qui ne permet pas d'avoir une mesure suffisamment fiable du champ magnétique terrestre (Garofalo 2010, chap. 4.2.2; David Li & Hsiao-Wecksler 2013). Nous nous concentrerons donc sur les capteurs purement inertiels.

### III.1.1. Utilisation des centrales inertielles pour l'analyse de la marche

Les centrales inertielles sont de plus en plus utilisées pour l'analyse du mouvement car, contrairement aux méthodes de capture du mouvement classiques elles permettent la mesure en situations écologique. La littérature sur ce sujet est extrêmement fournie, et en pleine expansion, nous ne présentons donc dans cette section que le schéma global de traitement des centrales inertielles, puis nous présenterons dans les sections des revues de la littérature focalisée sur l'obtention de l'orientation d'une unique centrale inertielle placée sur le membre inférieur au cours de la marche.

Certains auteurs proposent de développer des méthodes utilisant directement les données des centrales inertielles (accélérations, vitesses angulaires) pour réaliser des analyses de la marche, mais la plupart des auteurs cherchent à obtenir des paramètres déjà connus dans l'analyse de la marche (e.g. longueur et largeurs de pas, vitesse de marche, cadence). Les données obtenues avec les centrales inertielles nécessitent alors d'être traitées correctement pour obtenir ces paramètres (Jarchi et al. 2018; Pacini Panebianco et al. 2018; Simonetti 2020).

En effet l'accélération de la centrale inertielle peut être intégré afin d'obtenir sa position. Cependant les données de l'accéléromètre  $\vec{A}_{R_{IMU}}$  contiennent non seulement l'accélération de la centrale inertielle  $\vec{U}_{R_0}$ , mais aussi l'accélération de gravité  $\vec{g}_{R_{IMU}}$  (équation (6)).

$$\vec{A}_{R_{IMU}} = \ddot{\vec{U}}_{R_{IMU}} + \vec{g}_{R_{IMU}} \quad (6)$$

Cette mesure ayant lieu dans le repère de la centrale inertielle, il est nécessaire de connaître l'orientation de la centrale inertielle dans le repère global  $[P_{R_0 R_{IMU}}]$ . Cette orientation permet de projeter les données d'accéléromètres dans ce repère global ou l'expression de l'accélération de gravité  $\vec{g}_{R_0} = [0 \ 0 \ -9.81]^T$  est connue. Il est alors possible d'isoler l'accélération de la centrale inertielle  $\ddot{\vec{U}}_{R_0}$ , en ajoutant le vecteur  $\vec{g}_{R_0}$  (l'accélération de gravité est vu positivement par l'accéléromètre) (équation (7), Figure 42).

$$\ddot{\vec{U}}_{R_0} = [P_{R_0 R_{IMU}}] \cdot \vec{A}_{R_{IMU}} + \vec{g}_{R_0} \quad (7)$$

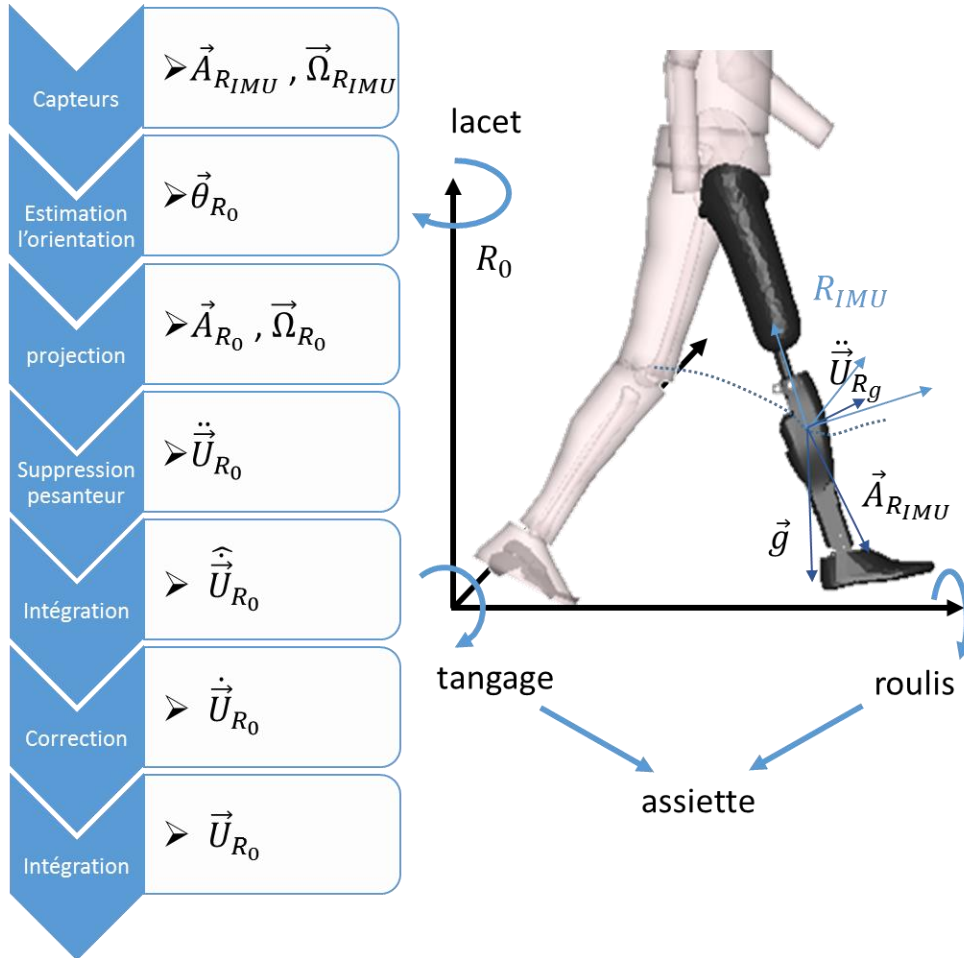


Figure 42 : processus permettant d'obtenir les paramètres cinématiques à partir d'une centrale inertielle.

Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour obtenir cette orientation. Dans la suite de ce chapitre, nous adopterons des termes empruntés à l'aviation pour désigner les différentes orientations. Nous parlerons d'assiette pour désigner l'orientation de la prothèse suivant les deux axes horizontaux. L'angle autour de l'axe perpendiculaire à la direction de la marche sera désigné par le terme d'angle de tangage, l'angle autour de l'axe de la marche sera désigné par le terme d'angle de roulis et l'angle autour de l'axe vertical sera appelé angle de lacet ou de cap (Figure 42).

Il est possible de tirer parti du fait que l'accéléromètre mesure l'accélération de gravité pour l'utiliser comme un inclinomètre lorsque la centrale inertielle est en quasi-statique. En effet l'équation (7) peut être réécrite sous la forme (équation (8)) :

$$\vec{A}_{R_{IMU}} = [P_{R_{IMU} R_0}] \cdot (\ddot{\vec{U}}_{R_0} - \vec{g}_{R_0}) \approx -1 \cdot [P_{R_{IMU} R_0}] \cdot \vec{g}_{R_0} \quad (8)$$

On peut ensuite, en choisissant une séquence d'axe judicieuse, exprimer la matrice  $[P_{R_{IMU}R_0}]$  en fonction des angles d'Euler et résoudre le système résultant afin d'identifier les angles de roulis et de tangage. Cette estimation est cependant très bruitée et sensible aux effets dynamiques (hypothèse quasi-statique) (Figure 43).

L'orientation peut également être obtenue par intégration des vitesses angulaires mesurées par le gyroscope. L'intégration numérique consiste en une somme du signal à intégrer, les erreurs de mesures (i.e. bruit) sur ce signal vont donc s'ajouter au cours du temps, conduisant à une dérive du signal obtenu par intégration (Figure 43). Cette dérive dépend de nombreux paramètres tels que le bruit de mesure sur le signal initial, la fréquence d'acquisition, et la méthode d'approximation de l'intégration.

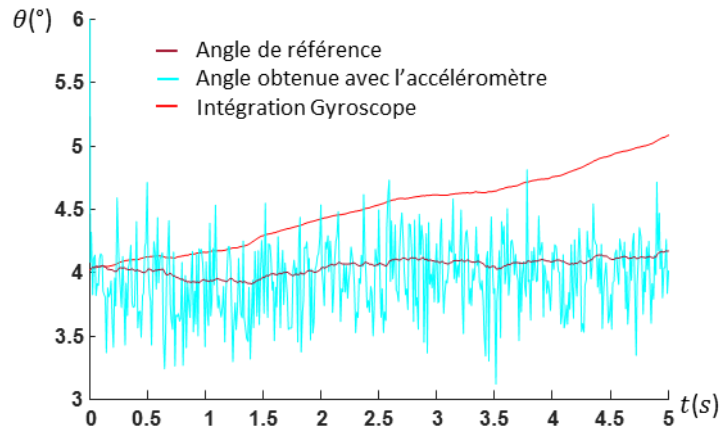


Figure 43 : exemple d'un angle obtenu par intégration du gyroscope et avec l'accéléromètre par rapport à sa valeur de référence.

Aucune de ces deux méthodes n'est donc suffisamment précise pour être utilisable directement. Il est cependant possible d'améliorer l'estimation de l'orientation en fusionnant ces deux estimations. De très nombreuses méthodes permettant cette fusion ont été proposées dans la littérature, le paragraphe III.1.1 présente ces différentes stratégies.

Une fois que l'assiette est connue, il est possible d'exprimer les mesures de l'accéléromètre dans le repère inertiel (équation (7)), et donc de soustraire la composante de pesanteur (i.e. le vecteur  $\vec{g}_{R_0}$ ). L'accélération obtenue peut ensuite être intégrée deux fois pour obtenir la trajectoire. De la même manière que pour le gyroscope, cette intégration conduit à une dérive de la vitesse et de la trajectoire. Certains auteurs proposent des méthodes permettant une correction de cette dérive. Ces méthodes sont souvent basées sur des modélisations de la phase d'appui. La section III.1.3 présente ces approches permettant la correction de l'intégration des données d'accélération (Figure 42).

### III.1.2. Obtention de l'assiette d'un segment avec une unique IMU

Le Tableau 5 regroupe les études ayant utilisé des algorithmes permettant l'estimation de l'orientation et résume les erreurs par rapport à une mesure optoélectronique rapportées par les auteurs. Pour chaque étude, le tableau spécifie si l'algorithme peut être utilisé en embarqué pour une estimation temps réel. Le placement des IMU est également indiqué. Seules les études ayant évalué leurs méthodes sur des essais de marche sont considérées. Les différents algorithmes sont détaillés dans la suite de ce paragraphe.

## Estimation de la cinématique du centre de masse à partir de capteurs embarqués

Tableau 5 : Tableau de littérature sur l'estimation de l'assiette d'un segment à partir d'une centrale inertielle lors de la marche. Toutes les études prennent pour référence l'orientation obtenue par une capture optoélectronique. Abréviations utilisées : NL = non linéaire, GV = gain variable

Étude	Algorithme	Utilisation temps réel en embarqué	Placement IMU	RMSE (°)
Mazzà 2012	Kalman étendu	Non	Tronc	<1
Simcox 2005	Kalman	Non	Tronc, Cuisse, Jambe	1,5 3,6 3,0
Teruyama 2013	Kalman étendu + GV	Non	Jambe	2 (3km/h) 3 (5km/h)
Bergamini 2014	Kalman	Non	Dos (L3-L4)	<5,5
Bergamini 2014	Complémentaire NL	Oui	Dos (L3-L4)	<5,5
Seel 2015	Correction intégration	Oui	Pied	3,03
Dejnabadi 2006	Correction intégration	Non	Jambe	1
Bonnet 2013	Correction intégration	Non	Bas du dos	<1,2
Huang 2016	Complémentaire NL	Oui	Pied	2,16 (lacet)

Dans la littérature le filtre de Kalman est considéré comme la référence pour l'obtention de l'orientation d'une centrale inertielle. Afin de faciliter l'explication de son fonctionnement nous avons cependant choisi de le placer à la fin de ce paragraphe.

### III.1.2.a. Correction de l'intégration du gyroscope

Pour une application aux membres inférieurs pendant la marche, plusieurs auteurs ont proposé des stratégies permettant de corriger l'intégration du gyroscope.

Dejnabadi et al. proposent une méthode utilisant une centrale inertielle sur le tibia, dans laquelle ils détectent les périodes où l'accéléromètre donne une valeur pertinente de l'orientation, et en déduisent l'expression de la dérive pendant ces périodes. Pendant le reste du temps la dérive est estimée après-coup par interpolation entre deux périodes où la valeur de la dérive est connue. L'orientation finale est obtenue par la soustraction de la dérive estimée de l'intégration du gyroscope. Cette approche permet une estimation de l'angle du segment tibial avec une erreur quadratique moyenne (RMSE) inférieure à 1°, elle est cependant spécifique au segment tibial et ne permet qu'une estimation a posteriori (Dejnabadi et al. 2006).

Seel et al. ont proposé une méthode permettant l'obtention de l'assiette du pied à partir d'une unique centrale inertielle. Ils utilisent l'assiette obtenue avec l'accéléromètre pendant la phase de pied à plat sur le sol et une intégration des données du gyroscope pendant le reste du cycle de marche. Ils proposent de plus de corriger la dérive de l'intégration après coup en supposant que cette dérive est constante pendant la phase oscillante. Les RMSE rapportés par les auteurs sont inférieurs à 3° pour l'intégration directe en phase oscillante et 1° pour la méthode corrigée après-coup (Seel et al. 2015).

Ces méthodes permettent d'obtenir des précisions proches du filtre de Kalman mais ces techniques sont spécifiques à un segment et ne permettent pas la correction de la dérive à chaque instant, en temps réel (Dejnabadi et al. 2006; Seel et al. 2015).

### III.1.2.b. Le filtre complémentaire

Le filtre complémentaire permet de fusionner les estimations de l'orientation issue de l'intégration du gyroscope avec l'estimation de l'assiette issue de l'accéléromètre. Le principe de ce filtre est d'exploiter le fait

que l'estimation issue de l'accéléromètre est fiable dans les basses fréquences mais très bruitée, alors que l'estimation issue de l'intégration des données du gyroscope est juste dans les hautes fréquences mais dérive au cours du temps. Le filtre complémentaire applique donc un filtre passe-bas sur l'estimation issue de l'accéléromètre et un filtre passe-haut sur le résultat de l'intégration du gyroscope. Les résultats de ces deux filtrages sont ensuite additionnés pour obtenir une estimation de l'assiette. Ces deux filtres sont complémentaires, ils ont donc la même fréquence de coupure. Pour des systèmes échantillonnés, ce filtre peut être implémenté à l'aide de l'équation (9) (Figure 44).

$$\vec{\theta}_t = k * (\vec{\theta}_{t-1} + \vec{\Omega} * \Delta t) + (1 - k) * \vec{\theta}_{acc} \quad (9)$$

Dans cette équation,  $\vec{\theta}_t$  est le vecteur orientation au pas de calcul  $t$ .  $\vec{\Omega}$  est la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope.  $\Delta t$  est le temps écoulé entre deux itérations du filtre.  $\vec{\theta}_{acc}$  est l'estimation de l'assiette issue de l'accéléromètre.  $k$  est le gain du filtre complémentaire. Il est lié à la fréquence de coupure  $f_c$  des deux filtres par la relation définie dans l'équation (10) (Colton 2007).

$$k = \frac{1}{1 + 2\pi \cdot f_c \cdot \Delta t} \quad (10)$$

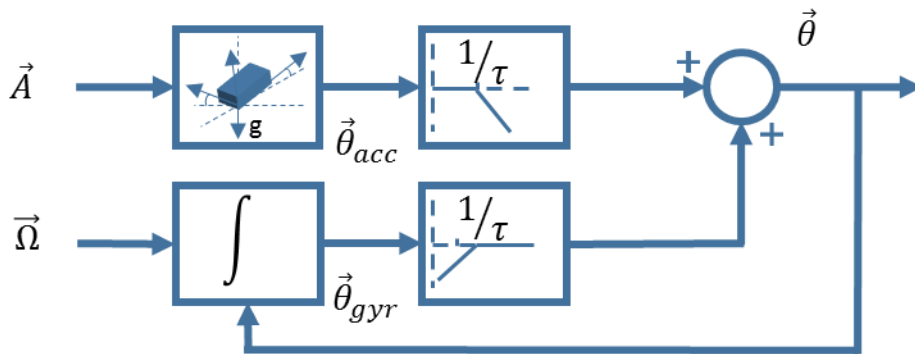


Figure 44 : Schéma de principe du filtre complémentaire.

### III.1.2.c. Le filtre complémentaire non-linéaire

Le filtre complémentaire est soumis à plusieurs biais. Le premier est lié aux repères de calcul des deux estimations. En effet, les données du gyroscope sont exprimées dans le repère de mesure de la centrale. L'intégration de ces données donnera donc une estimation dans le repère de mesure. D'un autre côté, l'estimation issue de l'accéléromètre calcule l'assiette du repère de mesure par rapport au repère global, cette estimation est ainsi exprimée dans le repère global (Figure 45). Pour certaines applications où le mouvement reste dans un plan perpendiculaire à l'axe du gyroscope (e.g. Segway), l'axe du gyroscope peut être considéré comme confondu avec l'axe du repère global. Dans cette situation, le calcul réalisé dans le filtre complémentaire est valide. Lors de la marche, les segments ont des rotations en trois dimensions, un biais apparaît donc lors de l'utilisation du filtre complémentaire.

$$\vec{\theta}_t = k * (\underbrace{\vec{\theta}_{t-1} + \vec{\Omega} * \Delta t}_{\text{Dans } R_{IMU}}) + (1 - k) * \underbrace{\vec{\theta}_{acc}}_{\text{Dans } R_0}$$

Estimation Biaisée

Figure 45 : Limites du filtre complémentaire

Pour réduire ce biais, des auteurs ont développé des filtres non-linéaires. Ces filtres ont pour principe de projeter les données de vitesse angulaire dans le repère global. Cela peut être fait de différentes façons, toutes rendant le filtre non-linéaire. On utilise en général l'estimation finale du pas précédent pour réaliser cette projection (Mahony et al. 2008; Madgwick et al. 2011). Dans l'équation (11) est présentée une implémentation possible (Figure 46).

$$[\vec{\theta}_t]_{R_0} = k * ([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0} + R([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0}) * [\vec{\Omega}]_{R_{IMU}} * \Delta t) + (1 - k) * [\vec{\theta}_{acc}]_{R_0} \quad (11)$$

$R([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0})$  est la matrice de rotation obtenue à l'aide de l'estimation du pas précédent. On suppose ici que l'estimation change peu entre deux pas successifs, le produit  $R([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0}) * [\vec{\Omega}]_{R_{IMU}}$  représentera donc les données du gyroscope exprimées dans le repère global. Cette matrice rend l'équation non-linéaire.

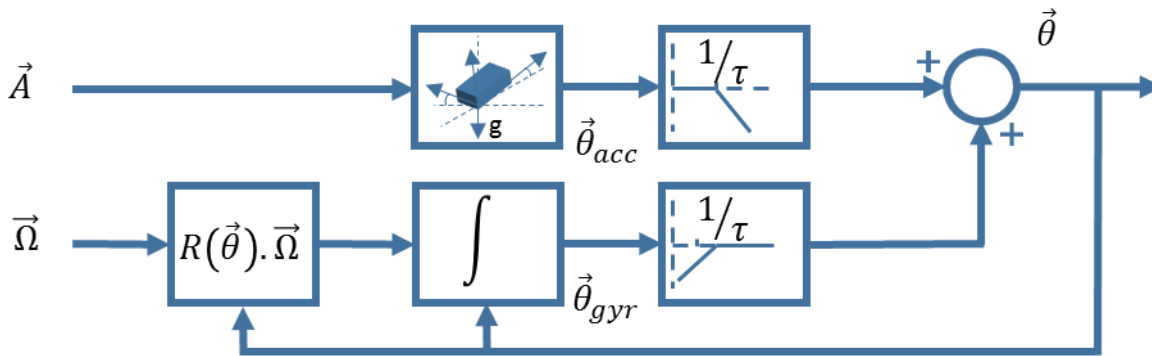


Figure 46 : Exemple de schéma de principe d'un filtre complémentaire, présenté dans l'équation (11).

Les filtres non linéaires ont montré qu'ils permettaient d'obtenir des estimations de l'orientation proches de celles issues des filtres de Kalman pour des applications relativement peu dynamiques (Madgwick et al. 2011). Ces filtres ont également été utilisés pendant la marche, avec des résultats corrects (Tableau 5) (Bergamini et al. 2014; Y. Huang et al. 2016) .

### III.1.2.d. Le filtre complémentaire non-linéaire à gain variable

Pendant la marche, les perturbations dynamiques sont particulièrement importantes et empêchent une bonne estimation de l'assiette issue de l'accéléromètre (Yun et al. 2012). Plusieurs auteurs ont proposé des méthodes permettant de faire varier le gain du filtre en fonction d'une erreur (Tian et al. 2013; Valenti et al. 2015). L'équation (12) reprend l'équation du filtre non-linéaire et lui ajoute un gain variable.

$$[\vec{\theta}_t]_{R_0} = k(e) * ([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0} + R([\vec{\theta}_{t-1}]_{R_0}) * [\vec{\Omega}]_{R_{IMU}} * \Delta t) + (1 - k(e)) * [\vec{\theta}_{acc}]_{R_0} \quad (12)$$

Dans cette équation,  $e$  est une métrique d'erreur. L'erreur est généralement définie soit d'après les données brutes de l'accéléromètre, ou d'après l'estimation de l'assiette qui en est issue (Teruyama & Watanabe 2013; Valenti et al. 2015).

Ce type de filtre permet d'obtenir des précisions du même ordre qu'un filtre de Kalman étendu (Valenti et al. 2015). Un filtre utilisant un gain variable a été utilisé pendant la marche par Calusdian et Yun pour obtenir l'orientation d'une centrale inertielle placée sur le pied. Les auteurs ne rapportent pas d'erreur sur l'orientation obtenue pendant la marche, mais utilise cette orientation pour permettre l'intégration des données de l'accéléromètre lors de la marche d'un sujet sur une piste d'athlétisme (400m). Ils comparent qualitativement les approches avec et sans gain variable et constate une nette amélioration lors de l'utilisation d'un gain variable. Ils rapportent, de plus, une erreur sur la trajectoire totale reconstruite de 0.8% avec ce gain variable et de 2.5% avec l'algorithme propriétaire de MicroStrain™.(Calusdian 2010; Yun et al. 2012).

### III.1.2.e. Le filtre de Kalman

Le filtre de Kalman peut être vu comme un filtre complémentaire permettant de fusionner les estimations de l'orientation issues de l'intégration du gyroscope avec l'estimation de l'assiette issue de l'accéléromètre de façon optimale. En effet le gain utilisé dans le filtre de Kalman pour réaliser cette fusion est calculé à chaque instant d'après un modèle mathématique (statistique) du système physique et de ses erreurs.

En fonction des modèles utilisés, il peut prendre en compte de nombreuses sources d'erreurs. Il fonctionne en deux étapes : 1/ l'étape de prédiction calcule une estimation a priori de la grandeur recherchée (i.e. orientation de la centrale inertielle) et de sa variabilité (i.e. matrice de covariance). Cette étape de prédiction consiste, dans notre cas, en l'intégration des données du gyroscope 2/ Pendant l'étape de mise à jour, le filtre calcule une erreur entre cette estimation a priori et la grandeur d'intérêt mesurée (i.e. orientation obtenue avec l'accéléromètre). Il estime de plus la variabilité de cette erreur en fonction de celles de l'estimation a priori et du modèle d'erreur de mesure des capteurs. Ces variabilités permettent ensuite le calcul du gain optimal du filtre de Kalman. Une estimation a posteriori est ensuite calculée en corrigeant l'estimation a priori avec l'erreur multipliée par le gain du filtre de Kalman. Enfin, le filtre met à jour la mesure de variabilité de l'estimation (Kalman 1960; Sabatini 2011; Lim et al. 2016).

De la même façon que pour le filtre complémentaire, lors de l'estimation de l'orientation d'une centrale inertielle, le filtre linéaire conduit à un biais du aux différents repère de mesure. Des filtres de Kalman dont les modèles de comportement du système et/ou des capteurs sont des fonctions non-linéaire, appelé filtre de Kalman étendu, ont alors été proposés (Lim et al. 2016).

Ce filtre est considéré comme une référence en termes de précision, et les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) de l'orientation obtenue comparée à celle mesurée par un système optoélectronique sont inférieures à 1° pour le tronc (Mazzà et al. 2012).

Cependant, pour le contrôle prothétique, les IMU sont souvent placées sur des segments soumis à des effets dynamiques importants comme le tibia ou le pied, or les performances de ce filtre sont réduites dans ces conditions (Dejnabadi et al. 2006). Ainsi, la littérature rapporte des RMSE de l'ordre de 2° à 3° lors de la marche avec des IMU placées sur le pied ou le tibia (Simcox et al. 2005; Teruyama & Watanabe 2013).

D'autres limites de ce filtre existent. D'une part, la mise à jour de l'estimation de la variabilité nécessite plusieurs mesures. Dans le cadre d'applications très dynamiques, ce filtre requiert donc une fréquence d'échantillonnage importante. D'une part, le processus d'estimation de la variabilité en temps réel, permettant le choix optimal du filtre de Kalman, nécessite plusieurs multiplications matricielles et donc un coût de calcul important. D'autre part, en pratique, le filtre de Kalman étendu linéarise le système à chaque instant (i.e. utilisation de la matrice jacobienne). Non seulement cela ajoute une étape de calcul, mais cette linéarisation impose également, pour des systèmes très dynamiques, une fréquence de calcul élevée pour éviter les instabilités (Madgwick et al. 2011). D'autre approches ont été proposées pour résoudre cette non-linéarité tel que le filtre de Kalman « Unscented », mais celles-ci nécessitent un coup de calcul très important (Zampella et al. 2012).

Son utilisation sur un segment soumis à de forts effets dynamiques, tel que le tibia d'une prothèse, impose donc une fréquence d'acquisition très élevée. Cette fréquence élevée ne peut être atteinte qu'avec une centrale inertielle de très bonne qualité et microcontrôleur capable de réaliser l'ensemble des calculs dans un temps très court (e.g. avec une fréquence d'acquisition de 1000Hz, il faut réaliser les calculs en moins de 1ms). Le filtre de Kalman nécessite donc une puissance de calcul importante, qui est en général incompatible avec un système embarqué tel qu'une prothèse.



### III.1.3. Obtention de la vitesse et de la trajectoire d'un point avec une unique IMU

L'assiette étant obtenue, nous pouvons projeter les données issues de l'accéléromètre dans le repère inertiel (on suppose une assiette nulle). Il est ensuite très facile de soustraire la constante de gravité sur l'axe vertical. On obtient ainsi l'accélération de la centrale inertielle. Cette accélération peut ensuite être intégrée, mais cette intégration dérive et doit être corrigée

Tableau 6 : Tableau de littérature sur l'estimation de la trajectoire d'un point ou de la longueur de pas à partir d'une centrale inertielle lors de la marche. Les erreurs exprimées correspondent soit à l'erreur sur l'estimation de la position à la fin de l'acquisition, en pourcentage de la distance totale parcourue (distance imposée) (\*) soit au RMSE de l'estimation de la longueur de pas, exprimé en pourcentage de la longueur de pas de référence (longueur de pas imposé ou mesuré d'après la distance parcourue (\*\*)). X est l'axe antéropostérieur, et Y l'axe vertical

	Étude	Algorithme	Estimation embarquée en phase		Position IMU	Distance parcourue	Erreur
			Oscillante	D'appui			
Trajectoire	Foxlin 2005	ZVU + Kalman	Non	Non	2 pieds 1 tibia	2000m	0,3%*
	Sagawa 2000	ZVU + corr. lin.	Non	Possible	Orteil	30m 10,8m	X: 5,3%* Y: 11,1%*
	Yun 2007	ZVU + corr. lin.	Non	Possible	Pied	24m 120m	X: 5,5%* X: 1,3%*
	Yun 2012	ZVU + corr. lin.	Non	Possible	Pied	437,5m	X: 0,82%*
	Mariani 2010	ZVU + corr. non-lin.	Non	Difficile	Pied	<20m	X: 1,3±6,5%*
Longueur de pas	Li 2010	Pendule inversé + corr. lin.	Non	Possible	Tibia	100m	4,0%**
	Yang 2012	Pendule inversé + corr. lin.	Non	Possible	Tibia	35m	4,0%**
	Aminian 2002	Analyse fréquentielle	Non	Difficile	Tibia	30m	7,2%**
	Moore 2007	Modèle	Non	Possible	Tibia	30m	7%*
	Shin 2011	Analyse variances	Non	Oui	Taille	70m	4,8%**

Le Tableau 6 présente les études classées en deux catégories selon qu'elles estiment la trajectoire d'un point d'un segment ou la longueur du pas uniquement. Pour chaque étude, ce tableau indique s'il est possible d'utiliser l'algorithme considéré pour corriger l'intégration en temps réel sur un système embarqué pendant la phase oscillante, ou pendant la phase d'appui. Les erreurs évaluées par les auteurs sont rapportées. Ces erreurs sont caractérisées soit comme l'écart en position en fin d'acquisition avec la référence (distance parcourue connue) exprimée en pourcentage de la longueur totale parcourue, soit, comme le RMSE calculé à partir de l'estimation de la longueur de chaque pas, exprimé en pourcentage de la longueur de pas de référence (longueur de pas imposé ou mesuré d'après la distance parcourue). Dans le cas où l'erreur est caractérisée par la distance entre la position finale obtenue par la méthode considérée par rapport à la référence, la distance parcourue par le sujet doit être considérée car l'erreur moyenne diminue avec l'augmentation de cette distance.

### *III.1.3.a. Intégration simple*

Une équipe a, dans une première approche, intégré directement l'accélération mesurée par l'accéléromètre. Cette méthode leur a permis de montrer l'intérêt de l'obtention de la trajectoire pour la reconnaissance des situations de marche. Cependant, ils relèvent eux-mêmes que la méthode utilisée n'est probablement pas optimale. De plus, le focus de l'étude n'étant pas sur la reconstruction de la trajectoire, ils ne rapportent pas l'erreur de cette méthode par rapport à une valeur de référence (Stolyarov et al. 2018).

### *III.1.3.b. Zero velocity update*

De nombreux auteurs ont utilisé la technique dite « zero velocity update » (ZVU) afin de corriger la première intégration. Cette méthode consiste à supposer que la vitesse de l'ensemble des points du pied est nulle pendant la phase d'appui. Cette hypothèse peut être utilisée pour obtenir la vitesse d'une centrale inertielle placée sur le pied pendant la phase d'appui. Cette estimation de la vitesse en phase d'appui peut permettre de calculer une erreur, en considérant la vitesse estimée par l'intégration. Cette erreur peut ensuite être utilisée pour corriger la dérive de l'intégration. Cette méthode permet d'obtenir des erreurs d'estimation de la longueur de pas de  $1.3 \pm 6.5\%$  (moyenne  $\pm$  écart type) (Mariani et al. 2010), et des erreurs d'estimation de la distance totale parcourue moyenne quasi nulle (Sagawa et al. 2000; Yun et al. 2012).

Mariani et al. ainsi que Li & Hsiao-Weckslar ont utilisé une technique basée sur les ZVU pour obtenir les données cinématiques en temps réel. Ils ne rapportent pas la précision obtenue mais concluent quant à la différenciation des modes de marche (Mariani 2012; David Li & Hsiao-Weckslar 2013). Cette méthode ne peut cependant pas être appliquée avec une IMU placée sur le tibia (Yang & Li 2010; Peruzzi et al. 2011).

Avec une IMU placée sur le tibia, Yang et al. ont proposé d'utiliser l'hypothèse ZVU pour supposer le pied immobile, puis de représenter le mouvement du tibia par rapport au pied par un modèle de pendule inversé. Ce modèle permet l'obtention d'une vitesse de référence permettant de corriger la dérive de la vitesse de la centrale inertielle due à l'intégration numérique. Ce modèle a été utilisé pour obtenir une estimation de la vitesse de la centrale inertielle à l'instant où le tibia est vertical. Il ne permet donc que d'estimer la dérive qu'en un unique instant et la correction sera potentiellement moins performante qu'avec l'utilisation de l'hypothèse ZVU sur le pied. Cette méthode a été utilisée pour obtenir la vitesse de marche moyenne et une estimation de la longueur de pas, mais ne semble pas avoir été utilisée en temps réel (Yang et al. 2012; Yang & Li 2012).

### *III.1.3.c. Autres stratégies*

Certains auteurs se sont simplement intéressés à l'évaluation des paramètres spatiotemporels de la marche. Ils utilisent alors des corrélations entre le paramètre considéré et les mesures de la centrale inertielle. On peut par exemple citer les études suivantes :

- Aminian *et al.* ont utilisé des méthodes d'analyse fréquentielle et de filtrage afin de corriger l'intégration des données d'accélération (Aminian et al. 2002).
- Moore *et al.* ont développé un algorithme permettant d'estimer la longueur de foulée à l'aide de la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope pendant la phase oscillante (Moore et al. 2007).
- Shin *et al.* ont proposé une estimation en temps réel de la longueur de foulée basée sur une combinaison linéaire de deux paramètres corrélés à cette longueur de foulée. Ces deux paramètres étaient la variance de l'accélération sur l'axe antéro/postérieur, et la fréquence de marche. Les coefficients de la combinaison linéaire étaient choisis en fonction de la variance des mesures (Shin & Park 2011).

### III.1.4. Conclusion

Afin d'obtenir l'assiette à partir des données d'IMU, le filtre de Kalman est connu comme la référence, cependant lors de son utilisation sur des segments soumis à de forts effets dynamiques, comme le sont les membres inférieurs, ses performances diminuent et il nécessite alors une fréquence d'acquisition plus importante. Son coût de calcul, déjà élevé en temps normal, est augmenté par cet accroissement de la fréquence rendant ce filtre inutilisable en temps réel pour des applications embarquées. Des méthodes de correction de la dérive du gyroscope existent, mais utilisent des hypothèses les rendant spécifique à un segment. Enfin les approches basées sur le filtre complémentaire permettent une estimation de l'assiette en temps réel avec peu de puissance de calcul. De plus les filtres non-linéaires et l'utilisation de gain variable permet d'obtenir une précision proche de celle obtenue avec un filtre de Kalman, en particulier lorsqu'on considère des segments soumis à de fortes accélérations. Ce type de filtres n'a cependant été que peu utilisé pour de la marche, et aucune étude ne rapporte ses performances lors de son utilisation avec une IMU placée sur le tibia (comme c'est le cas sur le prototype).

Peu d'études permettent l'obtention de la trajectoire d'un point, à chaque instant, à partir des données d'une centrale inertielle. Ces études utilisent toutes des IMUs placées sur le pied, ce qui permet de faire l'hypothèse que la vitesse du centre de l'IMU est nulle lors de la phase d'appui. Cette connaissance a priori permet le développement de méthode de correction de la dérive due à l'intégration de l'accélération mesurée par l'IMU. Avec une centrale inertielle placée sur le tibia, cette hypothèse n'est cependant plus valide. Des auteurs proposent, dans ce cas de figure, l'utilisation de modèles de pendules inversés, mais ce modèle n'est utilisé pour obtenir la vitesse qu'à un unique instant. De plus, ces auteurs ne se focalisent que sur l'obtention de la longueur de pas.

## Chapitre III.2. TRAVAIL PERSONNEL : OBTENTION DE LA CINEMATIQUE D'UN POINT DE LA PROTHESE

À l'issue de la revue de la littérature, il apparaît nécessaire de développer et d'évaluer une méthode permettant l'obtention de l'orientation et de la trajectoire d'un point de la prothèse qui soit utilisable pour le contrôle du prototype SYNSYS. Cet objectif nous impose des contraintes importantes :

- Temps réel : la méthode doit permettre l'obtention de la cinématique d'un point de la prothèse à chaque instant.
- Puissance de calcul : la méthode doit pouvoir être utilisée en embarqué, la puissance de calcul nécessaire doit donc être minimisée.
- IMU dans le tibia : nous cherchons dans cette partie à exploiter au mieux la centrale inertielle déjà présente sur le prototype, nous nous limitons donc dans ce chapitre à sa seule utilisation.

### III.2.1. Introduction : le modèle Roll Over Shape

Nous avons vu dans la littérature qu'afin de permettre une correction de la cinématique obtenue par intégration de l'accélération, de nombreux auteurs font l'hypothèse que le pied est immobile pendant la phase d'appui afin d'obtenir une vitesse de référence (Sagawa et al. 2000; Mariani 2012; Yun et al. 2012; David Li & Hsiao-Wecksler 2013). Avec une IMU placée sur le tibia, il a été proposé d'adapter cette hypothèse en supposant la cheville immobile. La vitesse de la centrale inertielle peut alors être calculée à partir de la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope. Cette approche n'a cependant permis d'obtenir une estimation de la vitesse qu'à un unique instant (Yang & Li 2010; Yang & Li 2012).

Pour affiner cette hypothèse, il convient de s'intéresser plus en détail à la façon dont le pas se déroule sur le sol au cours de l'appui. En particulier, Hansen et al. ont montré que, chez les sujets sains, le centre des pressions exercées par le pied sur le sol (CoP) décrivait dans le repère tibial un arc de cercle au cours de l'appui unipodal, nommé Roll Over Shape (ROS) (Figure 47).

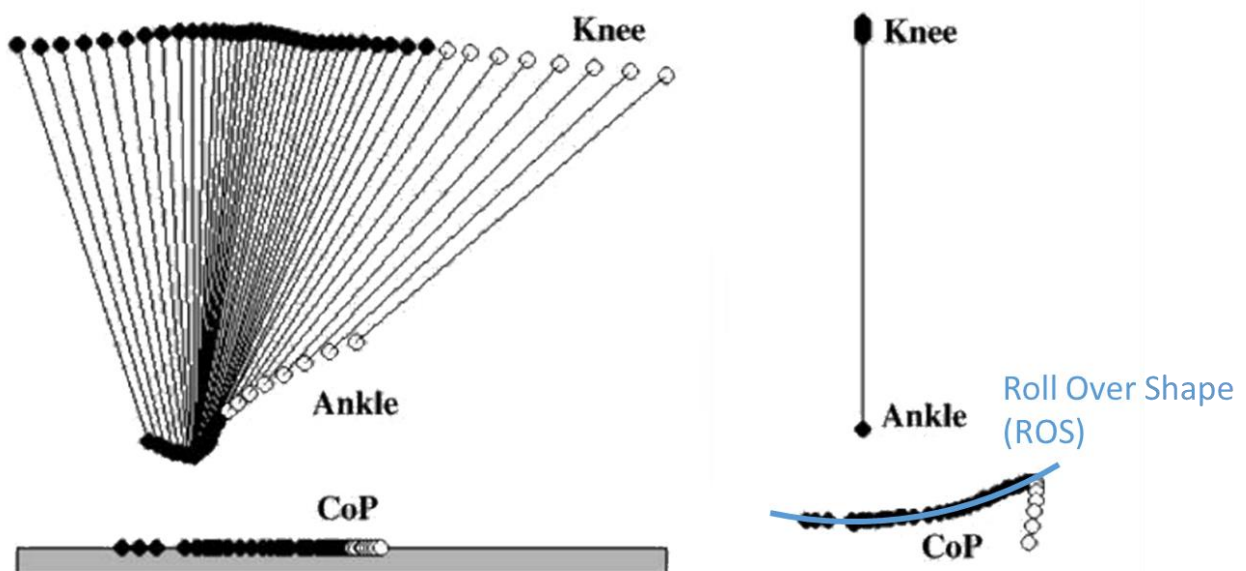


Figure 47 : À gauche : évolution du centre des pressions exercées par le pied sur le sol (CoP) et du segment tibial dans le repère global. À droite : évolution du CoP dans le repère du segment tibial. Le modèle de Roll Over Shape est superposé. Adapté de Hansen et al. 2004.

Ils ont de plus montré que ce ROS, indépendant de la vitesse de marche et des chaussures utilisées, persistait lors de la marche en pente et était également valide avec des pieds prothétiques (Hansen et al. 2000; Hansen,

Childress, & Miff 2004; Hansen, Childress, & Knox 2004; Hansen & Childress 2004; Hansen & Wang 2010). Ils ont également caractérisé cet arc de cercle chez le sujet asymptotique et rapportent un rayon de ce ROS était de l'ordre de 20% de la taille de la personne et que son centre était localisé, par rapport au centre de cheville, à une distance égale à 15% de la taille de la personne sur l'axe longitudinal du repère tibial et à une distance égale à 1% de la taille de la personne suivant l'axe antéropostérieur du repère tibial.

Nous proposons donc, dans ce chapitre d'utiliser ce modèle pendant la phase d'appui afin d'obtenir une estimation de la vitesse du genou. Pour cela nous commençons par calculer l'orientation de la prothèse dans le paragraphe III.2.2. Nous exploitons ensuite cette orientation dans le paragraphe III.2.3, d'une part pour obtenir l'accélération du genou, et d'autre part pour exploiter le modèle ROS. Enfin dans les paragraphes III.2.4 et III.2.5, nous évaluons les méthodes développées par rapport à une mesure de référence optoélectronique pour 3 sujets amputés transfémoraux. La vitesse de n'importe quel point du segment tibial pourrait être obtenue de façon similaire, nous avons choisi d'estimer la vitesse du genou afin de nous rapprocher de notre objectif final : l'estimation de la vitesse du centre de masse.

### III.2.2. Calcul de l'orientation de la prothèse

Les conventions d'axe utilisées dans ce chapitre sont présentées sur la Figure 48.

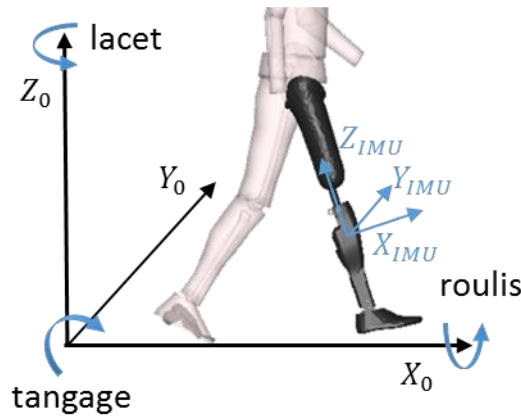


Figure 48 : convention d'axes et noms des angles utilisés dans ce chapitre

#### III.2.2.a. Filtre complémentaire non-linéaire à gain variable

L'assiette de la prothèse a été obtenue grâce à l'utilisation d'un filtre non-linéaire à gain variable. Ce filtre utilise les quaternions pour représenter les orientations (l'annexe A présente cette utilisation des quaternions pour représenter les orientations en 3D). Nous noterons dans la suite la multiplication de quaternion par le symbole  $\otimes$ . Le filtre utilisé est adapté de (Valenti et al. 2015) et utilise l'équation (13) pour fusionner les angles issus de l'accéléromètre et de l'intégration du gyroscope. Ce filtre a été choisi car 1/ il peut être implémenté facilement sans magnétomètre, 2/ sa formulation et l'utilisation de quaternions plutôt que des matrices réduit le coût de calcul associé.

$$q_t = (q_{t-1} + \dot{q}_\omega \Delta t) \otimes \left( (1 - \alpha(e)) q_l + \alpha(e) \Delta q_{acc} \right) \quad (13)$$

Dans cette équation, tous les termes sont exprimés dans le repère de la centrale inertielle  $R_{IMU}$ .  $q_t$  est le quaternion représentant l'orientation du repère global dans le repère de la centrale inertielle à l'instant  $t$ ,  $\dot{q}_\omega$  est le quaternion représentant la vitesse angulaire issue de la mesure du gyroscope,  $\Delta t$  est le pas de temps séparant deux itérations successives du filtre. La première partie de l'équation correspond à l'intégration du gyroscope utilisant une loi trapézoïdale. Dans la seconde partie de l'équation,  $\Delta q_{acc}$  représente l'orientation du vecteur de gravité terrestre (i.e. le vecteur  $[0 \ 0 \ g]^T$ ) par rapport à son estimation d'après les données de l'accéléromètre ( $[g_x \ g_y \ g_z]^T$ ). Cette estimation est obtenue grâce à la projection des données

d'accélération dans le repère global en utilisant l'orientation de l'instant d'avant mise à jour grâce à l'intégration des données du gyroscope.  $\Delta q_{acc}$  est obtenu avec l'équation(14).

$$\Delta q_{acc} = \left[ \begin{array}{c} \sqrt{\frac{g_z + 1}{2}} - \frac{g_y}{\sqrt{2(g_z + 1)}} \frac{g_x}{\sqrt{2(g_z + 1)}} 0 \end{array} \right]^T \quad (14)$$

$q_I$  est le quaternion identité. Cette deuxième partie est une interpolation entre  $\Delta q_{acc}$  et  $q_I$ . L'interpolation utilisée dans l'équation (13) correspond à l'approche linéaire utilisée dans Valenti et al. pour de faible valeur de l'angle de la rotation décrite par  $\Delta q_{acc}$  (i.e. une valeur de la partie réel de  $\Delta q_{acc}$  proche de 1). Lorsque cet angle augmente, une interpolation sphérique est utilisée (Valenti et al. 2015). Cette interpolation résulte en un comportement similaire à un filtre passe bas, appliqué sur  $\Delta q_{acc}$ , dont la fréquence de coupure dépend du gain  $\alpha(e)$ . Ce gain varie en fonction d'une erreur dont le calcul est détaillé dans le paragraphe III.2.2.b. Ce filtre n'utilise pas de magnétomètre pour corriger la dérive de l'angle de lacet, ce dernier est donc simplement initialisé à 0 puis intégré simplement au cours de l'acquisition.

L'orientation de la centrale inertielle par rapport au repère global est ensuite obtenue en prenant le quaternion conjugué de  $q_t$ .

### III.2.2.b. Calcul du gain variable adapté à la marche

L'erreur sur laquelle est basé le calcul du gain variable est une version adaptée de celle utilisée dans (Valenti et al. 2015). En effet, l'erreur originale était calculée à partir de la différence entre la norme de l'accélération et la constante de gravitation terrestre (i.e. en statique l'accéléromètre ne voit que la gravité), or pendant la phase oscillante le tibia peut être animé d'un mouvement très dynamique avec une accélération proche de 1g, ce qui conduit à une erreur d'estimation de l'assiette. Afin d'éviter cela un terme de pénalisation de l'erreur (*swing*) est ajouté à son calcul afin d'éviter de prendre en compte les données de l'accéléromètre pendant la phase oscillante (équation (15)). Ce terme est égal à 1 pendant la phase oscillante et à 0 le reste du temps.

$$e = \frac{||[\vec{a}]\| - g}{g} + swing \quad (15)$$

Le gain  $\alpha(e)$  varie entre 0 et  $\alpha_{cst}$  en fonction de cette erreur de la même façon que dans (Valenti et al. 2015).  $\alpha_{cst}$  est déterminé par essai-erreur, en partant d'une valeur faible, et en l'augmentant jusqu'à ce que la dérive disparaisse.

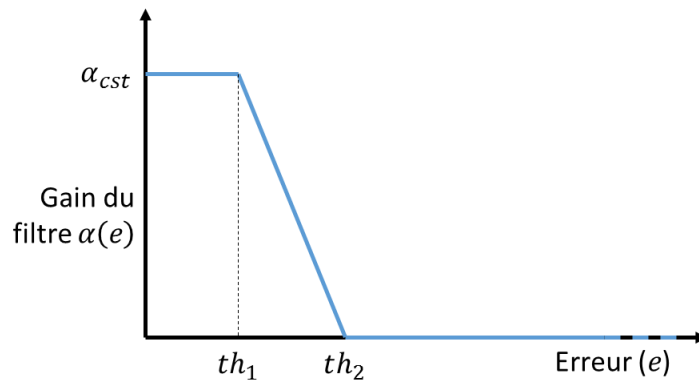


Figure 49 : variation du gain du filtre complémentaire

Les valeurs numériques des constantes utilisées dans cette étude sont rapportées dans le Tableau 7.  $\Delta t$  est l'intervalle de temps séparant deux itérations de l'algorithme,  $\alpha_{cst}$  est la valeur maximal du gain du filtre complémentaire, correspondant à une fréquence de coupure  $f_c = 0.32Hz$  (c.f. paragraphe III.1.2.b, avec  $\alpha = 1 - k$ ). Les seuils  $th_1$  et  $th_2$  permettent de gérer le comportement du gain variable. Ils ont été réglés

manuellement de façon que l'orientation obtenue par l'accéléromètre soit exploitée pendant la majorité de la phase d'appui.

Tableau 7 : valeurs numériques des constantes utilisées dans cette étude

Variable	Valeur
$\Delta t$ (s)	0.01
$\alpha_{cst}$	0.02
$th_1$	0.1
$th_2$	0.15

### III.2.3. Calcul de la vitesse et trajectoire du genou prothétique

Dans cette étude, nous avons choisi de calculer la vitesse et la trajectoire du genou, on peut cependant noter que la cinématique de n'importe quel point du tibia prothétique pourrait être obtenue de façon analogue. La méthode proposée ici tire parti d'un modèle cinématique pendant la phase d'appui pour corriger la double intégration de l'accélération pendant la phase oscillante (Figure 50).

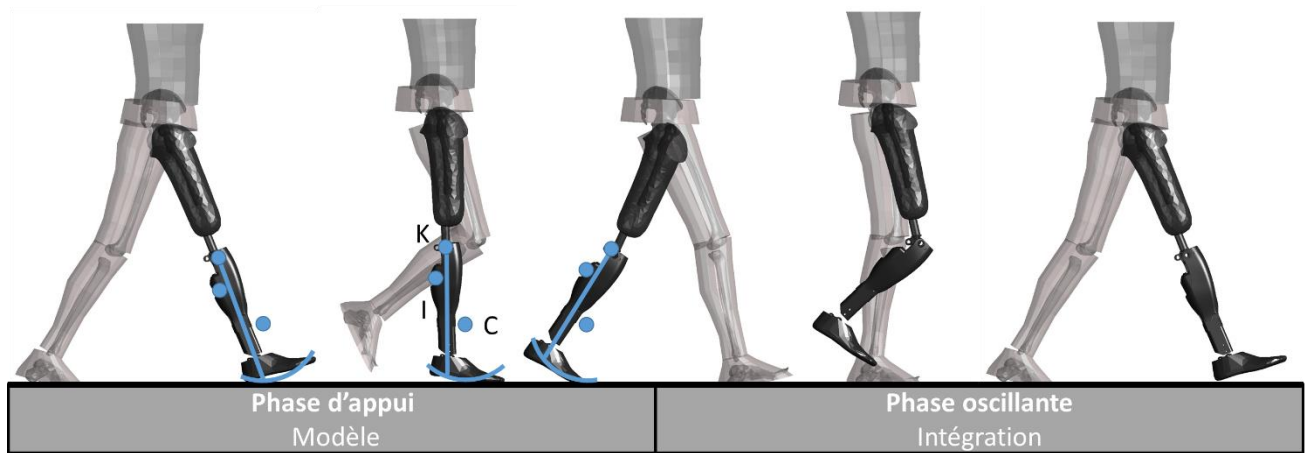


Figure 50 : illustration de la méthode de calcul de la trajectoire de la prothèse. Un modèle est utilisé pendant la phase d'appui et une double intégration est réalisée pendant la phase oscillante.

#### III.2.3.a. Phase d'appui : Modèle cinématique

Nous avons vu dans la littérature que nombreux auteurs font l'hypothèse que le pied est immobile pendant la phase d'appui afin d'obtenir une vitesse de référence (Sagawa et al. 2000; Mariani 2012; Yun et al. 2012; David Li & Hsiao-Wecksler 2013). Avec une IMU placée sur le tibia, cette hypothèse peut être utilisée en supposant la cheville immobile, La vitesse de la centrale inertielle peut alors être calculée à partir de la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope. Cette approche n'a cependant permis d'obtenir une estimation de la vitesse qu'à un unique instant (Yang & Li 2010; Yang & Li 2012). L'utilisation d'un autre modèle de comportement pourrait permettre une meilleure représentation du mouvement du tibia.

Hansen et al. ont par ailleurs montré que, chez les sujets sains, le point de contact entre le pied et le sol (CoP) décrivait dans le repère tibial un arc de cercle, nommé Roll Over Shape (ROS). Ils ont de plus montré que ce ROS était indépendant de la vitesse de marche et des chaussures utilisées, persistait lors de la marche en pente et était également valide avec des pieds prothétiques (Hansen et al. 2000; Hansen, Childress, & Miff 2004; Hansen, Childress, & Knox 2004; Hansen & Childress 2004; Hansen & Wang 2010).

Nous proposons donc d'utiliser ces résultats pour modéliser le mouvement du genou (Figure 50, point K) au cours de la marche par un modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle. La vitesse du point C ( $[\vec{V}_C]_{R_0}$ ) est calculée grâce à une hypothèse de roulement sans glissement. Les dimensions et la position de l'arc de cercle sont obtenus d'après des données moyennes issue de (Hansen et al. 2000). La vitesse du genou

( $\overrightarrow{[V_{Kstance}]_{R_0}}$ ) peut ensuite être obtenue grâce à la Loi de distribution du champ des vitesses dans un solide indéformable (16).

$$\overrightarrow{[V_{Kstance}]_{R_0}} = \overrightarrow{[V_C]_{R_0}} + \overrightarrow{[KC]_{R_0}} \wedge \overrightarrow{[\Omega]_{R_0}} \quad (16)$$

$\overrightarrow{[\Omega]_{R_{IMU}}}$  est mesuré par le gyroscope et  $\overrightarrow{[KC]_{R_{IMU}}}$  est constant et dépend de la géométrie de la prothèse. Ces données, exprimées dans le repère de la centrale inertielle sont projetées dans le repère global grâce à l'estimation de l'orientation obtenue dans le paragraphe III.2.2.

### III.2.3.b. Phase oscillante : Intégration

Pendant la phase oscillante, les données d'accélération sont projetées dans le repère global avec l'estimation de l'orientation de la centrale inertielle obtenue dans le paragraphe III.2.2, puis l'accélération de pesanteur est retirée des données issues de l'accéléromètre, permettant ainsi l'obtention de l'accélération de l'IMU ( $\overrightarrow{[A_I]_{R_0}}$ ). La loi de distribution du champ des accélérations permet alors d'obtenir l'accélération du genou ( $\overrightarrow{[A_K]_{R_0}}$ ) (équation (17)).

$$\overrightarrow{[A_K]_{R_0}} = \overrightarrow{[A_I]_{R_0}} + \overrightarrow{[KI]_{R_0}} \wedge \frac{d\overrightarrow{[\Omega]_{R_0}}}{dt} + (\overrightarrow{[\Omega]_{R_0}} \wedge \overrightarrow{[KI]_{R_0}}) \wedge \overrightarrow{[\Omega]_{R_0}} \quad (17)$$

Comme pour l'équation précédente  $\overrightarrow{[KI]_{R_0}}$  et  $\overrightarrow{[\Omega]_{R_0}}$  sont obtenus par la projection dans le repère global de la constante  $\overrightarrow{[KI]_{R_{IMU}}}$  et de la mesure  $\overrightarrow{[\Omega]_{R_{IMU}}}$ .  $\frac{d\overrightarrow{[\Omega]_{R_0}}}{dt}$  est obtenu par différence finie de  $\overrightarrow{[\Omega]_{R_0}}$  entre le pas de temps actuel et le pas de temps précédent.

La vitesse du genou pendant la phase oscillante  $\overrightarrow{[V_{Kswing}]_{R_0}}$  peut ensuite être obtenue par intégration de cette accélération.

### III.2.3.c. Correction de la dérive

Nous avons alors deux estimations de la vitesse du genou : via un modèle pendant la phase d'appui unipodal et par intégration de l'accélération le reste du temps. Lors du démarrage de la phase d'appui unipodal (qui correspond au raccordement des deux estimations), il est alors possible de calculer la différence  $\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}$  entre la valeur obtenue par intégration à l'issue de la phase oscillante et la valeur obtenue via le modèle cinématique (Figure 51).



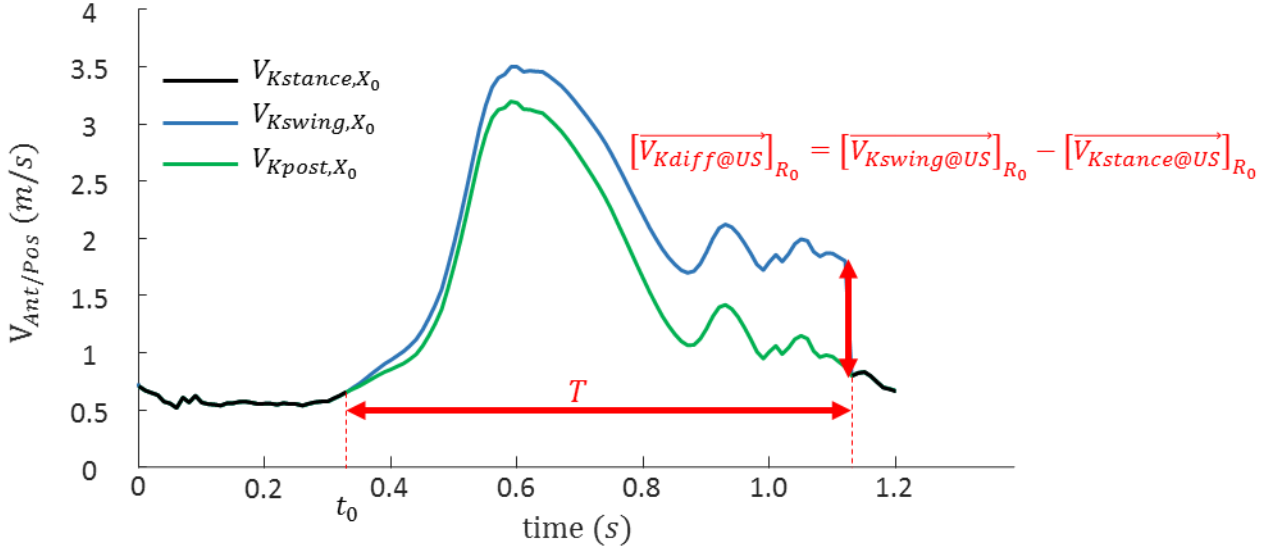


Figure 51 : illustration du calcul de  $\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}$  ainsi que de l'effet de la correction a posteriori sur un exemple de la composante antéro-postérieure de la vitesse du genou.

$\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}$  correspond ainsi à une mesure de la dérive de l'intégration numérique et peut être utilisée pour limiter cette dérive. Nous proposons dans la suite deux méthodes permettant de réaliser cela. Une première méthode dite *a posteriori* permet la correction de la vitesse du cycle précédent, alors que la seconde méthode *a priori* permet une correction en temps réel.

### III.2.3.d. Méthode a posteriori

En faisant l'hypothèse que le biais conduisant à la dérive de l'intégration est constant pendant la phase oscillante, on peut corriger la vitesse obtenue lors de la phase oscillante précédente en répartissant ce biais sur chaque instant de la phase oscillante (équation (18)). La vitesse obtenue avec cette méthode de correction sera appelée  $\overrightarrow{[V_{Kpost}(t)]_{R_0}}$ .

$$\overrightarrow{[V_{Kpost}(t)]_{R_0}} = \overrightarrow{[V_{Kswing}(t)]_{R_0}} - (t - t_0) \times \frac{\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}}{T} \quad (18)$$

Où  $t$  est l'instant considéré,  $t_0$  est l'instant du début de l'intégration et  $T$  est la durée de l'intégration.

### III.2.3.e. Méthode a priori

Dans le cadre du contrôle des prothèses l'obtention de la cinématique en temps réel est nécessaire, il faudrait donc pouvoir corriger la dérive de l'intégration en temps réel, or nous n'avons pas accès à la mesure de cette dérive pour la phase oscillante courante ( $\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}$  étant obtenue à la fin de la phase oscillante), nous cherchons donc à estimer le biais conduisant à la dérive d'après les mesures de  $\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}$  précédentes. Cela peut être réalisé grâce au calcul d'un terme de correction, mis à jour au fur et à mesure que de nouvelles mesures sont disponibles. Ce terme de correction ( $[c_i]_{R_0}$ ) est calculé pour chaque cycle  $i$  par l'équation (19)

$$[c_i]_{R_0} = [c_{i-1}]_{R_0} + G \frac{\overrightarrow{[V_{Kdiff@US}]_{R_0}}}{T} \quad (19)$$

Lors de l'intégration de l'accélération pendant la phase oscillante courante, ce terme de correction peut être appliqué à chaque instant afin de compenser la dérive de l'intégration (équation (20)). La vitesse obtenue

avec cette méthode de correction sera appelée  $[\overrightarrow{V_{Kprior}(t)}]_{R_0}$  et est illustrée sur la Figure 52 pour la composante antéro-postérieure de la vitesse du genou.

$$[\overrightarrow{V_{Kprior}(t)}]_{R_0} = [\overrightarrow{V_{Kprior}(t-1)}]_{R_0} + \int_{t-1}^t ([\overrightarrow{A_K}]_{R_0} - [c_i]_{R_0}) dt \quad (20)$$

La constante G dans l'équation (19) est un gain compris entre 0 et 1 et permet d'éviter une éventuelle divergence due au bruit sur la mesure de  $[\overrightarrow{V_{Kdiff@US}}]_{R_0}$ . Dans cette étude, chaque acquisition consistait en un unique passage dans la salle d'analyse du mouvement ( $\approx 10m$ ), nous avons choisi  $G = 0.8$  afin d'assurer une convergence rapide du terme de correction. Pour des acquisitions à plus long terme (typiquement pour une utilisation sur une prothèse), cette constante devrait être plus faible.

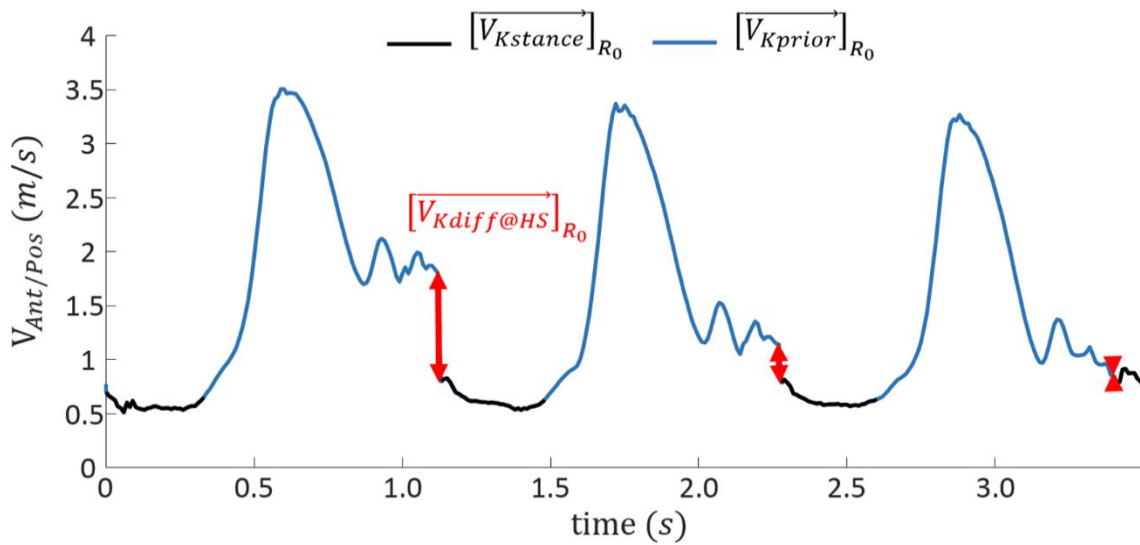


Figure 52 : Illustration de l'effet de la correction a priori sur un exemple de la composante antéro-postérieure de la vitesse du genou.

### III.2.3.f. Obtention de la trajectoire

Une fois la vitesse corrigée obtenue, la trajectoire du centre du genou est calculée par intégration de sa vitesse. Ce choix de faire une simple intégration pour l'obtention de la trajectoire est basé sur le fait que (Yun et al. 2007) rapportent qu'il n'est pas nécessaire de corriger cette seconde intégration.

Toutes les intégrations dans cette étude sont réalisées numériquement en utilisant la méthode des trapèzes.

## III.2.4. Évaluation de la méthode

### III.2.4.a. Obtention des données

Cet algorithme a été évalué sur des données issues d'expérimentations incluant trois sujets amputés au niveau transfémoral. Après recueil de leur consentement éclairé les sujets étaient équipés de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps, dont la trajectoire était suivie par un système optoélectronique (Vicon, Oxford, UK). Dans cette étude, seuls les marqueurs placés sur le tibia prothétique ont été exploités afin d'obtenir l'orientation du segment ainsi que la trajectoire du genou, obtenue en prenant le milieu des trajectoires des marqueurs placés de part et d'autre de l'axe du genou prothétique.

Les sujets étaient de plus équipés d'un module contenant une centrale inertielle (MPU6050, Invensense inc™) dont les données étaient échantillonnées à 100Hz par un microcontrôleur puis transmises en Bluetooth à un

ordinateur. L'acquisition de données et la connexion Bluetooth étaient gérées sur l'ordinateur via le logiciel Matlab (Matlab R2016b, MathWorks™).

Les données anthropomorphiques des trois participants de l'étude sont présentées dans le Tableau 8. Au total 4, 20 et 12 cycles de marche complets ont été obtenus pour les sujets 1, 2 et 3 respectivement.

Tableau 8 : données anthropomorphiques des 3 sujets amputés TF participant à l'étude

Participant	N°1	N°2	N°3
Taille (m)	1.75	1.72	1.75
Poids (kg)	57	98	95
Genre	M	M	M

### III.2.4.b. Paramètres d'évaluation

Pour évaluer l'estimation de l'orientation, nous rapportons les erreurs quadratiques moyennes (RMSE), pour chaque cycle de marche, entre les estimations des angles de roulis et de tangage obtenues dans cette étude et les angles obtenus à partir de la capture de mouvement optoélectronique. Les angles de références sont obtenus à partir de l'orientation du repère tibial défini d'après les recommandations de la Société de Biomécanique. Une séquence d'axes mobile  $zy'x''$  est utilisé.

Nous avons, de la même façon, calculé le RMSE pour chaque cycle de marche, entre les estimations de la trajectoire du genou obtenue avec la centrale inertielle et la trajectoire obtenue par la mesure optoélectronique.

De plus, afin de comparer nos résultats avec la littérature scientifique, nous avons calculé l'erreur sur l'estimation de la longueur de pas obtenue avec la trajectoire du genou estimée à partir de la centrale inertielle et avec le système optoélectronique. Cette erreur a ensuite été normalisée par la longueur de pas obtenue par la mesure optoélectronique.

Pour chacune de ces erreurs, nous rapportons dans la suite la valeur moyenne et le maximum pour chaque sujet, et pour l'ensemble des trois sujets.

## III.2.5. Résultats et discussion

### III.2.5.a. Orientation

La Figure 53 présente l'estimation de l'assiette moyenne obtenue pour chaque patient avec la centrale inertielle et avec le système optoélectronique pour chaque patient. La courbe moyenne est complétée par l'enveloppe contenant l'ensemble des courbes obtenues pour chaque patient. Les RMSE obtenues sont présentées dans le Tableau 9.

## Estimation de la cinématique du centre de masse à partir de capteurs embarqués

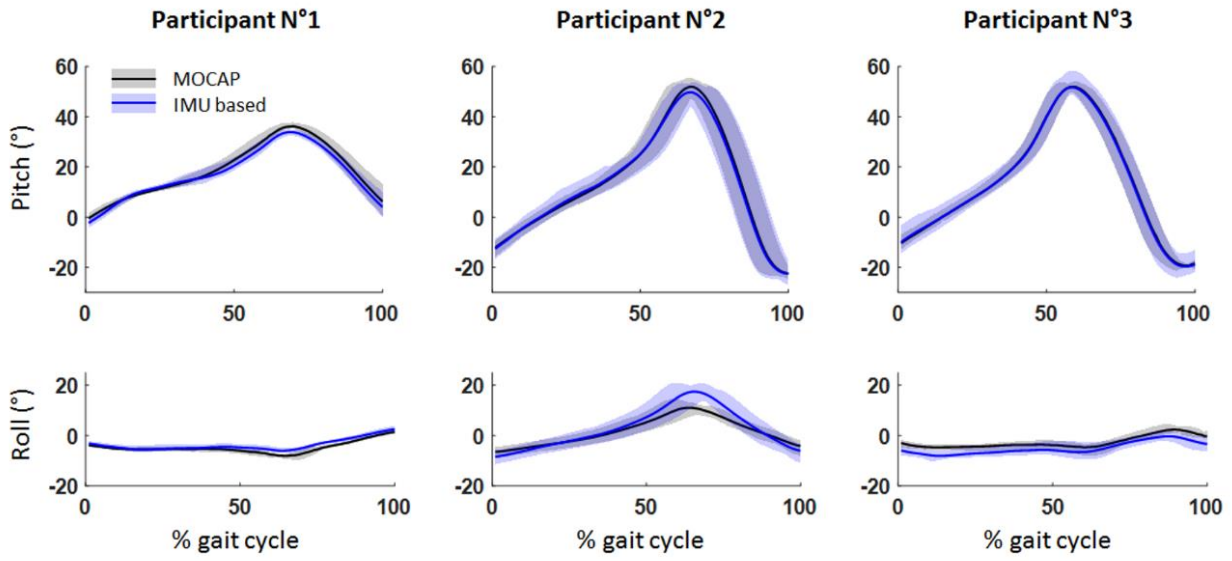


Figure 53 : assiette (angle de roulis en bas et de tangage en haut) obtenue avec le système optoélectronique (noir) et avec la centrale inertielle (bleu). La moyenne ainsi que l'enveloppe contenant l'ensemble des cycles sont représentées.

## Estimation de la cinématique du centre de masse à partir de capteurs embarqués

Tableau 9 : erreur quadratique moyenne (RMSE) sur l'estimation de l'assiette pour chaque sujet (moyenne (min/max)). Les angles de roulis et de tangage sont dans les plans frontal et sagittal respectivement.

Participant	Vitesse de marche (km/h)	Nombres de cycles de marche	RMSE roulis (°) Moyenne (min/max)	RMSE tangage (°) Moyenne (min/max)
N°1	2.64	4	1.32 (0.82/1.82)	1.98 (1.49/2.49)
N°2	4.74	20	3.19 (2.57/5.63)	2.47 (1.30/5.12)
N°3	4.79	12	2.54 (1.53/3.87)	2.51 (0.97/5.32)
Globale	4.06	36	2.77 (0.82/5.63)	2.43 (0.97/5.32)

Dans la littérature, les filtres de Kalman sont connus comme la référence pour estimer l'orientation d'une centrale inertielle, avec des RMSE de l'ordre de 1° pour l'estimation de l'orientation du tronc pendant la marche (Mazzà et al. 2012). Cette erreur augmente cependant lorsque la centrale inertielle est placée sur un segment soumis à une fortes accélérations angulaires (Dejnabadi et al. 2006) avec des RMSE de l'ordre de 3° pour le segment tibial (Simcox et al. 2005; Teruyama & Watanabe 2013). De plus, le filtre de Kalman présente un coup de calcul significatif, rendant son utilisation en temps réel et embarqué sur une prothèse difficile.

Dans cette étude, nous avons utilisé un filtre complémentaire non-linéaire ainsi qu'un gain variable adapté de (Valenti et al. 2015) afin d'obtenir l'assiette d'un tibia prothétique avec un coût de calcul réduit. En moyenne, nous obtenons des RMSE de 2.8° pour l'angle tangage et de 2.4° pour l'angle de roulis, pour une vitesse de marche moyenne de 4 km/h, la précision de l'estimation de l'assiette est donc similaire à celle des filtres de Kalman présentés dans la littérature. La méthode présentée ici permet de plus de s'affranchir de la nécessité d'une fréquence d'acquisition élevée.

### III.2.5.b. Vitesse et trajectoire

Le Tableau 10 présente les erreurs quadratiques moyennes obtenues pour l'estimation de la trajectoire sur les axes antéro-postérieur et vertical. Les erreurs d'estimation de la longueur de pas sont présentées dans le Tableau 11.

Tableau 10 : erreur quadratique moyenne (RMSE) sur l'estimation de la trajectoire du genou avec les deux méthodes présentées par rapport à la mesure optoélectronique de référence.

	Sujet	Correction A Posteriori (cm)	Correction A Priori (cm)	Intégration (cm)
RMSE suivant X Moyenne (min/max)	N°1	2.2 (1.1/3.4)	3.5 (0.8/7.8)	190.1 (50.2/278.5)
	N°2	4.8 (2.2/9.9)	5.1 (2.2/9.2)	137.4 (3.5/408.6)
	N°3	1.6 (0.7/3.3)	3.0 (1.0/6.8)	426.2 (105.2/751.8)
	global	3.5 (0.7/9.9)	4.3 (0.8/9.2)	234.2 (3.5/751.8)
RMSE suivant Z Moyenne (min/max)	N°1	1.8 (1.5/2.2)	2.3 (1.8/3.6)	16.9 (2.5/23.1)
	N°2	1.8 (4.2/1.8)	2.8 (0.9/6.2)	46.9 (20.9/78.4)
	N°3	4.6 (1.8/9.1)	2.8 (1.1/4.8)	93.3 (41.9/135.3)
	global	2.7 (0.8/9.1)	2.8 (0.9/6.2)	58.1 (2.5/135.3)

Tableau 11 : Erreur sur l'estimation de la longueur de pas obtenue avec les deux méthodes présentées par rapport à la mesure optoélectronique de référence.

	Sujet	Correction A Posteriori (% longueur de pas)	Correction A Priori (% longueur de pas)	Intégration (% longueur de pas)
Erreur sur la longueur de pas Moyenne (min/max)	N°1	-8.5 (-12.4/-4.2)	-12.9 (-29.4/-2.0)	460.4 (115.7/665.3)
	N°2	-8.4 (-16.3/4.4)	-9.1 (-14.4/-1.2)	-185.0 (-538.9/32.9)
	N°3	-2.4 (-5.5/0.2)	5.0 (-2.9/13.5)	-585.8 (-1062.0/-146.3)
	global	-6.7 (-16.3/0.2)	-5.4 (-29.4/13.5)	-226.9 (-1062.0/665.3)

Peu d'études ont estimé la trajectoire complète d'un point à partir des données d'une unique centrale inertielle et évalué quantitativement cette estimation. La plupart des études rapportent seulement des erreurs sur des estimations de paramètres de la marche comme la longueur de pas. De plus la plupart de ces études ont utilisé une IMU placée sur le pied, permettant d'exploiter l'hypothèse de "Zero Velocity Update" (ZVU, cf. paragraphe III.1.3.b) pour corriger la dérive de l'intégration *a posteriori*. Un exemple d'une telle étude peut être trouvée dans (Mariani et al. 2010), où les auteurs rapportent une erreur sur l'estimation de la longueur de pas de  $1.3 \pm 6.5\%$  (moyenne  $\pm$  écart type).

Avec une IMU placée sur le tibia, l'hypothèse ZVU n'est plus utilisable (Peruzzi et al. 2011; Mariani 2012). Yang et Li ont donc utilisé une intégration de l'accélération et rapportent des erreurs quadratiques moyennes (RMSE) pour l'estimation de la vitesse de marche comprises entre 13.5% et 21.5% de la vitesse de référence. Ils ont également développé une méthode pour une correction après-coup utilisant un modèle de régression linéaire basé sur une estimation de la vitesse de la centrale inertielle à un unique instant (tibia vertical) et sur la longueur de pas qui était imposé. L'estimation de la vitesse est basée sur un modèle cinématique de pendule inversé. Avec cette stratégie, ils rapportent des RMSE comprises entre 2.4% et 5.4% de la vitesse de référence (Yang & Li 2012).

Dans l'étude présentée ici, nous proposons d'utiliser un modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle afin d'estimer la vitesse d'un point du tibia prothétique (le genou dans cette étude) pendant l'intégralité de la phase d'appui unipodal. Cette estimation de la vitesse permet de corriger la dérive de l'intégration de l'accélération. Quand cette correction est réalisée *a posteriori* la longueur de pas est estimée avec une erreur de  $-5.1(-12.5/1.0)\%$  (moyenne (min/max)) de la longueur de pas de référence. La moyenne non-nulle dénote une légère sous-estimation de ce paramètre. Les résultats obtenus pour la correction *a posteriori* sont donc proches de ceux rapportés dans la littérature que ce soit avec une IMU sur le pied combiné à l'hypothèse ZVU ou dans l'étude de Yang & Li. Ces résultats suggèrent que le modèle cinématique utilisé dans cette étude est une bonne alternative à l'hypothèse ZVU lorsque la centrale inertielle est placée sur le segment tibial.

Pour l'un des sujets l'estimation de la longueur de pas était moins précise, cela peut être expliqué par le fait que ce sujet avait un schéma de marche très particulier qui pourrait ne pas être représenté correctement par le modèle cinématique, en particulier en utilisant des valeurs moyennes pour les paramètres de ce modèle. La personnalisation de ces paramètres pourrait permettre d'améliorer la représentativité de ce modèle. Pour un pied prothétique, les paramètres du modèle (rayon et position de l'arc de cercle) dépendent de la conception du pied prothétique et de son alignement, une personnalisation du modèle pourrait donc être réalisé simplement en connaissant les caractéristiques du pied prothétique et en mesurant son alignement.

Dans le contexte du contrôle des prothèses, nous sommes intéressés par l'obtention d'une estimation de la trajectoire en temps réel (i.e. *a priori*). Dans la littérature une telle estimation est obtenue par simple intégration (Seel et al. 2014; Seel et al. 2015; Stolyarov et al. 2018). Dans cette étude, nous proposons une méthode pour corriger l'intégration à chaque instant. Cette méthode permet de réduire la moyenne et la dispersion des erreurs sur chaque axe par rapport à une simple intégration (cf. Tableau 10 et Tableau 11).

### III.2.5.c. Limites

Tout d'abord les résultats sur la méthode de correction *a priori* doivent être nuancés. En effet l'hypothèse que la dérive de l'intégration est due à un biais pouvant être supposé constant est couramment faite dans la littérature afin de corriger la vitesse d'un cycle de marche *a posteriori* grâce à une mesure de la dérive globale. Nous avons dans cette étude étendu cette hypothèse afin d'anticiper la dérive de l'intégration, permettant ainsi une correction *a priori*.

Cette hypothèse est cependant remise en question par certains auteurs. Ainsi Mariani a développé une méthode de correction de la vitesse *a posteriori* ou l'erreur due à la dérive est répartie de manière non-linéaire

pendant le cycle de marche. Les meilleures performances de cette méthode comparées à une méthode *a posteriori* linéaire suggèrent que la dérive de l'intégration est dépendante de l'amplitude du signal intégré (Mariani 2012). Ces résultats sont complétés par quelques études ayant montré que la dérive de l'intégration était en majorité due au bruit de la mesure, lui-même dépendant de l'amplitude de la valeur mesurée (Thong et al. 2004; Woodman 2007).

Lors de la marche à vitesse constante et en régime établi (comme dans cette étude), le bruit sur les mesures de l'accéléromètre peut raisonnablement être considéré comme constant, la méthode de correction *a priori* reste donc fiable, cependant elle sera probablement mise en défaut lors des transitions entre situations ou lors des changements de rythme de marche. De plus, certaines personnes amputées présentent un pattern de marche très variable qui pourrait également impacter les performances de cette méthode de correction. Il semble alors difficile d'utiliser cette méthode dans une prothèse qui sera soumise à ce type de comportement de façon récurrente.

Enfin cette étude a été réalisée avec une centrale inertielle « low cost », dont les mesures sont particulièrement bruitées, conduisant à une dérive très importante lors d'une simple intégration. Les études de la littérature utilisant de simple intégration rapportent des dérives de l'intégration beaucoup moins importantes (Djurić 2000; Thong et al. 2004; Sabatini 2005). Dans le futur, il semble donc nécessaire d'utiliser un ou des capteurs de meilleure qualité.

### III.2.6. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté une méthode permettant l'obtention de l'orientation et de la trajectoire d'un segment à l'aide d'une unique centrale inertielle. Ces données cinématiques peuvent permettre de reconnaître les différentes situations de marche ou de quantifier certains paramètres intéressants pour permettre l'adaptation de la prothèse tel que l'inclinaison du sol (Au & Herr 2008; Stolyarov et al. 2021).

Le passage par l'utilisation d'une unique centrale inertielle, nous a de plus permis d'identifier les différentes techniques de traitement des données des centrales inertielles, et de conclure quant à leur utilisation dans notre application.

La méthode d'obtention de l'orientation de la centrale inertielle (IMU) est basée sur un filtre complémentaire non-linéaire à gain variable et a démontré d'excellentes performances. L'orientation des centrales inertielle sera donc, sauf mention contraire, obtenue avec cette méthode dans le reste des travaux présentés dans ce manuscrit.

La méthode de correction de la vitesse linéaire est basée sur un modèle de pendule inversé roulant sur un pied en arc de cercle. La correction après-coup a démontré des performances proches des études utilisant l'hypothèse ZVU avec une IMU placée sur le pied, le modèle cinématique semble donc une base intéressante pour permettre une correction de la dérive.

Enfin la méthode de correction en temps réel, bien que performante en régime établi, risque d'introduire une erreur lors des transitions entre situations (qui sont des instants d'intérêts). Il semble alors plus intéressant d'utiliser une simple intégration avec des capteurs de meilleure qualité et en limitant la durée de cette intégration.

## Chapitre III.3. TRAVAIL PERSONNEL : OBTENTION DE LA CINEMATIQUE DU CENTRE DE MASSE DE LA PERSONNE

Le chapitre précédent se focalisait sur l'exploitation d'une unique centrale inertielle dans le but d'obtenir l'orientation et la position d'un segment. Ces données cinématiques peuvent être utilisées dans le cadre du contrôle de la prothèse, et permettre une adaptation de son comportement aux différentes situations. Cette adaptation nécessite cependant que la prothèse soit déjà dans la nouvelle situation, imposant des pas de transitions désagréables.

Les Partie I et Partie II ont de plus mis en évidence l'intérêt de l'obtention de la cinématique des segments proximaux, et plus particulièrement du centre de masse de la personne pour permettre le contrôle de la prothèse en temps réel dans les différentes situations. Afin de pouvoir utiliser la cinématique du centre de masse de la personne pour le contrôle de la prothèse, celle-ci doit être obtenue en temps réel et uniquement à partir de capteurs intégrables dans la prothèse, la mesure optoélectronique n'est donc pas possible.

Nous proposons donc, dans ce chapitre, d'étudier la littérature scientifique cherchant à estimer la cinématique du centre de masse uniquement à partir de centrales inertielles. À la suite de cette littérature, nous proposons une méthode permettant l'obtention du centre de masse de la personne à l'aide de centrales inertielles et en temps réel. Afin d'évaluer ces algorithmes, nous avons proposé un protocole d'acquisition de données dans différentes situations de marche combinant des centrales inertielles avec une mesure optoélectronique de référence sur des sujets sains. Cependant, la crise sanitaire du COVID 19 n'a permis le recrutement que d'un unique sujet. Nous présentons les résultats obtenus pour ce sujet dans la section III.3.4. Une seconde évaluation, sans mesure de référence est ensuite proposée pour 7 sujets amputés transfémoraux marchant dans les différentes situations étudiées.

### III.3.1. Introduction : obtention du centre de masse à l'aide de centrales inertielles

Dans la littérature, plusieurs équipes cherchent à obtenir la cinématique du centre de masse d'une personne (BCoM : Body Center of Mass) au cours de la marche à l'aide de centrales inertielles (IMUs). Ces études font ressortir deux aspects devant être traités :

- Le BCoM n'étant pas un point physique, sa cinématique dépend du **modèle inertiel** utilisé pour le définir. Dans la littérature, de nombreux modèles prenant en compte différents segments sont proposés.
- L'intégration numérique des accélérations mesurées par un accéléromètre conduit à une dérive des vitesses et trajectoires estimées, plusieurs auteurs proposent alors d'utiliser des **hypothèses d'intégrations** permettant de réduire cette dérive.

#### III.3.1.a. Les modèles inertiels

Lors d'une analyse cinématique et dynamique de la marche à partir d'un système optoélectronique, une approche classique pour obtenir la position du centre de masse est d'utiliser un modèle inertiel du corps complet dans lequel l'ensemble du corps est divisé en un nombre fini de segments. La cinématique du centre de masse est obtenue en combinant ce modèle inertiel avec la connaissance de la cinématique des segments déterminée à partir des marqueurs placés sur ces segments. La société Xsens a proposé une approche similaire en utilisant 13 à 17 centrales inertielles pour obtenir la cinématique des segments corporels (Karatsidis et al. 2019).

Lintmeijer et al. ont utilisé cet algorithme (avec 13 IMUs) pour estimer l'accélération antéropostérieure du centre de masse de la personne lors de l'utilisation d'un rameur. Les résultats obtenus avec les centrales inertielles sont comparés à une référence basée sur des données d'efforts. En effet l'accélération du centre



de masse de la personne peut être obtenue en isolant le corps complet, la mesure des efforts extérieurs appliqués à ce système permet alors, connaissant la masse du système d'obtenir l'accélération de son centre de masse d'après le principe fondamentale de la dynamique. Ils obtiennent un coefficient de corrélation intraclasse supérieur à 0.98 et une erreur quadratique moyenne normalisée de 3.81% (Lintmeijer et al. 2018).

Pavei et al. ont également utilisé cet algorithme (avec 17 IMUs) pour estimer la trajectoire du centre de masse de sujets sains lors de la marche à plat. Les résultats indiquent que les erreurs d'estimation de la trajectoire 3D du BCoM peuvent atteindre 50 % et 25 % de la plage totale des mouvements du BCoM par rapport aux estimations basées respectivement sur des plateformes de force et des mesures optoélectroniques (Pavei et al. 2019; Pavei et al. 2020).

Ces approches nécessitent cependant l'utilisation d'au moins une centrale inertielle par segment défini dans le modèle inertiel. Afin de simplifier les protocoles d'acquisitions, de nombreux auteurs cherchent donc à réduire le nombre de centrales inertielles employées. Pour cela, plusieurs auteurs ont estimé l'impact de la réduction du nombre de segments pris en compte pour le calcul de la cinématique du centre de masse. Ces études mettent en évidence que les segments ayant la contribution la plus forte au mouvement du centre de masse sont le tronc, le pelvis et les cuisses. Les contributions de la tête et des bras sont en revanche souvent décorréliées de la cinématique du BCoM à cause de leurs mouvements intentionnels fréquents. Dans le cadre des modèles inertiels simplifiés, il est alors impossible d'associer leurs contributions à d'autres segments. Par ailleurs leurs masses étant faible, leur contribution au mouvement du centre de masse peut être négligé (Fasel et al. 2017; Shahabpoor et al. 2018; Simonetti 2020).

Des auteurs proposent alors l'utilisation de modèles inertiels simplifiés ne prenant en compte qu'une partie des segments corporels. Le centre de masse peut alors être défini par une somme pondérée des accélérations mesurées par les différentes IMUs (Zijlstra et al. 2010), ou par des modèles mathématique plus complexes (Betker et al. 2007). L'utilisation d'un modèle mathématique, optimisé pour une activité, rend cependant ce type d'approche spécifique. Il est peu probable que ce type d'approche permettent l'obtention du centre de masse dans toutes les situations.

Enfin de nombreux auteurs ne prennent en compte le mouvement que d'un unique segment (usuellement le bassin ou le tronc) (Esser et al. 2009; Floor-Westerdijk et al. 2012; Yuan & Chen 2014; Myklebust et al. 2015).

### *III.3.1.b. Les hypothèses d'intégrations*

Pour obtenir les vitesses et trajectoires de point des segments corporels, quelques auteurs réalisent une simple intégration numérique des accélérations obtenues après soustraction de l'accélération de gravité des données issues des accéléromètres placés sur ces segments (cf paragraphe III.1.1). Cette intégration conduisant à une dérive importante, la plupart de ces auteurs réinitialise périodiquement cette intégration (Sabatini 2005; Esser et al. 2009; Zijlstra et al. 2010).

Une équipe a développé des modèles mathématiques permettant de lier directement les données d'accéléromètre à la trajectoire du centre de masse sur chaque axe. Les paramètres des modèles mathématiques sont optimisés à l'aide d'un algorithme génétique. Cette approche a permis d'obtenir une erreur d'estimation de la trajectoire du BCoM inférieure à 5% lors de la marche à plat et sur un sol accidenté. Les modèles sous-jacents utilisés dans cette approche ne seraient cependant probablement pas valides lors de la marche dans différentes situations (Betker et al. 2007).

La dérive temporelle de l'intégration pouvant être considérée comme une erreur de basse fréquence, des auteurs ont proposé l'utilisation de filtres passe haut pour retirer cette dérive (Floor-Westerdijk et al. 2012). L'utilisation d'un filtre passe haut a cependant également pour effet de mettre à zéro la valeur moyenne du signal. Certains auteurs proposent alors de calculer d'une autre façon cette valeur moyenne afin de compenser cette perte.

Enfin des auteurs proposent l'utilisation de modèles cinématiques afin de corriger les valeurs obtenues par intégration. En effet nous avons vu au paragraphe III.1.3.b que l'on pouvait supposer, pendant la phase d'appui la vitesse des points du pied nulle, et utiliser cette hypothèse pour corriger l'intégration des données d'un accéléromètre placé sur le pied. Plusieurs auteurs proposent d'utiliser cette même hypothèse, ainsi que les données de centrales inertielles placées sur la jambe pour remonter au mouvement du centre de masse.

Ainsi yuan et al. ont développé un modèle cinématique utilisant 8 centrales inertielles répartie sur les pieds, tibias, fémurs, sur le bassin et le tronc ainsi qu'une paire de semelle développé pour l'occasion afin d'obtenir la vitesse et la position d'un point du bassin. Ils supposent alors que le point de contact entre le pied et le sol est immobile, ce qui leur permet d'estimer les positions et les vitesses de l'ensemble des articulations (chevilles, genoux et hanches) ainsi que du point d'intérêt grâce aux vitesses angulaires mesurées, à l'orientation des centrales obtenues par un filtre de Kalman, et à un modèle cinématique. La cinématique du centre de masse ainsi obtenue est fusionnée avec l'intégration des données de l'accéléromètre placé sur le bassin grâce à un filtre de Kalman. Cet algorithme est évalué sur un unique sujet sain marchant à plat par rapport à la mesure de la position d'un point du bassin obtenu par un système optoélectronique. Les auteurs rapportent des RMSE de 5 mm/s et 18 mm/s sur les axes antéropostérieur et vertical pour l'estimation de la vitesse (Yuan et al. 2011; Yuan & Chen 2011; Yuan & Chen 2012).

Plus récemment, les mêmes auteurs ont proposé un algorithme utilisant les données de 3 centrales inertielles placées sur le segment tibial, fémoral et sur le bassin. Pendant la phase d'appui de la jambe instrumentée, ils utilisent un modèle cinématique supposant que la cheville est immobile et placée à une altitude nulle afin d'estimer la vitesse et la position du centre de masse. La cinématique du centre de masse ainsi obtenue est ensuite fusionnée avec l'intégration des données de l'accéléromètre placé sur le bassin grâce à un filtre de Kalman. Les auteurs utilisent de plus ce modèle pour estimer, pendant la phase d'appui, la dérive due à l'intégration qu'ils utilisent ensuite, pendant la phase oscillante, pour corriger la dérive de l'intégration. Cet algorithme est évalué sur un unique sujet sain marchant à plat par rapport à la mesure de la position d'un point du bassin obtenue par un système optoélectronique. Les auteurs rapportent des RMSE de 51 mm/s et 29mm/s sur les axes antéropostérieur et vertical pour l'estimation de la vitesse et de 38 mm et 32 mm pour l'estimation de la position (Yuan et al. 2013; Yuan & Chen 2014).

### *III.3.1.c. Obtention du centre de masse des sujets amputés transfémoraux*

Deux études ont cherché à estimer la vitesse de marche moyenne chez les personnes amputées. Ces études utilisent toutes deux un modèle cinématique afin d'obtenir, pendant la phase d'appui, la vitesse d'un point du bassin. Lenzi et al. utilisent une centrale inertielle placée dans le tibia prothétique, ainsi que la mesure des angles du genou et de la cheville pour estimer la vitesse de marche via un modèle plan à trois segments articulés. Les auteurs ne donnent cependant pas de détail sur le calcul de cette vitesse (Tommaso Lenzi et al. 2014). Dauriac et al. ont, d'autre part, proposé un modèle tirant parti du fait que le genou prothétique des personnes amputées transfémorales reste en extension pendant la phase d'appui unipodale permettant alors de modéliser l'ensemble de la jambe comme un unique segment. Le modèle proposé supposait que ce segment se comportait comme un pendule roulant sur un arc de cercle. La mesure de la vitesse angulaire du tibia a alors permis d'estimer la vitesse de la hanche du côté prothétique (Dauriac 2018).

Enfin, Simonetti et al. proposent d'utiliser un filtre passe haut pour supprimer la dérive due à l'intégration des données d'accélération. Un modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle est utilisé pour estimer la vitesse de marche moyenne, qui peut ensuite être ajoutée sur l'axe antéropostérieur afin d'obtenir une estimation de la vitesse du centre de masse. De plus, les vitesses moyennes sur les axes vertical et médio-latéral sont supposées nulles. Cette approche permet d'obtenir des erreurs quadratiques moyennes inférieures à 0.1m/s, mais fait l'hypothèse sur les vitesses moyennes vertical et médio-latéral impose que la personne marche à plat et en ligne droite (Simonetti 2020).

### *III.3.1.d. Synthèse sur l'estimation de la cinématique du centre de masse du corps à partir de centrales inertielles*

L'estimation de la cinématique du centre de masse à partir de données mesurées par des centrales inertielles s'appuient sur le choix d'un modèle inertiel dont le niveau de complexité est très variable (d'un segment unique à un modèle corps complet).

Pavei et al. ont évalué plusieurs modèles inertiels en comparant la cinématique du centre de masse obtenue en associant ce modèle aux données cinématiques issue de la capture optoélectronique. La trajectoire du centre de masse ainsi obtenue est comparée à celle obtenue en intégrant les données des plateformes de force. Ils rapportent des erreurs quadratiques moyennes en 3D de l'ordre de 2.5mm avec un modèle corps complet alors qu'en ne considérant qu'un seul segment (tronc ou Pelvis), cette erreur augmente à 10 mm. (Pavei et al. 2017).

Lors de la marche dans des situations telles que les pentes ou les escaliers, on peut s'attendre à des mouvements d'un ordre de grandeur beaucoup plus important. Par exemple dans une pente de 10% (5.7°), et avec un déplacement du centre de masse d'un mètre au court du cycle on aura un déplacement sur l'axe vertical de 99 mm. Un modèle inertiel très simple semble donc suffisant pour notre application. Afin de simplifier notre approche et de réduire le nombre de capteurs nécessaire, nous considérerons dans la suite que le centre de masse du corps peut être approximé par le centre du segment pelvien.

Afin de pouvoir utiliser la cinématique du centre de masse de la personne pour le contrôle de la prothèse, celle-ci doit être obtenue en temps réel et uniquement à partir de capteurs intégrables dans la prothèse, la mesure optoélectronique n'est donc pas possible.

Une alternative est l'utilisation des centrales inertielles, mais comme nous l'avons vu précédemment, l'intégration directe de l'accélération conduit à une dérive importante du signal, plusieurs auteurs proposent donc des méthodes permettant la correction de cette intégration. Les approches basées sur des modèles mathématiques sont souvent spécifiques à une situation de marche, et ne peuvent donc pas être utilisées dans le cadre d'une prothèse qui sera utilisée dans de très nombreuses situations.

Les approches utilisant un filtre passe haut sont intéressantes mais le fait que cette stratégie résulte en une moyenne nulle limite l'intérêt de cette variable et risque d'empêcher l'identification des situations de marches. En effet, nous avons vu au Chapitre II.2 que la moyenne de la vitesse du centre de masse sur l'axe vertical était un paramètre très intéressant pour différencier les situations.

Enfin, les approches utilisant un modèle cinématique semblent les plus intéressantes. Ces modèles permettent d'obtenir la cinématique du centre de masse à partir des données de centrales inertielles placées sur une jambe, pendant sa phase d'appui. Cette estimation peut être combinée avec l'intégration de l'accélération afin de corriger sa dérive. Cette correction n'est alors permise que pendant la phase d'appui. Afin de tirer parti de ce modèle à chaque instant, nous proposons dans la partie III.3.2 une méthode utilisant 5 IMUs réparties sur les deux jambes, permettant de corriger la dérive de l'intégration à chaque instant (les grandeurs se rapportant à cette méthode seront notées sous la forme  $X^{5IMU}$ ). La nécessité d'instrumenter la jambe controlatérale limitant l'applicabilité de cette méthode au domaine de la prothèse nous proposons, dans la partie III.3.3 une méthode n'utilisant que 2 IMUs (à laquelle nous ferons référence dans les équations sous la forme  $X^{2IMU}$ ). Cette dernière méthode ne nécessite que des données pouvant être obtenues sur la prothèse.

### III.3.2. Méthode d'obtention de la cinématique du centre de masse utilisant 5 centrales inertielles

En considérant que le centre de masse du corps peut être réduit au centre du bassin considéré comme le milieu du segment liant les deux têtes fémorales, il existe deux stratégies pour obtenir sa position à partir des données de centrales inertielles placées sur le corps. La première consiste à définir un modèle cinématique des membres inférieurs permettant de calculer la position du bassin au cours du temps à partir de l'orientation des segments mesurée par les centrales inertielles placées sur ces segments. La seconde est fondée sur l'intégration de l'accélération mesurée par des centrales inertielles placées sur les différents segments du membre inférieur. À partir de ces accélérations et de la vitesse angulaire du segment, il est possible connaissant la géométrie des segments d'obtenir une seconde estimation de la cinématique des centres articulaires de la chaîne cinématique. Il est de plus possible de fusionner ces 2 méthodes dans une méthode hybride.

#### III.3.2.a. Capteurs utilisés

L'algorithme présenté ci-après nécessite les données de 5 IMU placées comme illustré sur la Figure 54. De plus, des semelles de pression sont utilisées pour détecter les phases du cycle de marche.



Figure 54 : placement des capteurs pour l'obtention du BCoM avec les centrales inertielles

#### III.3.2.b. Modèle cinématique

Ayant défini le centre de masse comme le centre des deux têtes fémorales, l'estimation du mouvement du centre de masse revient à estimer le mouvement des centres articulaires de hanche. Grâce à l'utilisation d'un modèle cinématique et à l'orientation des différents segments, il est possible de reconstituer le mouvement relatif des différentes articulations. Pendant la marche, il y a toujours au moins un pied en appui sur le sol, il est alors possible de modéliser cet appui afin de reconstruire le mouvement des différentes articulations dans le repère global.

##### Création du modèle cinématique

Le modèle cinématique utilisé est une chaîne de 5 segments liés par des liaisons de type rotule. Les longueurs de ces segments devront être définies lors d'une étape de calibration du modèle (cf. paragraphes III.3.4.b et III.3.5.b) avant l'utilisation de l'algorithme. Nous faisons de plus l'hypothèse qu'en statique les repères anatomiques sont alignés avec les axes du repère global. L'effet de cette hypothèse a été limité en demandant

au sujet de prendre une position lors de l'acquisition statique telle que les centres articulaires des hanches des genou et des chevilles soient alignés verticalement. Nous obtenons donc 2 chaînes cinématiques partant chacune de l'une des chevilles. Ces deux chaînes seront utilisées chacune leur tour en fonction du pied en appui (Figure 55, équations (21) et (22)).

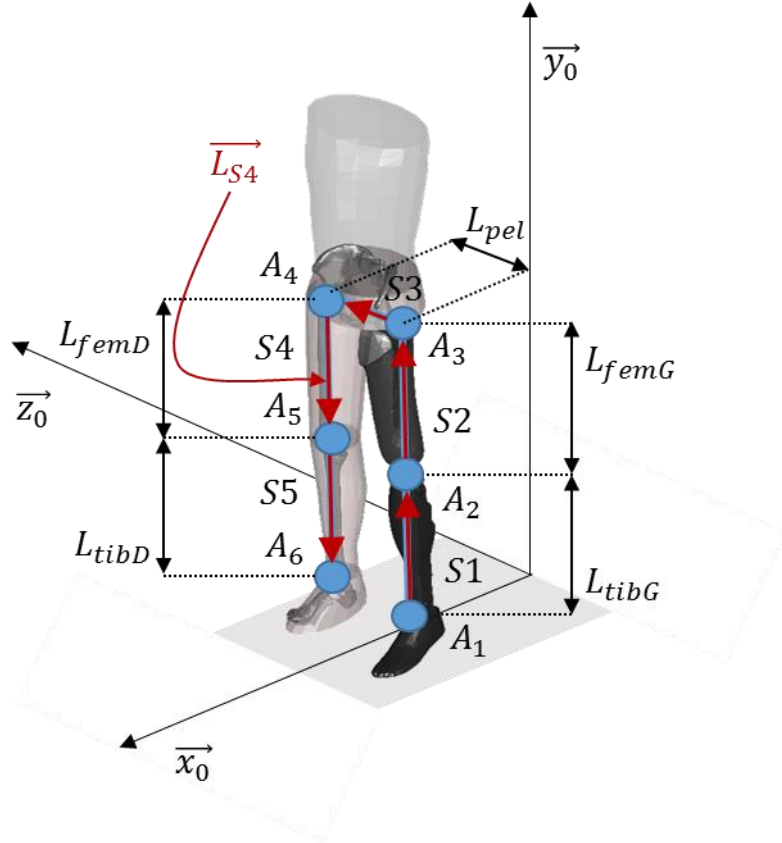


Figure 55 : définition du modèle cinématique, dans le cas d'un appui à gauche et pour la méthode utilisant 5 IMUs.

Lors d'un appui à droite on a :

$$\begin{aligned}
 \overrightarrow{A_1 A_2}_{R_{S1}} &= L_{tibD} \overrightarrow{y_{S1}} \\
 \overrightarrow{A_2 A_3}_{R_{S2}} &= L_{femD} \overrightarrow{y_{S2}} \\
 \overrightarrow{A_3 A_4}_{R_{S3}} &= L_{pel} \overrightarrow{z_{S3}} \\
 \overrightarrow{A_4 A_5}_{R_{S4}} &= -L_{femG} \overrightarrow{y_{S4}} \\
 \overrightarrow{A_5 A_6}_{R_{S5}} &= -L_{tibG} \overrightarrow{y_{S5}}
 \end{aligned} \tag{21}$$

Et lors d'un appui à gauche on a :

$$\begin{aligned}
 \overrightarrow{A_1 A_2}_{R_{S1}} &= L_{tibG} \overrightarrow{y_{S1}} \\
 \overrightarrow{A_2 A_3}_{R_{S2}} &= L_{femG} \overrightarrow{y_{S2}} \\
 \overrightarrow{A_3 A_4}_{R_{S3}} &= -L_{pel} \overrightarrow{z_{S3}} \\
 \overrightarrow{A_4 A_5}_{R_{S4}} &= -L_{femD} \overrightarrow{y_{S4}} \\
 \overrightarrow{A_5 A_6}_{R_{S5}} &= -L_{tibD} \overrightarrow{y_{S5}}
 \end{aligned} \tag{22}$$

### Obtention des orientations

L'orientation des centrales inertielles par rapport au repère global  $[R_{IMUi}]_t = [P_{R_0 R_{IMUi}}]_t$  est obtenue via le filtre complémentaire présenté dans Valenti *et al.* pour les segments proximaux (pelvis, et fémurs) et avec le filtre modifié présenté dans le paragraphe III.2.2 pour les tibias.

L'orientation des segments à chaque instant  $S_i(t)$  peut-être décomposée par l'équation (23) (Figure 56).

$$[P_{R_0 R_{Si}}]_t = [P_{R_0 R_{IMUi}}]_t \cdot [P_{R_{IMUi} R_{Si}}]_t \quad (23)$$

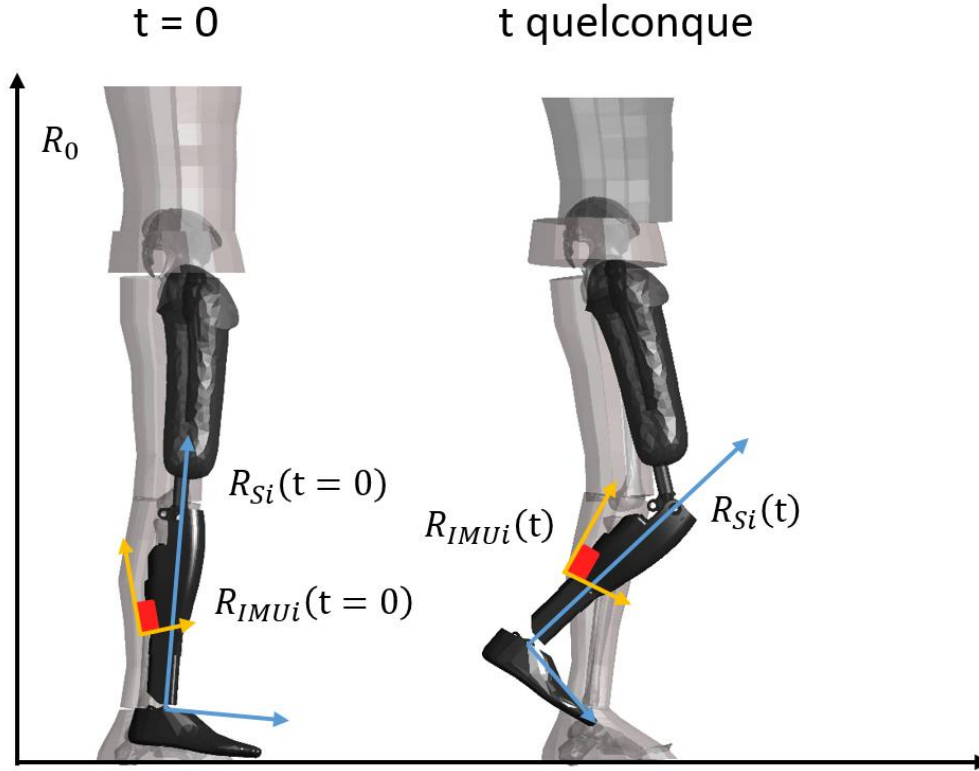


Figure 56 : définition des repères pour le calcul de l'orientation des segments anatomiques

En faisant l'hypothèse que les segments sont des solides rigides on obtient l'équation (24).

$$[P_{R_{IMUi} R_{Si}}]_t = [P_{R_{IMUi} R_{Si}}]_{t=0} = [P_{R_{IMUi} R_0}]_{t=0} \cdot [P_{R_0 R_{Si}}]_{t=0} \quad (24)$$

Puis en utilisant l'hypothèse sur la position initiale des segments (cf. paragraphe précédent), nous obtenons l'équation (25), où  $I_3$  est la matrice identité.

$$[P_{R_0 R_{Si}}]_{t=0} = I_3 \quad (25)$$

Enfin, en combinant les équations (23), (24) et (25) nous pouvons calculer l'orientation des segments anatomiques à chaque instant (équation (26)).

$$[R_{Si}]_t = [P_{R_0 R_{Si}}]_t = [P_{R_0 R_{IMUi}}]_t \cdot [P_{R_0 R_{IMUi}}]_{t=0}^{-1} \quad (26)$$

### Cinématique de la cheville

Les travaux précédents ont montré que la vitesse d'un point du tibia pouvait être obtenue, pendant la phase d'appui, grâce à un modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle (cf. Chapitre III.2). Nous proposons dans cette partie d'exploiter ce modèle afin d'obtenir la vitesse et la position de la cheville du côté de l'appui. Comme précédemment, Ce modèle est constitué d'un arc de cercle de rayon  $R_{ROS}$  centré sur le point C. ce cercle roule sans glisser sur le sol supposé plan et entraine le segment tibial (i.e.  $S_1$ ) (Figure 57). Nous allons

dans ce paragraphe d'abord présenter les équations permettant l'obtention de la vitesse et la trajectoire de la cheville, puis nous allons dans la suite expliciter les différents termes intervenant dans ces équations.

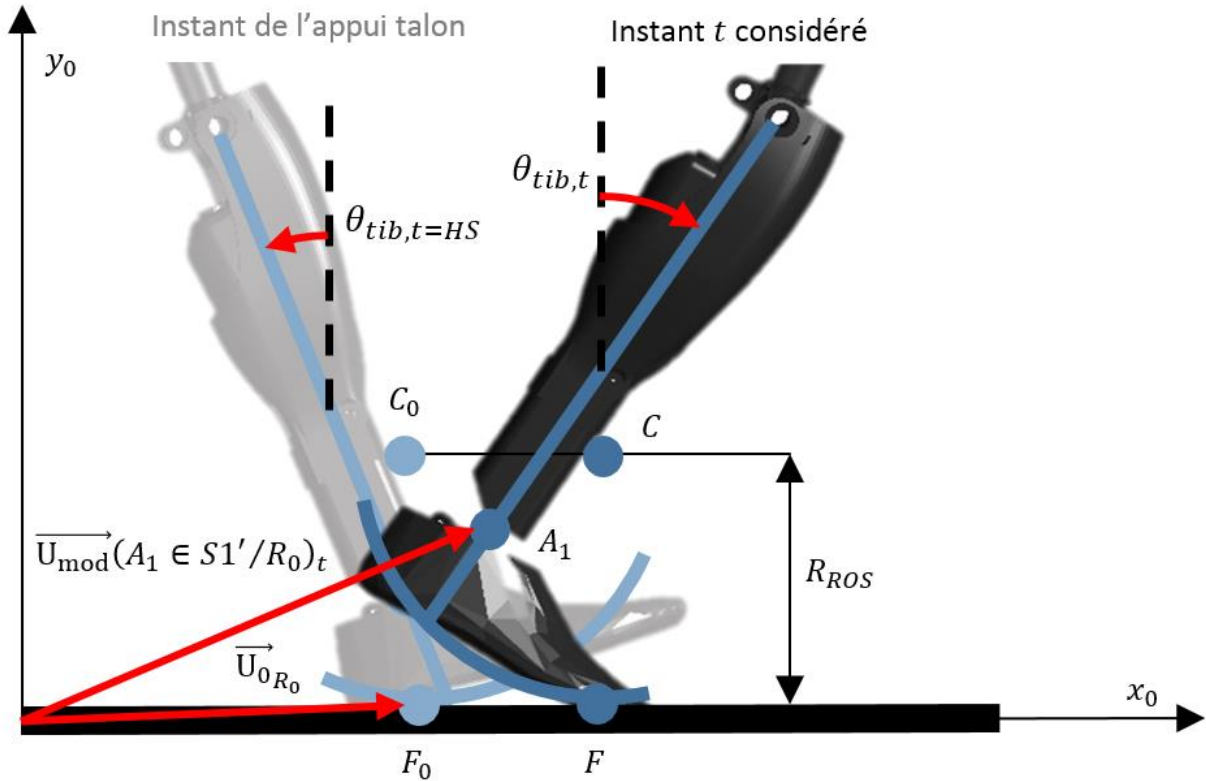


Figure 57 : le modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle utilisé pour le calcul de la vitesse et de la position de la cheville.

L'hypothèse de roulement sans glissement peut être exploitée pour obtenir la vitesse du point C à partir des mesures du **gyroscope**, puis la relation de champ de vitesse permet de déterminer la vitesse de la cheville (équation (27) et (28)).

$$\overline{V}_{mod}^{SIMU}(C \in S1/R_0)_t = \overline{\Omega}(S1/R_0)_t \wedge \overline{FC}_{R_0,t} \quad (27)$$

$$\overline{U}_{mod}^{SIMU}(A_1 \in S1/R_0)_t = \overline{V}_{mod}^{SIMU}(C \in S1/R_0)_t + \overline{\Omega}(S1/R_0)_t \wedge \overline{CA}_{1R_0,t} \quad (28)$$

Afin d'obtenir la position de la cheville, nous pouvons la décomposer comme la somme de la **position du point F lors de l'appui talon** (point de contact avec le sol, cf. Figure 57)  $\overline{U}_{0R_0}$  et la variation de position depuis cet appui ( $\overline{U}_{mod}^{SIMU}(A_1 \in S1/R_0)_t - \overline{U}_{0R_0}$ ). Cette variation de position peut être à nouveau décomposée en isolant une composante due au **roulement de l'arc de cercle**  $\overline{F_0F}_{R_0,t}$ , une **composante constante**  $\overline{FC}_{R_0,t}$  et une composante issue de la **rotation du segment tibial**  $\overline{CA}_{1R_0,t}$  (équation (29), Figure 57).

$$\overline{U}_{mod}^{SIMU}(A_1 \in S1/R_0)_t = \overline{U}_{0R_0} + \overline{F_0F}_{R_0,t} + \overline{FC}_{R_0,t} + \overline{CA}_{1R_0,t} \quad (29)$$

Le **gyroscope** permet la mesure de  $\overline{\Omega}(S1/R_{S1})$  qui peut être projeté dans le repère global à l'aide de l'estimation de l'orientation de la centrale IMU1 (équations (30)).

$$\overline{\Omega}(Si/R_0) = [R_{IMU_i}]_t \cdot \overline{\Omega}(Si/R_{IMU_1}) \quad (30)$$

La **position du point F lors de l'appui talon** (i.e. position du point  $F_0$ ) est obtenue simplement en relevant la position de la cheville à l'instant précédent immédiatement l'appui talon ( $t = HS^-$ ) et en utilisant l'équation (29) pour calculer la position du point F correspondante (équation (31), Figure 57).

$$\vec{U}_{0R_0} = \vec{U}_{mod}^{5IMU}(A_1 \in S1/R_0)_{t=HS^-} - (\vec{FC}_{R_0,t=HS^-} + \vec{CA}_{1R_0,t=HS^-}) \quad (31)$$

La **composante constante** traduit le fait que la distance FC est la distance entre le centre et un point du cercle, elle sera donc constante et égale au rayon de l'arc de cercle (équation (32), Figure 57).

$$\vec{FC}_{R_0,t} = \vec{F_0C_{0R_0}} = R_{ROS} \cdot \vec{y}_0 \quad (32)$$

Dans cette équation, nous supposons que le point C est directement au-dessus du point de contact F, ce qui est le cas lors de la marche sur un sol plat. Lors de la marche en pente la valeur de cette constante n'est donc pas correcte, cependant comme cette constante intervient à la fois dans le calcul de  $\vec{U}_{0R_0}$  et dans le calcul de  $\vec{U}_{mod}^{5IMU}(A_1 \in S1/R_0)_t$ , l'erreur sur son estimation n'aura donc pas d'influence. On pourrait se passer du calcul de  $\vec{FC}_{R_0,t}$  (i.e. choisir  $\vec{U}_{0R_0}$  correspondant la la position du point  $C_0$ ), cette constante permet cependant de donner un sens physique à  $\vec{U}_{0R_0}$  puisqu'elle correspond à la position du point de contact initial du pied.

Le **roulement de l'arc de cercle** peut être estimé par une translation du point F dans le plan horizontal de magnitude égale à la portion de cercle parcourue depuis l'appui talon ( $t = HS$ ). Cette translation peut donc être calculée à partir de l'orientation du segment et du rayon de l'arc de cercle par l'équation (33) (Figure 57).

$$\vec{F_0F_{R_0,t}} = R_{ROS} * (\theta_{tib,t=HS} - \theta_{tib,t})\vec{x}_0 + R_{ROS} * (\varphi_{tib,t} - \varphi_{tib,t=HS})\vec{z}_0 \quad (33)$$

$\theta_{tib,t}$  est l'angle de tangage et  $\varphi_{tib,t}$  l'angle de roulis exprimés en radians. Ces angles sont obtenus à partir de la matrice de rotation du segment S1 en utilisant la séquence d'axe mobile  $yx'z''$ .

Nous faisons ici l'hypothèse que l'arc de cercle roule sur un sol plat puisque la translation due à ce roulement n'est reportée que sur l'axe antéropostérieur. L'impact de cette hypothèse peut être évalué relativement simplement. En effet, Lors de la marche dans une pente d'inclinaison  $\beta^\circ$ , le modèle estimera  $\vec{F_0F_{R_0,t}} = [L \ 0 \ 0]$  alors que la vraie valeur est  $[L \times \cos(\beta) \ \pm L \times \sin(\beta) \ 0]$  (signe dépendant du sens de la pente : montée ou descente). L'erreur sera donc typiquement plus importante à la fin de la phase d'appui quand  $L$  est maximal. Cette valeur en fin de phase d'appui sera de l'ordre de 20 cm, on aura donc, dans une pente typique de  $10^\circ$  d'inclinaison, une erreur de 0.3 cm sur l'axe antéropostérieur et 3.5 cm sur l'axe vertical.

Malgré cette limite, cette hypothèse permet de reproduire la cinématique observée pendant le déroulé du pas et semble donc plus adéquate que son alternative (hypothèse cheville immobile), en particulier lors de la fin de la phase d'appui.

La composante issue de la **rotation du segment tibial**,  $\vec{CA}_{1R_{S_1}}$  peut être considérée comme constante lors de la marche à plat, compte tenu de l'absence de mouvement relatif entre le pied et le tibia. Cette valeur constante sera appelée  $\vec{CA}_{1cst}$  dans la suite. Lors des descentes de pentes et d'escaliers la flexion du genou du prototype SYNSYS entraine, via la synergie, une dorsiflexion de la cheville proportionnelle à cette flexion de genou ((cf. paragraphe I.3.1, équation (34)). Cette dorsiflexion modifie le comportement de l'ensemble pied-cheville et doit être pris en compte dans le modèle.

$$\theta_{dorsicheville} = \frac{1}{3} \cdot \theta_{flexiongenou} \quad (34)$$



Nous pouvons ensuite calculer  $\overrightarrow{CA}_{1R_{S1}}$  à partir de la valeur constante  $\overrightarrow{CA}_{1_{cst}}$  et à l'angle de dorsiflexion en utilisant l'équation (35).

$$\begin{aligned} \overrightarrow{CA}_{1R_{S1}} &= R(\theta_{dorsi}) \cdot \overrightarrow{CA}_{1_{cst}} \\ R(\theta_{dorsi}) &= \begin{pmatrix} \cos(\theta_{dorsi}) & -\sin(\theta_{dorsi}) & 0 \\ \sin(\theta_{dorsi}) & \cos(\theta_{dorsi}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (35)$$

On peut ensuite calculer  $\overrightarrow{CA}_{1R_{0,t}}$  grâce à l'orientation du segment tibial (équation (36)).

$$\overrightarrow{CA}_{1R_{0,t}} = [R_{Si}]_t \cdot \overrightarrow{CA}_{1R_{S1}} \quad (36)$$

### Propagation

Après avoir obtenu la cinématique du centre de la cheville nous pouvons utiliser la chaîne de solides rigides définie précédemment pour obtenir successivement la vitesse (équation (37)) et la position (équation (38)) de chaque articulation ( $A_i$ ). La Figure 58 illustre la méthode et rappelle les notations utilisées.

$$\begin{aligned} \overrightarrow{V}_{mod}^{5IMU}(A_{i+1} \in Si/R_0)_t &= \overrightarrow{V}_{mod}^{5IMU}(A_i \in Si/R_0)_t + \vec{\Omega}(Si/R_0)_t \wedge [R_{Si}]_t \cdot \overrightarrow{A_i A_{i+1}}_{R_{Si}} \\ \forall i &= \llbracket 1,5 \rrbracket \end{aligned} \quad (37)$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{U}_{mod}^{5IMU}(A_{i+1} \in Si/R_0)_t &= \overrightarrow{U}_{mod}^{5IMU}(A_i \in Si/R_0)_t + [R_{Si}]_t \cdot \overrightarrow{A_i A_{i+1}}_{R_{Si}} \\ \forall i &= \llbracket 1,5 \rrbracket \end{aligned} \quad (38)$$

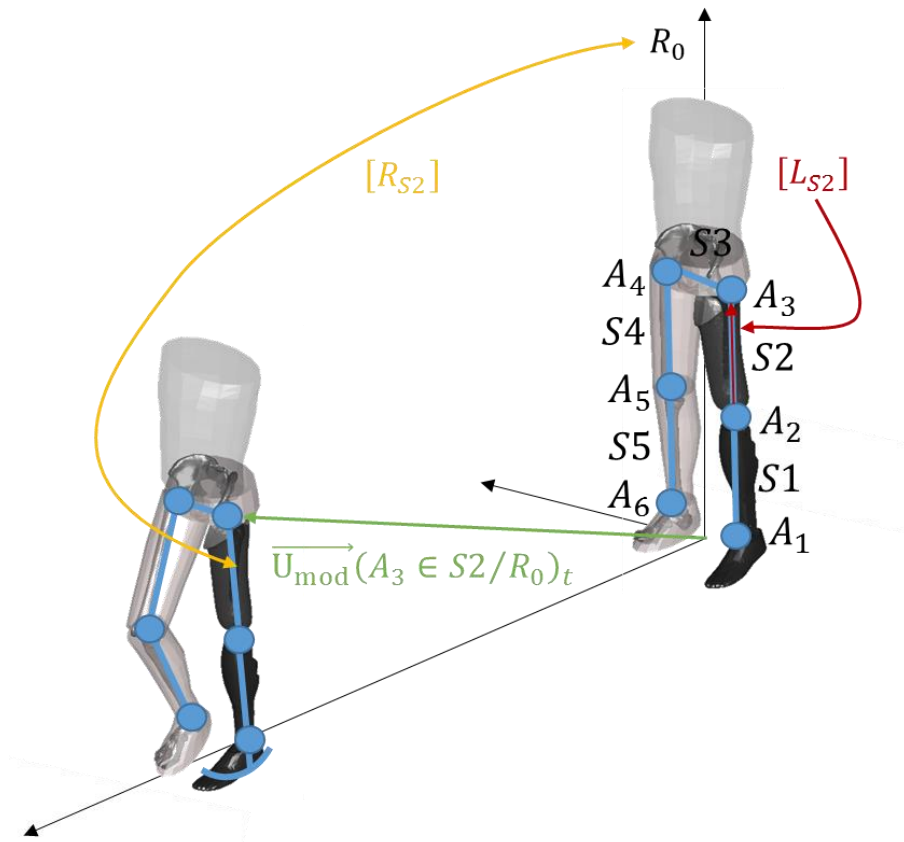


Figure 58 : rappel des notations utilisées pour le calcul de la propagation de la trajectoire et de la vitesse

### III.3.2.c. Intégration

Une autre façon d'obtenir la cinématique d'un point à partir des données d'IMU est l'intégration de son accélération linéaire. Cette accélération peut être mesurée par l'accéléromètre de l'IMU placé en ce point. Pour cela, il est nécessaire de retirer l'accélération de la gravité qui s'exerce suivant un axe vertical avant l'intégration. Il est alors possible de déterminer les accélérations de différents points d'un segment rigide et en particulier des centres articulaires.

#### Obtention de l'accélération d'un point

Un accéléromètre placé en un point mesure non-seulement l'accélération linéaire de ce point mais aussi l'accélération de la gravité qui s'exerce suivant la verticale, l'ensemble étant obtenu dans le repère local du capteur. Il faut donc commencer par retirer celle-ci des données brutes du capteur avant de pouvoir faire l'intégration. Pour cela, nous utilisons l'orientation du capteur calculée précédemment (cf. paragraphe III.3.2.b) pour projeter les données de l'accéléromètre dans le repère global, obtenant ainsi l'accélération de la centrale inertielle dans ce repère global  $\vec{\Gamma}(I_i \in S_i/R_0)_t$  (équation (39)).

$$\vec{\Gamma}(I_i \in S_i/R_0)_t = [R_{IMU_i}]_t * \overrightarrow{\Gamma_{mesuré_{R_{IMU_i}}}} - \vec{g}_{R_0} \quad (39)$$

Afin d'obtenir l'accélération des centres articulaires, il faut utiliser la loi de distribution des accélérations dans un solide indéformable (équation (40), Figure 59). Ainsi pour chaque segment, il est possible de déterminer l'accélération du ou des centres articulaires associés à ce segment à partir de l'accélération mesurée par l'IMU placée sur ce segment (indice  $j$ ).

$$\vec{\Gamma}(A_i \in S_j/R_0)_t = \vec{\Gamma}(I_j \in S_j/R_0)_t + \overrightarrow{A_i J_t} \wedge \frac{d\vec{\Omega}(S_j/R_0)_t}{dt} + \left( \vec{\Omega}(S_j/R_0)_t \wedge \overrightarrow{A_i J_t} \right) \wedge \vec{\Omega}(S_j/R_0)_t \quad (40)$$

$j = i - 1$  ou  $j = i$

$\frac{d\vec{\Omega}(S_j/R_0)_t}{dt}$  est obtenu par dérivation numérique (i.e. différence finie) des données du gyroscope, projetées dans le repère global en connaissant l'orientation du capteur.

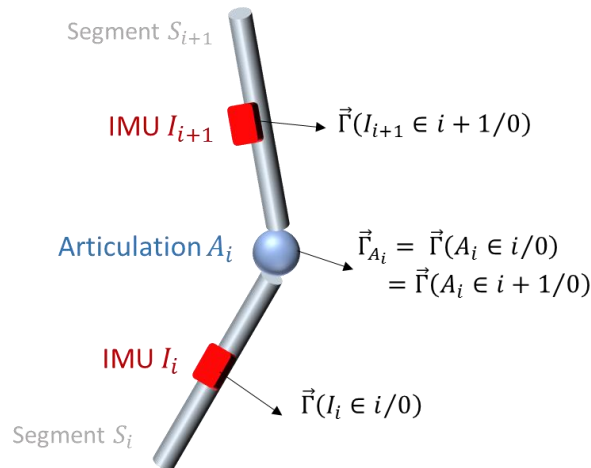


Figure 59 : illustration obtention de l'accélération des articulations à partir des centrales inertielles des segments adjacents

De plus, pour les centres articulaires étant à la jonction de segments adjacents, leur accélération peut être obtenue à partir de 2 IMU différentes (segment sous-jacent et sus-jacent), nous prenons alors la moyenne des deux estimations, nous obtenons donc le système d'équation (41).

$$\begin{cases} \vec{\Gamma}(A_1 \in S1/R_0)_t = \vec{\Gamma}(A_1 \in S1/R_0)_t \\ \vec{\Gamma}(A_i \in Si/R_0)_t = (\vec{\Gamma}(A_i \in Si-1/R_0)_t + \vec{\Gamma}(A_i \in Si/R_0)_t)/2, \forall i = \llbracket 2,5 \rrbracket \\ \vec{\Gamma}(A_6 \in S5/R_0)_t = \vec{\Gamma}(A_6 \in S5/R_0)_t \end{cases} \quad (41)$$

### Intégration

L'intégration des données d'accélération peut ensuite être faite numériquement. Nous utilisons ici une simple somme de Riemann (équations (42) et (43)).

$$\overline{V_{int}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t = \overline{V_{int}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \vec{\Gamma}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \quad (42)$$

$$\overline{U_{int}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t = \overline{U_{int}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \overline{V_{int}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \quad (43)$$

### III.3.2.d. Méthode hybride

Les deux méthodes présentées précédemment ont chacune des limitations qui leur sont propres.

D'une part, la méthode basée sur la chaîne cinématique donne une estimation entachée d'erreur due aux différentes hypothèses. Des discontinuités sont également présentes lors du passage d'un pied d'appui à l'autre. Ces erreurs sont plutôt de hautes fréquences (discontinuité, erreur pendant la fin de la phase d'appui) mais ce modèle est construit de façon à minimiser l'erreur à long terme.

D'autre part, la double intégration numérique accumule les erreurs à chaque instant, ce qui conduit à une dérive très importante de l'estimation au cours du temps. Cette dérive peut être considérée comme une erreur de basse fréquence.

Ces deux estimations sont donc chacune soumise à des erreurs de nature différente, il semble donc opportun de fusionner ces deux estimations afin de tirer parti de leurs forces respectives. Nous proposons donc l'utilisation d'un filtre complémentaire permettant d'obtenir des estimations de la position et de la vitesse plus précises.

$$\begin{aligned} \overline{V_{hyb}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t &= (1-k) \overline{V_{mod}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t + \\ &k \left( \overline{V_{hyb}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \vec{\Gamma}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \right) \end{aligned} \quad (44)$$

$$\begin{aligned} \overline{U_{hyb}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t &= (1-k) \overline{U_{mod}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t + \\ &k \left( \overline{U_{hyb}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \overline{V_{hyb}^{5IMU}}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \right) \end{aligned} \quad (45)$$

### III.3.2.e. Calcul de la trajectoire et de la vitesse du centre de masse

Dans cette étude nous faisons l'hypothèse que le centre du bassin défini comme le milieu des têtes fémorales est une estimation raisonnable du centre de masse de la personne. Nous obtenons donc vitesse et position du BCoM en faisant la moyenne des estimations des vitesses et des positions des centres articulaires des hanches.

$$\overline{V_{BCoM}^{5IMU}}_t = \frac{\overline{V_{hyb}^{5IMU}}(A_3 \in S3/R_0)_t + \overline{V_{hyb}^{5IMU}}(A_4 \in S3/R_0)_t}{2} \quad (46)$$

$$\overline{U_{BCoM}^{5IMU}}_t = \frac{\overline{U_{hyb}^{5IMU}}(A_3 \in S3/R_0)_t + \overline{U_{hyb}^{5IMU}}(A_4 \in S3/R_0)_t}{2} \quad (47)$$

### III.3.3. Méthode d'obtention du centre de masse utilisant 2 centrales inertielles

La méthode présentée dans la section précédente permet l'obtention de la cinématique du centre de masse à partir de 5 IMUs réparties sur les 2 membres inférieurs (jambes et cuisses) et le bassin. Pendant la marche il y a toujours au moins une jambe en contact avec le sol, l'instrumentation des deux jambes permet alors l'utilisation d'un modèle cinématique pour corriger, à chaque instant, la dérive de l'intégration de l'accélération.

Ce type d'algorithme serait exploitable pour le contrôle d'une prothèse mais requerrait l'instrumentation de la jambe controlatérale, ce qui représente une limite importante. D'une part, ceci nécessite d'embarquer des capteurs directement sur le corps de la personne et non plus uniquement sur le dispositif externe, ce qui est plus encombrant pour l'utilisateur. De plus, le placement des IMUs sur la jambe controlatérale ne serait plus contrôlé, ce qui entraînerait une erreur d'estimation de l'accélération qui se répercuterait sur l'estimation de la cinématique.

Afin de permettre l'obtention de la cinématique du centre de masse sans contrainte supplémentaire pour la personne amputée (i.e. sans ajouter de capteurs sur le membre controlatéral), on souhaiterait se limiter à 2 centrales inertielles placées sur les segments tibial et fémoral prothétiques.

#### III.3.3.a. Obtention de la cinématique des articulations

Pendant la phase d'appui prothétique, la méthode présentée précédemment est toujours utilisable afin de calculer la cinématique de la cheville, du genou, puis de la hanche du coté prothétique (cf. paragraphe III.3.2.b).

Pendant la phase oscillante, en revanche, le pied n'est plus en contact avec le sol, il n'est donc plus possible d'utiliser le modèle précédent pour calculer une référence. De plus comme la jambe controlatérale n'est pas instrumentée, il n'est pas possible de tirer parti de l'appui du coté controlatéral. Nous pratiquons donc une simple intégration des données d'accélération de la hanche. Le choix d'intégrer les données d'accélération de la hanche provient du fait qu'étant l'articulation soumise aux plus faibles effets dynamiques, la dérive de son intégration sera plus faible que pour les autres articulations.

Lors des transitions entre une phase oscillante et une phase d'appui, le point d'origine du modèle cinématique doit être mis à jour afin de prendre en compte le déplacement qui a eu lieu durant la phase oscillante ( $\vec{U}_{0R_0}$ ). La solution utilisée précédemment était de reprendre la position de cheville obtenue pendant la phase oscillante (cf. calcul de  $\vec{U}_{0R_0}$  dans le paragraphe III.3.2.b). Dans la méthode présentée ici utilisant 2 centrales inertielles, nous intégrons les données de la hanche pendant la phase oscillante, et nous n'avons donc pas accès directement à la position de la cheville. Il est alors nécessaire de recalculer celle-ci à partir de la position de la hanche obtenue par intégration et des orientations des segments tibial et fémoral (équation (48), Figure 60).

$$\begin{aligned} \vec{U}_{mod}^{2IMU}(A_1 \in S1/R_0)_{t=HS} &= \vec{U}_{hyb}^{2IMU}(A_3 \in S2'/R_0)_{t=HS} \\ &\quad - [R_{S2}]_t \cdot \vec{A}_2 \vec{A}_3_{R_{S2}} - [R_{S1}]_t \cdot \vec{A}_1 \vec{A}_2_{R_{S1}} \end{aligned} \quad (48)$$

Cette solution permet d'éviter les discontinuités dans l'estimation de la cinématique du BCoM, objet de cette étude. Cette position de la cheville peut ensuite être utilisée pour calculer  $\vec{U}_{0R_0}$  comme précédemment (équation (49), Figure 60).

$$\vec{U}_{0R_0} = \overline{U}_{mod}^{2IMU}(A_1 \in S1/R_0)_{t=HS} - \left( \overline{FC}_{R_0,t=HS^-} + \overline{CA}_{1R_0,t=HS} \right) \quad (49)$$

Il est ensuite possible de calculer position et vitesse des articulations pendant la phase d'appui de la même façon que dans la partie III.3.2.b., d'intégrer les données des accéléromètres comme dans la section III.3.2.c et enfin de fusionner ces deux estimations comme présenté dans les parties et III.3.2.d.

$$\overline{V}_{hyb}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_t = (1 - k) \overline{V}_{mod}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_t + k \left( \overline{V}_{hyb}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \vec{\Gamma}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \right) \quad (50)$$

$$\overline{U}_{hyb}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_t = (1 - k) \overline{U}_{mod}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_t + k \left( \overline{U}_{hyb}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_{t-1} + \overline{V}_{hyb}^{2IMU}(A_i \in Sj/R_0)_t * \Delta t \right) \quad (51)$$

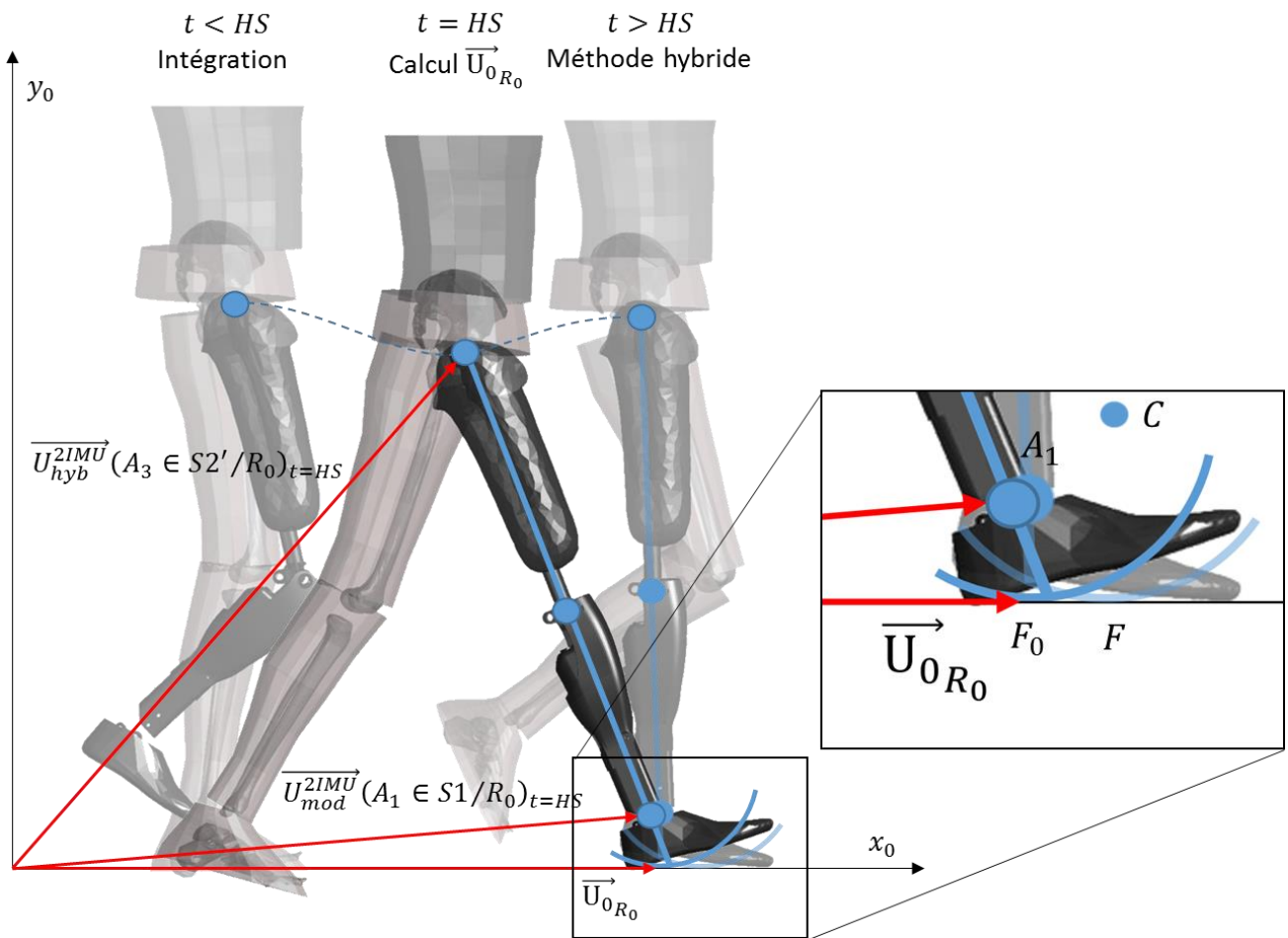


Figure 60 : Illustration de l'obtention de  $\vec{U}_{0R_0}$  pour la méthode avec deux centrales inertielles.

### III.3.3.b. Calcul de la cinématique du centre de masse

Avec cet algorithme, nous ne sommes capables d'obtenir la cinématique que d'une seule des deux hanches. La stratégie utilisée précédemment (moyenne des deux hanches) ne peut donc pas être utilisée. Afin d'obtenir le centre de masse, nous faisons alors l'hypothèse qu'au cours de la marche le bassin est en translation dans le repère global.

Avec cette hypothèse la vitesse du centre de masse est donc directement égale à la vitesse de la hanche, alors que sa position est décalée d'une constante dans le repère global (selon la direction médiolatérale et dont le signe dépend de la jambe considérée).

$$\overrightarrow{V}_{BCoM_t}^{2IMU} = \overrightarrow{V}_{hyb}^{2IMU} (A_3 \in S2/R_0)_t \quad (52)$$

$$\overrightarrow{U}_{BCoM_t}^{2IMU} = \overrightarrow{U}_{hyb}^{2IMU} (A_3 \in S2/R_0)_t \pm \frac{L_{pel}}{2} * \overrightarrow{z_0} \quad (53)$$

Bien que la rotation pelvienne participe à la progression du centre de masse lors de la marche, les variations de position angulaire restent modestes et ne devraient pas être une source majeure d'erreur dans cet algorithme. Cette hypothèse pourrait par contre être pénalisante pour l'utilisation de l'algorithme sur des sujets amputés transfémoraux utilisant une stratégie de « hip hiking » (cf. paragraphe 1.2.2).

Finalement, sous les hypothèses proposées dans ce modèle à 2 IMUs, on s'attend à une diminution de la précision de l'estimation de la cinématique du centre de masse. Toutefois, l'analyse de la littérature a montré que l'obtention de la cinématique du centre de la hanche devrait déjà permettre l'identification de paramètres utiles à la reconnaissance des situations de marche. En effet nous avons vu que le mouvement du segment fémoral était utile pour le contrôle de prothèse (Auberger et al. 2018; Seifert 2018; Rezazadeh et al. 2019). De plus, Prentice et al. rapportent sur les sujets sains des modifications de la trajectoire de la hanche lors de l'approche de pente, cette trajectoire de hanche devrait donc être suffisante pour identifier les situations très tôt dans le cycle de marche (Prentice et al. 2004). Ainsi, en gardant en mémoire que l'objectif de cette étude est l'obtention de grandeurs représentatives des différentes situations de marche, on cherche à évaluer les performances des deux méthodes présentées précédemment.

### III.3.4. Évaluation des algorithmes sur sujet sain.

Afin d'évaluer ces algorithmes, nous avons proposé un protocole d'acquisition de données dans différentes situations de marche combinant des centrales inertielles avec une mesure optoélectronique de référence. Ce protocole a été développé pour des sujets sains, d'une part afin de simplifier l'obtention des autorisations éthiques, d'autre part pour faciliter le recrutement des sujets. Cependant la crise sanitaire du COVID 19 a interrompu cette étude, et nous n'avons pu recruter qu'un unique sujet.

#### III.3.4.a. Systèmes de mesure employés

Un protocole pour l'acquisition de données sur sujet sain, combinant des acquisitions d'analyse du mouvement classique avec des centrales inertielles a été développé et mis en place dans le cadre du master de Lucas Sedran.

Le sujet était équipé de 9 centrales inertielles (MTw Xsens, Pays-Bas) placées sur les pieds, les segments tibiaux, les segments fémoraux, le bassin, le sternum et la tête, ainsi que de semelles de pression (Loadsol, Novel, Allemagne) mesurant l'effort normal et permettant de détecter les phases de la marche. De plus, le sujet est également équipé de 47 marqueurs retro-réfléchissants répartis sur tout le corps ainsi que de 32 marqueurs répartis sur des ancillaires équipés de centrales inertielles (Figure 61). La position des marqueurs échantillonnée à 100Hz est obtenue grâce à un système optoélectronique 12 cameras (Vicon, Oxford, UK).

La synchronisation des centrales inertielles et du système optoélectronique est réalisée grâce à l'envoi d'un signal depuis la station Xsens vers le système VICON. Les semelles sont synchronisées en post-traitement via un choc du talon au début de chaque acquisition.

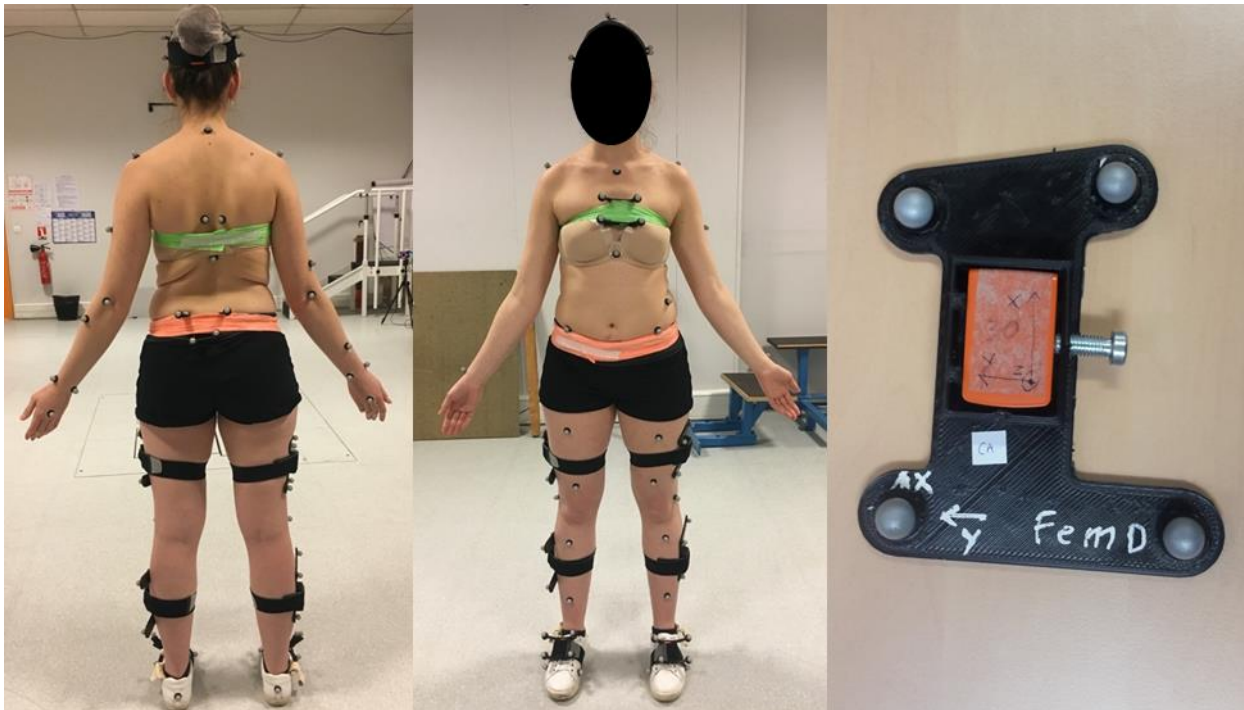


Figure 61 : sujet sain équipé des 9 centrales inertielles, fixées dans des ancillaires ainsi que de marqueurs retro-réfléchissants sur l'ensemble du corps (à gauche en vue de dos et au centre en vue de face). L'un des ancillaire dans lequel est fixé une centrale inertielle est présenté (à droite).

Tableau 12 : nombre de cycles pour chaque situation de marche réalisés par le sujet asymptotique.

Situation	Nombre de cycles de marche
Descente d'escaliers	3
Descente de pente 12%	11
Plat	28
Montée de pente 12%	8
Montée d'escaliers	6

Des acquisitions sont réalisées en statique et à vitesse confortable dans les cinq situations de marche suivantes : à plat, en montée et descente d'une pente (inclinaison 12%) et en montée et descente d'un escalier. Le Tableau 12 rapporte, pour chaque situation, le nombre de cycles de marche sur les plateformes enregistrées. Bien qu'elle ne soit pas exploitée dans le reste du traitement, les données des plateformes ont été utilisées pour la reconnaissance des événements de la marche. Ces acquisitions ont été réalisées sur le logiciel Vicon Nexus (Vicon Nexus 2.9, © Vicon Motion Systems Limited) et le traitement des données a été fait sur Matlab (Matlab R2016b, MathWorks®)

### III.3.4.b. Calibration du modèle

Les méthodes présentées précédemment nécessitent l'estimation des positions des centrales inertielles par rapport aux articulations (pour transporter l'accélération des IMUs aux articulations) ainsi que des distances entre articulations (pour déterminer les longueurs des segments du modèle).

Dans cette étude, les IMUs étaient positionnées et liées rigidement à des ancillaires fabriqués pour l'occasion. La relation entre le repère de la centrale inertielle et le repère de l'ancillaire est donc supposée connue d'après les plans de conceptions (erreur de fabrication des ancillaires négligeable devant l'erreur de mesure du système optoélectronique). Lors de l'acquisition statique, les marqueurs placés sur les ancillaires nous permettent de calculer la position de chaque repère ancillaire, puis connaissant la position des centrales inertielles dans les ancillaires, de calculer la position de chaque IMU dans le repère Vicon.

La position des centres articulaires dans le repère Vicon est obtenue grâce aux marqueurs anatomiques. En particulier, les centres des chevilles et des genoux sont obtenus en prenant le milieu des marqueurs placés sur les malléoles et les condyles fémoraux respectivement. Les centres de hanches sont obtenus à partir de 4 marqueurs placés sur les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures d'après des tables anatomiques (Bell et al. 1989).

Les vecteurs reliant les centres articulaires aux centrales inertielles des segments adjacents ( $\overrightarrow{A_i I_i}$ , Figure 62) ainsi que les vecteurs reliant deux centres articulaires adjacents ( $\overrightarrow{A_i A_{i+1}}$ , Figure 62) peuvent alors être calculés dans le repère Vicon. Les longueurs de chaque segment du modèle cinématique sont obtenues en prenant la norme du vecteur liant les 2 articulations liées à ce segment.

Au début de chaque acquisition, le sujet est debout et statique. L'angle de lacet est alors initialisé à 0 de façon que l'axe X dans le repère global Xsens soit aligné avec la direction de marche. Le repère Vicon est lié à la salle de marche, avec son axe X dans la direction de la marche. Le sujet marchant alternativement dans un sens et dans l'autre le repère global Xsens et le repère Vicon sont supposés alternativement identique ou transformé l'un de l'autre par une rotation de 180° autour de l'axe vertical.



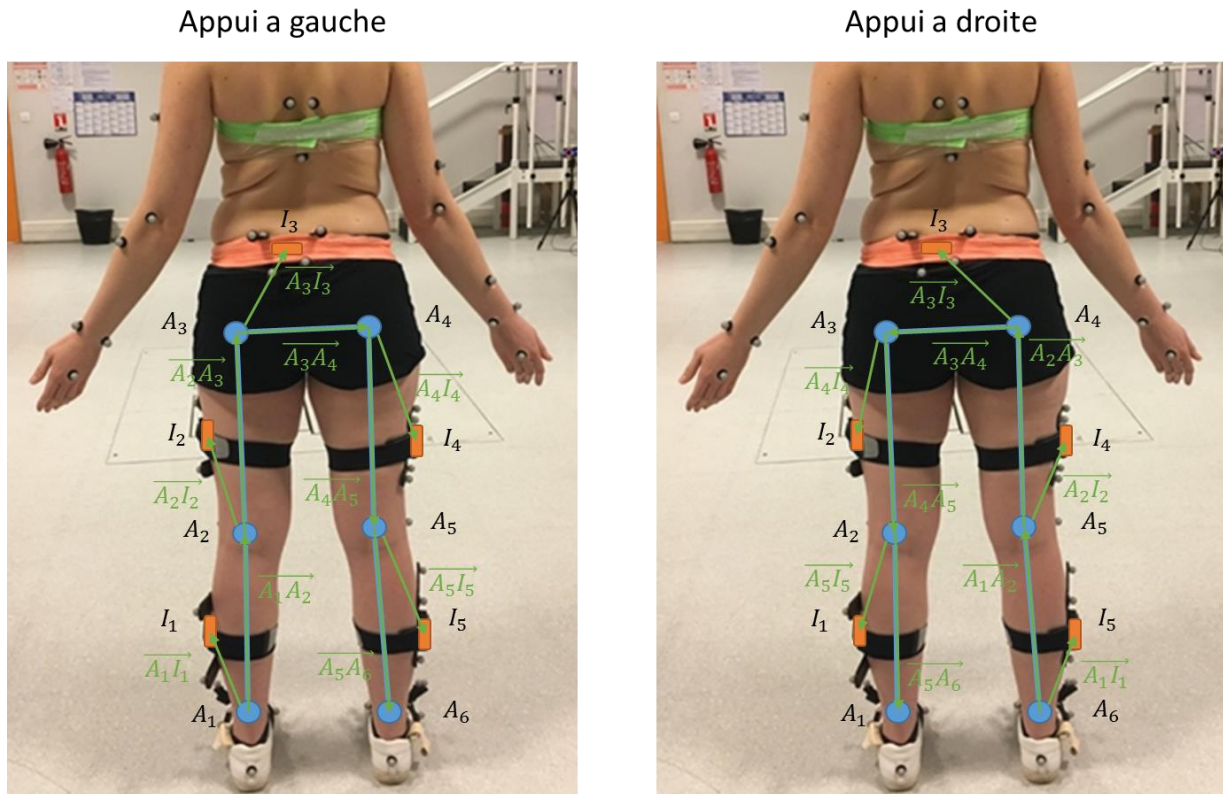


Figure 62 : illustration des grandeurs définies lors de l'étape de calibration, pour chacune des deux chaînes cinématiques pouvant être utilisées.

### III.3.4.c. Cinématique du centre de masse de référence

La cinématique du centre de masse de référence a été obtenue par la même méthode que dans l'étude du Chapitre II.2. Cette méthode utilise la position des marqueurs sur l'ensemble du corps à chaque instant pour positionner les différents segments d'un modèle inertiel dans l'espace. La position du centre de masse global  $\overrightarrow{U}_{BCoM}^{Ref}$  est obtenue par une moyenne des positions des centres de masses de chaque segment pondéré par leur masse respective. Le modèle inertiel utilisé est le même que dans (Pillet et al. 2010) et est constitué d'un modèle volumique pour les segments des membres inférieurs et du tronc (pieds, segments tibiaux et fémoraux, bassin et tronc) et par un modèle proportionnel pour les membres supérieurs et la tête (tête, segment huméraux et radiaux). La vitesse du centre de masse  $\overrightarrow{V}_{BCoM}^{Ref}$  est obtenue par dérivation de sa position par différence finie.

### III.3.4.d. Méthode d'évaluation

Afin d'évaluer les méthodes de reconstruction du centre de masse par rapport à sa position de référence, nous utilisons la méthode proposée par Bland et Altman (Bland & Altman 1986). Nous rapportons donc un coefficient de corrélation (CC), ainsi qu'une mesure de la justesse (moyenne des erreurs) et la fidélité (écart type des erreurs) pour la vitesse et la trajectoire du centre de masse obtenues par chacune des deux méthodes présentées précédemment.

De plus, à des fins de comparaison avec la littérature, nous rapportons également les RMSE sur la position du centre de masse suivant chaque axe ainsi qu'un RMSE en 3D calculé d'après la norme des signaux.

III.3.4.e. Résultats

Le Tableau 13 présente les erreurs sur l'estimation de la vitesse du centre de masse obtenue avec la méthode utilisant 5 centrales inertielles par rapport à la mesure optoélectronique de référence, et la Figure 63 illustre, pour chaque situation et pour les deux axes antéropostérieur et vertical, la vitesse obtenue avec les 5 centrales inertielles et avec la méthode de référence. Les erreurs sur la position du centre de masse sont présentées dans le Tableau 14 et illustré sur la Figure 64. De façon similaire, les résultats de la méthode n'utilisant que deux centrales inertielles sont rapportées dans le Tableau 15 et la Figure 65 pour l'estimation de la vitesse du centre de masse et dans le Tableau 16 et la Figure 66 pour sa position.

Tableau 13 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la vitesse du centre de masse utilisant 5 IMUs et la méthode optoélectronique de référence.

$\overrightarrow{V_{BCoM}^{5IMU}}$	Corrélation		Justesse (m/s)		Fidélité (m/s)	
	X	Y	X	Y	X	Y
↑ escaliers	0.61	0.95	0.07	-0.03	0.19	0.09
↑ pente 12%	0.57	0.93	0.09	-0.12	0.17	0.09
Plat	0.69	0.81	0.03	-0.03	0.17	0.10
↓ pente 12%	0.74	0.90	0.06	-0.06	0.17	0.10
↓ escaliers	0.30	0.93	-0.15	-0.11	0.19	0.11

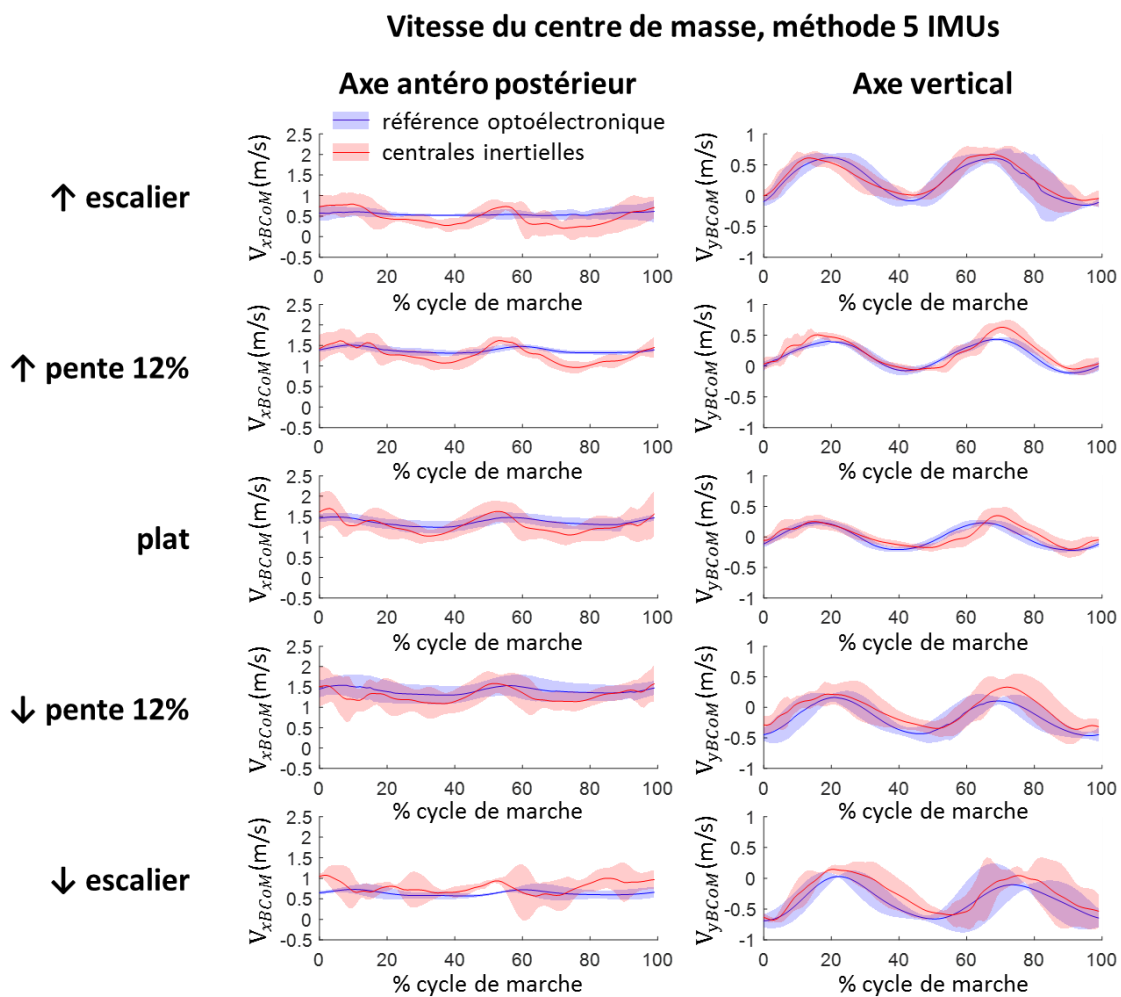


Figure 63 : Vitesse du centre de masse obtenue avec la méthode utilisant 5 IMUs (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers).

## Estimation de la cinématique du centre de masse à partir de capteurs embarqués

Tableau 14 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la **position** du centre de masse utilisant **5 IMUs** et la méthode optoélectronique de référence.

$\overrightarrow{U}_{BCoM}^{5IMU}$	Corrélation		Justesse (mm)		Fidélité (mm)		RMSE (mm)		
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	3D
↑ escaliers	0.99	1.00	33	-15	48	22	58	27	68
↑ pente 12%	1.00	0.96	12	-59	57	42	58	72	84
Plat	1.00	0.52	6	-7	24	23	24	24	38
↓ pente 12%	1.00	0.99	10	-21	35	22	37	30	38
↓ escaliers	1.00	0.96	-105	-69	62	48	122	84	150

### Position du centre de masse, méthode 5 IMUs

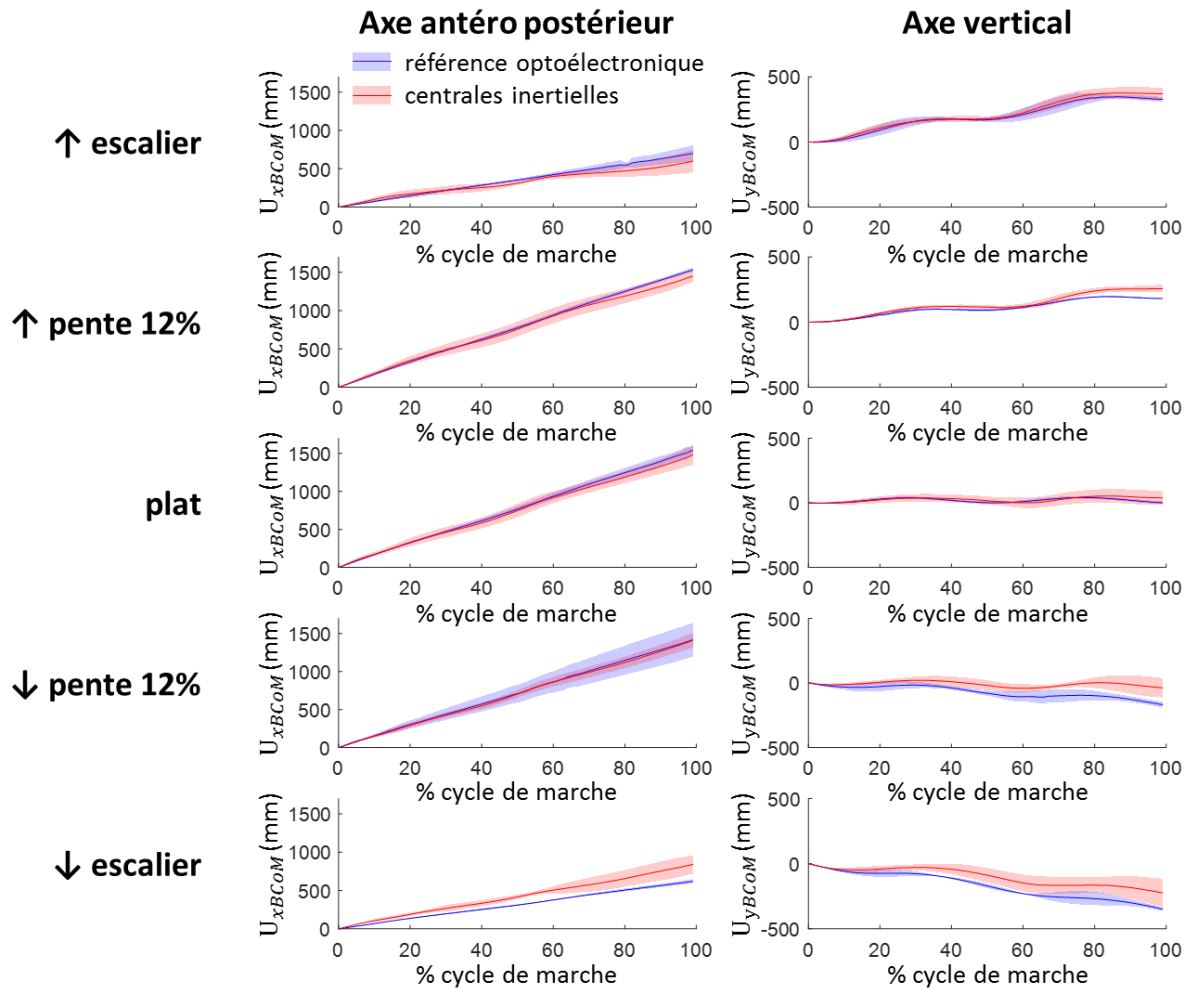


Figure 64 : **Position du centre de masse** obtenue avec la méthode utilisant **5 IMUs** (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéro-postérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers).

Tableau 15 : résultats de la comparaison entre méthode de calcul de la **vitesse** du centre de masse utilisant **2 IMUs** et la méthode optoélectronique de référence

$\overrightarrow{V}_{BCoM}^{2IMU}$	Corrélation		Justesse (m/s)		Fidélité (m/s)	
	X	Y	X	Y	X	Y
↑ escaliers	0.46	0.92	0.07	-0.03	0.27	0.12
↑ pente 12%	0.07	0.88	0.42	-0.17	0.42	0.15
Plat	0.35	0.79	0.12	-0.02	0.32	0.14
↓ pente 12%	0.59	0.87	0.14	-0.03	0.25	0.14
↓ escaliers	-0.01	0.78	-0.06	-0.18	0.43	0.23

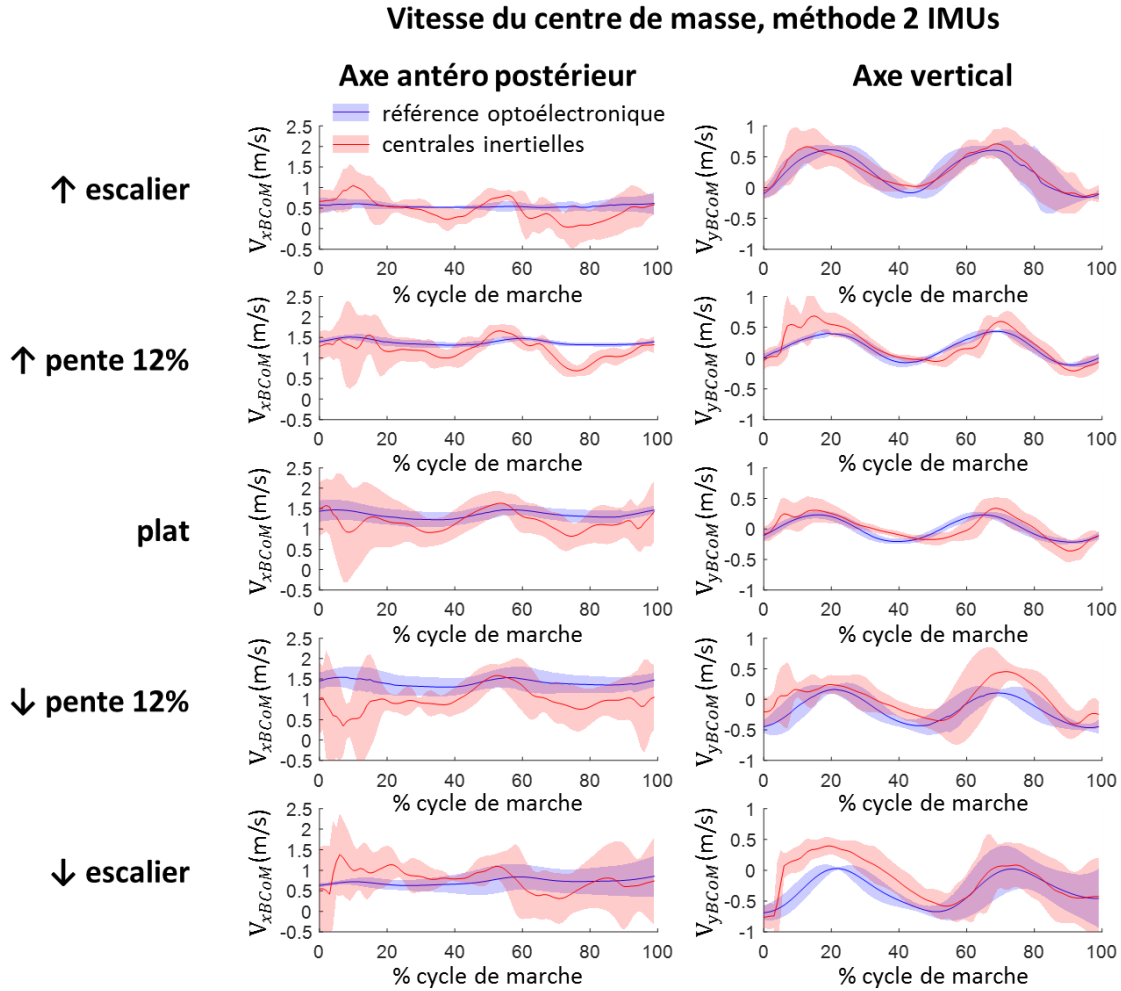


Figure 65 : **Vitesse du centre de masse** obtenue avec la méthode utilisant **2 IMUs** (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers).

Tableau 16 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la **position** du centre de masse utilisant **2 IMUs** et la méthode optoélectronique de référence.

$\overrightarrow{U}_{BCoM}^{2IMU}$	Corrélation		Justesse (mm)		Fidélité (mm)		RMSE (mm)		
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	3D
↑ escaliers	0.99	0.99	48	-14	70	23	85	27	105
↑ pente 12%	1.00	0.94	128	-80	82	47	152	93	160
Plat	1.00	0.64	41	-18	50	21	65	28	62
↓ pente 12%	1.00	0.99	51	-17	49	14	71	22	59
↓ escaliers	0.98	0.96	-29	-81	84	40	89	91	132

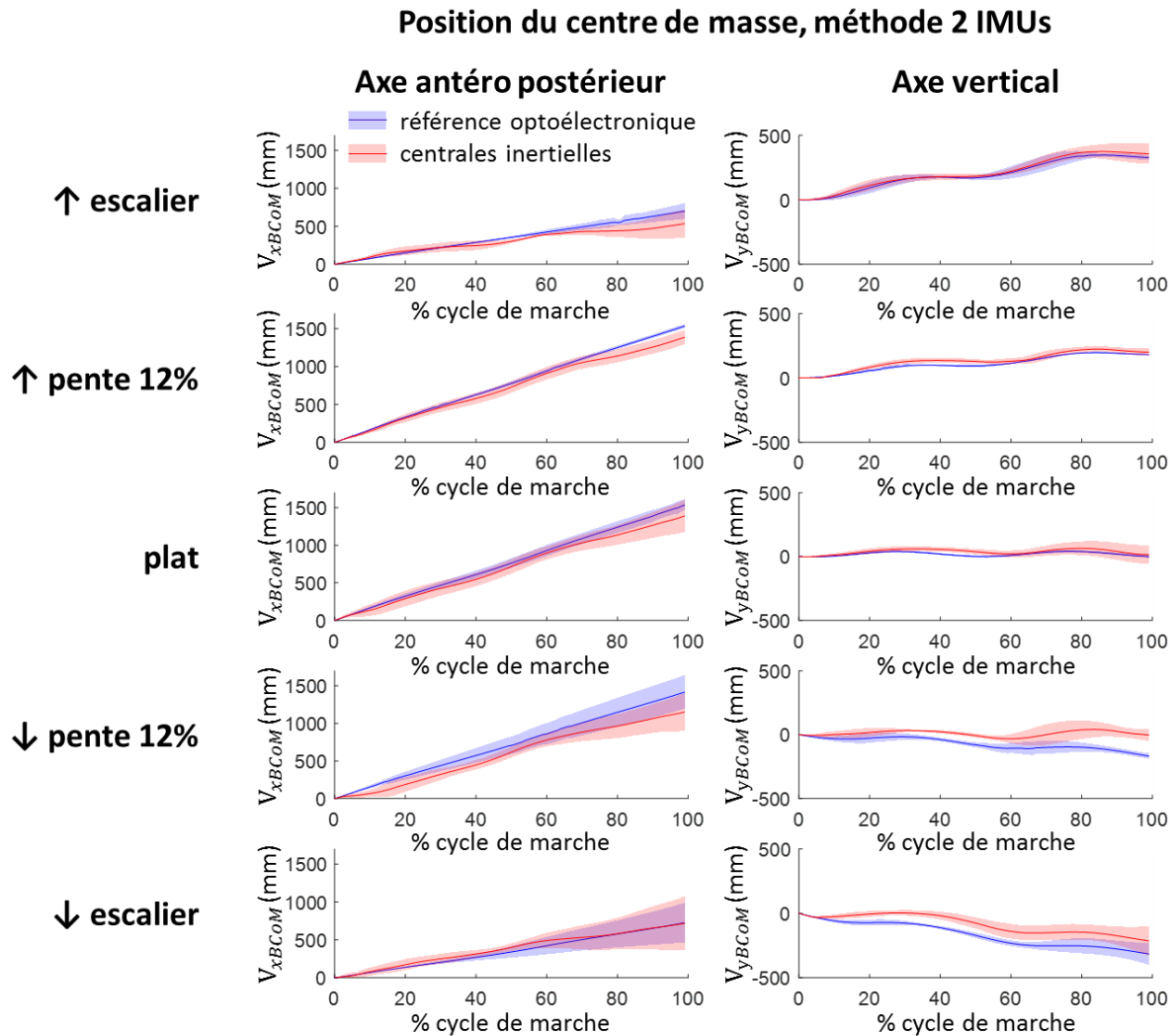


Figure 66 : **Position du centre de masse** obtenue avec la méthode utilisant **2 IMUs** (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéro-postérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers).

### III.3.4.f. Discussion

#### Interprétation des résultats

Les vitesses du centre de masse obtenues avec les méthodes exploitant les centrales inertielles présentent une corrélation très importante avec la mesure de référence sur l'axe vertical, mais pas sur l'axe antéro-postérieur, ce qui peut être dû au fait que la vitesse sur cet axe variant peu, le bruit de mesure a une influence importante sur cette corrélation. Pour la même raison, la corrélation sur la position du centre de masse suivant l'axe vertical à plat est bien plus faible que dans les autres configurations.

La méthode utilisant 5 IMUs, pour l'estimation de la vitesse, a une justesse de l'ordre de 0.10 m/s et une fidélité inférieure 0.10 m/s sur l'axe vertical et inférieure à 0.20 m/s sur l'axe antéro-postérieur. La méthode utilisant seulement 2 IMUs présente une justesse de l'ordre de 0.15 m/s et une erreur de fidélité inférieure à 0.30 m/s sur l'axe antéro-postérieur et inférieure à 0.20 m/s sur l'axe vertical. Lors de la marche en montée d'escalier et en descente d'escalier, la vitesse suivant l'axe antéro-postérieur diminue à 0.50 m/s et la vitesse sur l'axe antéro-postérieur est décalée de 0.25 m/s (d'après la référence optoélectronique, Figure 63 et Figure

65). Il semble donc possible de différencier les montées et descente d'escaliers des autres situations en combinant les résultats obtenus sur ces deux axes.

Pour l'estimation de la position du centre de masse, on obtient des erreurs de justesse et de fidélité de l'ordre de 5 cm pour la méthode utilisant 5 IMUs et inférieur à 100 mm pour la méthode utilisant seulement 2 IMUs. Là encore une telle erreur devrait permettre une identification aisée des escaliers par rapport aux autres situations.

On peut noter que l'erreur de fidélité reste quasiment constante entre les situations ce qui suggère que notre méthode est adaptée pour l'estimation de la vitesse du centre de masse dans les différentes situations de marche étudié.

Un biais important (i.e. erreur de justesse) apparaît lors de la montée de pente. Ce biais peut s'expliquer par l'inadéquation du modèle de pendule roulant sur un arc de cercle pour représenter le mouvement du tibia pendant la phase d'appui de la marche en pente. En effet, le système locomoteur des sujets asymptomatiques adapte l'orientation de cet arc de cercle lors de la montée de pente (Hansen, Childress, & Miff 2004), notre modèle ne représente pas une telle adaptation conduisant au biais constaté dans cette situation. On peut noter ici que le but final de ces algorithmes est le contrôle d'une prothèse. Dans ce cadre, la lame carbone constituant le pied ne change pas de propriétés pendant la marche, le modèle restera donc représentatif du comportement réel du pied. De plus, si une adaptation de la cheville a lieu, le microcontrôleur sera capable de la prendre en compte dans le modèle.

De la même façon, un biais est présent lors de la descente d'escaliers. Comme pour la montée de pente, cette erreur est probablement due à une inadéquation entre le modèle et le comportement du système locomoteur humain. En effet lors des descentes d'escalier, nous avons pris en compte une plantiflexion du pied proportionnelle à la flexion du genou prothétique afin de traduire l'adaptation présente sur le prototype SYNSYS. L'adaptation du système locomoteur des sujets asymptomatiques est cependant plus complexe et ne se réduit pas, lors des descente d'escalier, à une forme en arc de cercle (Sinitski et al. 2012). Comme précédemment, le modèle proposé ici devrait être plus performant pour une utilisation dans le prototype SYNSYS, dont il reproduit le comportement.

### Comparaison avec la littérature

Dans l'étude présentée ici, nous obtenons avec la méthode utilisant 5 IMUs des RMSE sur l'estimation de la vitesse du centre de masse de 207 mm/s et 108 mm/s sur les axes antéropostérieur et vertical. Sur l'estimation de la trajectoire, nous obtenons des erreurs RMS de 24 mm sur les axes antéropostérieur et vertical et de 28 mm en 3D. Avec l'algorithme n'utilisant que 2 centrales inertielles, nous obtenons des erreurs RMS de 346 mm/s et 138 mm/s pour l'estimation de la vitesse sur les axes antéropostérieur et vertical et de 65 mm et 28 mm pour l'estimation de la position sur les axes antéropostérieur et vertical ainsi que de 62 mm en 3D.

La littérature scientifique cherchant à obtenir la trajectoire de segment à partir de centrales inertielles est relativement fournie, et en pleine expansion. Il n'existe cependant, à notre connaissance, que peu d'études cherchant à obtenir la cinématique du centre de masse d'une personne.

Yuan et al. ont proposé une approche similaire à celle présentée ici. Ils utilisent les données de 3 centrales inertielles placées sur le segment tibial, fémoral et sur le bassin. Pendant la phase d'appui de la jambe instrumentée, ils utilisent un modèle cinématique supposant que la cheville est immobile et placée à une altitude nulle afin d'estimer la vitesse et la position du centre de masse. La cinématique du centre de masse ainsi obtenue est ensuite fusionnée avec l'intégration des données de l'accéléromètre placé sur le bassin grâce à un filtre de Kalman. Les auteurs utilisent, de plus, ce modèle pour estimer, pendant la phase d'appui, la dérive due à l'intégration qu'ils utilisent ensuite, pendant la phase oscillante, pour la corriger. Cet algorithme est évalué sur un unique sujet sain marchant à plat par rapport à la mesure de la position d'un point du bassin

obtenue par un système optoélectronique. Les auteurs rapportent des RMSE de 0.051 m/s et 0.029 m/s sur les axes antéropostérieur et vertical pour l'estimation de la vitesse et de 38 mm et 32 mm pour l'estimation de la position (Yuan & Chen 2014). Les erreurs rapportées par Yuan pour la vitesse sont inférieures à celles calculées dans cette étude, ce qui peut s'expliquer par le fait que les auteurs prennent comme référence un point du bassin et non un point obtenu par analyse segmentaire. Les résultats sur la position sont en revanche similaires aux résultats de notre étude. Notre algorithme permet de plus l'estimation du centre de masse dans différentes situations de marche, ce qui n'est pas possible avec celui de (Yuan & Chen 2014) (hypothèse sur l'altitude du pied).

Pavei et al. ont exploité l'algorithme propriétaire de la société Xsens (Xsens, Netherlands) qui utilise 17 centrales inertielle afin d'estimer la position du centre de masse de deux sujets sains marchant à plat. Les auteurs utilisent une référence basée sur une analyse segmentaire et calculent une erreur RMS en 3D entre les variations de position du centre de masse (i.e. comme si le sujet marchait sur un tapis roulant) obtenues par les deux méthodes exprimées dans le repère bassin. Ils rapportent, pour 12 cycles de marche, un RMSE moyen de 9 mm, avec un écart type de 5 mm. Bien que difficile à comparer cette erreur semble plus faible que celles rapportées dans cette étude, ce qui peut être attribué à la réduction du nombre de capteurs employé par rapport à l'algorithme Xsens. Il n'est de plus pas clair si l'algorithme Xsens permet de reconstruire l'intégralité de la trajectoire du centre de masse ou seulement ses variations autour de sa position moyenne.

Tableau 17 : erreur sur l'estimation de la position du centre de masse pendant la marche dans la cette étude et dans la littérature.

RMSE		Méthode 5 IMUs	Méthode 2 IMUs	Yuan et al. 2014	Pavei et al. 2019
RMSE vitesse (mm)	V	108	138	29	
	AP	207	346	51	
RMSE position (mm)	V	24	28	32	
	AP	24	65	38	
	3D	38	62		9 ± 5

#### Limites de l'étude

La limite la plus importante de cette étude est le fait que seul un sujet sain ait été recruté. Au départ de cette étude il était prévu d'inclure une dizaine de sujets, cependant la crise sanitaire du COVID 19 à stopper le recrutement. Cette étude est en cours de reprise, mais les résultats n'étant pas encore disponibles, ils n'ont pas pu être inclus dans ce manuscrit.

Une autre limite de cette approche, déjà discutée précédemment, est, pour les sujets sains, l'adéquation discutable entre le modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle et la marche dans certaines situations. Un autre modèle de comportement de la cheville, basé sur l'hypothèse de vitesse nulle du pied, a également été proposé (Annexe B). Bien que ce modèle impacte négativement le déplacement du centre de masse obtenue sur l'axe antéropostérieur en particulier à plat et en pente, il permet une meilleure représentation du mouvement sur l'axe vertical en particulier en escalier. Les deux modèles semblent donc intéressants pour différentes situations, et l'utilisation de l'un ou l'autre dépend de l'objectif de cette utilisation.

### III.3.5. Application des algorithmes aux sujets amputés transfémoraux

En parallèle de cette thèse a eu lieu une étude clinique ayant pour but d'évaluer le prototype SYNSYS (cf. section I.3.2). Dans le cadre de cette étude, 7 personnes amputées transfémorales ont été recrutées et ont participé à plusieurs sessions d'enregistrement de données. L'une de ces sessions incluait l'obtention de données issues de centrales inertielles dans un parcours comprenant des séquences de locomotion sur sol plat, en pente et dans les escaliers et a permis l'évaluation des algorithmes présentés précédemment sur des personnes amputées.

#### III.3.5.a. Systèmes de mesure employés

7 personnes amputées transfémorales, équipées du prototype SYNSYS ont marché dans un parcours contenant de la marche à plat, en pente, et en escaliers. Les sujets étaient équipés de 9 centrales inertielles placées sur les pieds, les segments tibiaux, les segments fémoraux, le bassin, le tronc et la tête ainsi que de deux semelles mesurant l'effort vertical de réaction du sol. Les données du prototype (comprenant les données de la centrale inertielle, du capteur de moment à la cheville, du capteur d'extension, et de l'état de la prothèse) étaient également collectées et les sujets étaient filmés afin de déterminer, pour chaque cycle de marche, la situation correspondante. Les données étaient synchronisées en post-traitement grâce à un choc du talon prothétique sur le sol au début de l'acquisition. Enfin un scan optique, permettant l'obtention de l'enveloppe externe de la personne, a également été réalisé.

#### III.3.5.b. Calibration du modèle

Les sujets ont, lors d'une autre visite de l'étude clinique, réalisé une analyse quantifiée de la marche (AQM). Les longueurs des segments de chaque sujet ont donc été obtenues grâce à une acquisition optoélectronique en statique de la même façon que présentée précédemment. (cf. paragraphe 0).

Les positions relatives des centrales inertielles par rapport aux articulations ont été obtenues par des mesures manuelles soit directement sur la personne, soit a posteriori, sur l'enveloppe externe de la personne obtenue avec le scan optique.

#### III.3.5.c. Évaluation de la reconnaissance de situations

Nous avons vu dans le Chapitre II.2 que les vitesses du centre de masse sur les axes antéropostérieur et vertical, normalisé par la norme de la vitesse moyenne au cours du cycle (équations (54) et (55)), ainsi que l'angle du vecteur vitesse du centre de masse (équation (56)) étaient des grandeurs intéressantes pour différencier les différentes situations de marches. Ce sont donc ces grandeurs que nous choisissons de rapporter :

$$\vec{V}_{xBCoM} = \frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{x}_0}{\|\vec{V}_{BCoM}\|} \quad (54)$$

$$\vec{V}_{yBCoM} = \frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{y}_0}{\|\vec{V}_{BCoM}\|} \quad (55)$$

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{\vec{V}_{BCoM} \cdot \vec{y}_0}{\|\vec{V}_{BCoM}\|}\right) \quad (56)$$



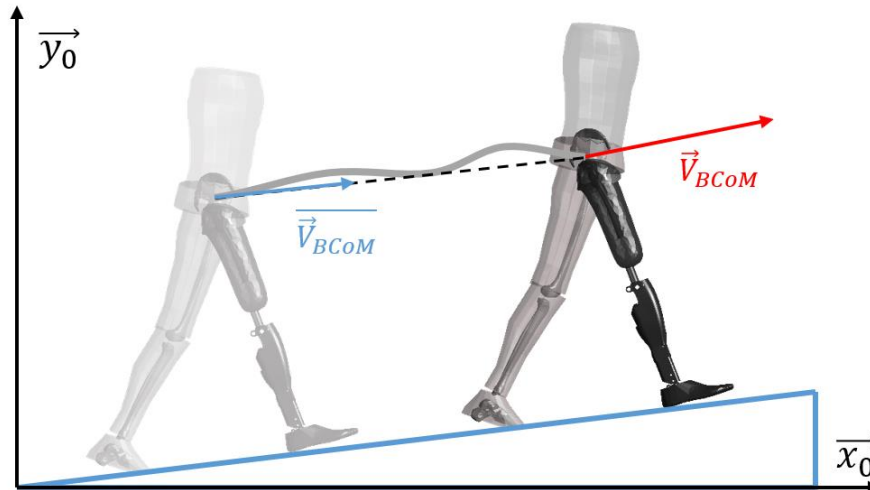


Figure 67 : vitesse utilisée pour la normalisation.

### III.3.5.d. Résultats et discussion

La Figure 68 présente l'estimation de la vitesse du centre de masse normalisé ainsi que l'estimation de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse par rapport à l'horizontale pour les méthodes utilisant 5 et 2 IMUs

L'estimation de la vitesse du centre de masse n'utilisant que deux centrales inertielles est plus bruitée que celle utilisant 5 IMUs, ce qui était attendu. Elle présente cependant les mêmes différences significatives entre situations et devrait donc permettre leur reconnaissance. Ces différences sont également similaires à celle mise en évidence au Chapitre II.2, bien que l'estimation de la vitesse du BCoM avec les centrales inertielles soit plus bruitée qu'avec la capture optoélectronique.

Les différences significatives sont rapportées ici pour des instants prédéfinis du cycle de marche et permettent de mettre en évidence la possibilité de reconnaître les différentes situations et de comparer les différents algorithmes entre eux. Bien que cette analyse mette en évidence la possibilité d'identifier les différentes situations, d'autre critère que ces valeurs à des instants prédéfinis pourrait être utilisé.

L'utilisation d'un seuil sur la vitesse normalisée verticale à 50% et à 90% du cycle de marche prothétique permettrait par exemple de reconnaître les descentes d'escalier simplement. La montée d'escalier peut facilement être reconnue de la même façon entre 60% et 70% du cycle de marche. L'angle du vecteur vitesse peut être utilisé d'une façon similaire, tout en présentant l'avantage de pouvoir être calculé en temps réel puisqu'il ne nécessite pas de normalisation.

Ces résultats peuvent de plus être combinés avec les algorithmes issus des travaux précédents (Dauriac 2018) afin d'obtenir une estimation fiable de la situation de marche. Ainsi, lors des descentes de pente et d'escalier, le genou fléchit pendant la phase d'appui, les résultats précédents ont montré qu'il était possible d'utiliser le capteur d'extension du genou pour séparer ces deux situations des autres. La différenciation des deux situations entre elles était cependant difficile. L'utilisation d'un seuil sur la vitesse du centre de masse ou de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse pourrait permettre de faciliter cette différenciation.

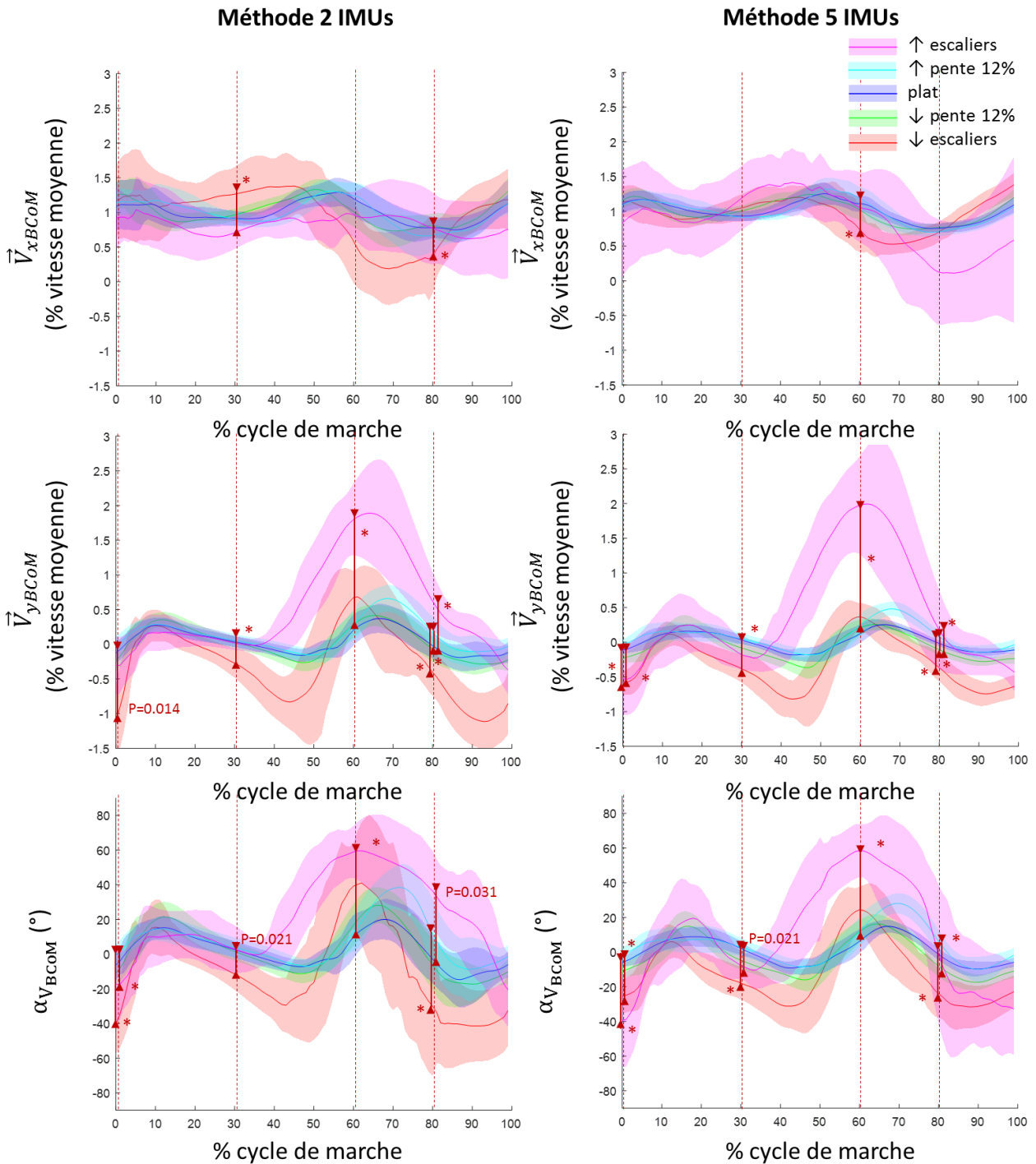


Figure 68 : résultats de l'estimation de la vitesse du centre de masse (normalisé) suivant les axes antéropostérieur (en haut) et vertical (au milieu) ainsi que les résultats obtenus pour l'estimation de l'angle du vecteur vitesse. La colonne de gauche correspond à la méthode n'exploitant que deux centrales inertielles, et celle de droite à la méthode exploitant 5 centrales inertielles.

### III.3.6. Conclusion

La revue de la littérature scientifique de la Partie I a mis en évidence la nécessité d'obtenir des grandeurs représentatives de la marche afin de permettre l'adaptation du contrôle de la prothèse aux différentes situations. La Partie II a proposé l'utilisation de la cinématique du centre de masse comme grandeur représentative de la situation de marche. Afin de pouvoir l'utiliser pour le contrôle de la prothèse, la cinématique du centre de masse doit être obtenue à partir de capteurs embarqués.

Les capteurs les plus pertinents pour ce type d'application sont les centrales inertielles. En effet ces capteurs sont constitués d'un accéléromètre et d'un gyroscope et permettent, avec un traitement adéquat de leurs données d'obtenir de nombreux paramètres cinématiques. Cette troisième partie était donc focalisée sur le traitement des données issues des centrales inertielles.

La revue de la littérature, présentée dans le Chapitre III.1 a permis de mettre en évidence des approches intéressantes pour l'obtention de l'orientation de la centrale inertielle, ainsi que des limites pour l'obtention des vitesses et positions lors de l'utilisation d'une IMU sur le tibia. Le Chapitre III.2 est reparti de l'état de l'art et a proposé une nouvelle méthode permettant l'obtention de l'orientation, de la vitesse et de la trajectoire d'un tibia prothétique. Le Chapitre III.3 continue le développement des méthodes de traitement des centrales inertielles, et propose un algorithme permettant l'obtention de la cinématique du centre de masse de la personne à partir de deux centrales inertielles placées sur les segments tibial et fémoral de la prothèse. Cette méthode corrige l'intégration des données d'accéléromètres à l'aide d'un modèle cinématique pendant la phase d'appui, et emploie une intégration simple pendant la phase oscillante. Une autre méthode, proposant un modèle permettant la correction de l'intégration en phase oscillante en supposant une translation uniforme du pelvis lors de la marche a également été proposée. Cette hypothèse ajoute cependant un biais lors des transitions entre situations et ne prend pas en compte le caractère asymétrique de la marche des personnes amputées. Cette méthode n'a donc pas été jugé intéressante pour notre application (cf. annexe B).

Les algorithmes développés dans cette partie ont été évalués, en post traitement sur des données issues d'acquisitions sur un sujet sain et sur des sujets amputés équipés du système SYNSYS. Cette estimation du centre de masse devrait permettre une différenciation des situations de marche telles que les escaliers pour lesquelles une modification du contrôle de haut niveau de la prothèse serait intéressante. Par ailleurs, l'obtention en temps réel de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse a le potentiel de permettre une adaptation fine du contrôle de niveau intermédiaire de la prothèse.

Afin de pouvoir tester ces méthodes en temps réel, il est nécessaire de pouvoir les implémenter dans une prothèse. Le prototype SYNSYS utilisé dans l'étude clinique est un dispositif médical déclaré conforme aux normes européenne (i.e. marquage CE), ce qui permet son utilisation par des personnes amputées. Apporter des modifications au dispositif dans ce cadre réglementaire est complexe et prend du temps, ce qui n'est compatible ni avec les contraintes temporelles de la thèse, ni avec le besoin de test itératif lors du développement de méthode de contrôle. Le test en temps réel des différentes méthodes développées dans cette thèse nécessite alors l'utilisation d'un prototype dédié à la recherche pouvant être modifié. L'utilisation d'un tel prototype par des personnes amputées n'est cependant plus possible, il devient donc nécessaire de développer des méthodes de test alternatives. La Partie IV se focalise sur ces aspects et présente un exemple de modification du contrôle de la prothèse évalué à l'aide des méthodes présentées.

## Partie IV. DEVELOPPEMENT D'OUTIL D'INVESTIGATION PRECLINIQUE

---

Les chapitres précédents se sont focalisés sur le développement et l'évaluation de méthodes permettant l'obtention de la cinématique du centre de masse de la personne, dans le but de permettre l'adaptation de la prothèse aux différentes situations de marches. Le développement de ces méthodes semble, à ce stade, suffisamment avancé pour chercher à les implémenter sur un prototype.

Les prototypes du système SYNSYS utilisés dans l'étude clinique peuvent être utilisés dans cette optique, cependant ces prototypes sont des dispositifs médicaux bénéficiant d'un marquage CE dont la programmation est régie par des normes strictes, c'est pourquoi cette programmation a été sous-traitée à une entreprise spécialisée. Ces considérations rendent difficile l'implémentation et le test de nouveaux algorithmes. De plus les méthodes développées précédemment nécessitent des capteurs supplémentaires par rapport à ceux présent sur les prototypes de l'étude clinique (e.g. centrale inertielle sur le fémur). Nous proposons donc dans le Chapitre IV.1 de modifier l'un des prototypes de l'étude clinique afin de permettre la modification de sa programmation ainsi que l'ajout de nouveaux capteurs.

Cette modification du prototype conduisant à la perte de son statut de dispositif médical marqué CE, il n'est plus possible, pour des raisons de sécurité, d'équiper des personnes amputées avec ce dispositif. Il devient donc nécessaire de développer des moyens de test permettant de tester les modifications du contrôle de la prothèse. Nous présentons donc dans le Chapitre IV.2 un dispositif permettant le test in vitro de prothèses pour personnes amputées transfémorales dans les phases de développement les plus amont.

Entre le test in-vitro et les essais sur sujets amputés, une étape intermédiaire parfois employé dans la littérature est le test sur sujets sains équipés d'une orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée. Cette approche semble être une représentation plus fine de la marche des personnes amputées, mais ce type d'approche n'a, à notre connaissance jamais été évaluée, nous proposons donc de comparer cette approche avec les essais sur personnes amputées réalisés dans le cadre de l'étude clinique dans le Chapitre IV.3.

Enfin le Chapitre IV.4 présente un exemple de mise en place des méthodes présentées dans cette partie pour évaluer une nouvelle adaptation du genou prothétique en descente de pente.

### Chapitre IV.1. DEVELOPPEMENT D'UN PROTOTYPE DE RECHERCHE

Comme dit en introduction, les prototypes utilisés dans l'étude clinique sont des dispositifs médicaux bénéficiant d'un marquage CE. En tant que tel ils sont donc soumis à un ensemble de normes assurant la sécurité de leurs utilisateurs. Dans ce cadre, toute modification impose un travail important de mises à jour du dossier réglementaire.

De plus la programmation de dispositifs médicaux électroniques est également soumise à des normes strictes nécessitant de nombreux tests afin de s'assurer de la conformité du dispositif avec les normes. Chaque modification de la programmation de la prothèse nécessite alors de refaire ces tests, rendant long toutes modifications. De plus Proteor ayant choisi de confier cette partie de la production à une entreprise spécialisée, les modifications d'algorithmes représentent également un coup financier.

D'un autre côté le développement de nouvelles adaptations passe par une phase d'essais-erreur nécessitant l'accès à un prototype permettant une modification rapide du contrôle de la prothèse. Les méthodes développées précédemment nécessitent de plus l'ajout de capteurs nécessitant une modification physique de la prothèse.

La suite de ce chapitre présente donc le développement d'un prototype de prothèse, non conforme aux normes régissant les dispositifs médicaux mais permettant la modification de sa programmation ainsi que l'ajout de capteurs.

#### IV.1.1. Architecture mécatronique

Cette prothèse de développement est basée sur un prototype du système SYNSYS utilisé pour l'étude clinique et présenté dans le Chapitre I.3. La Figure 69 rappelle l'architecture globale de la prothèse et présente les modifications apportées.

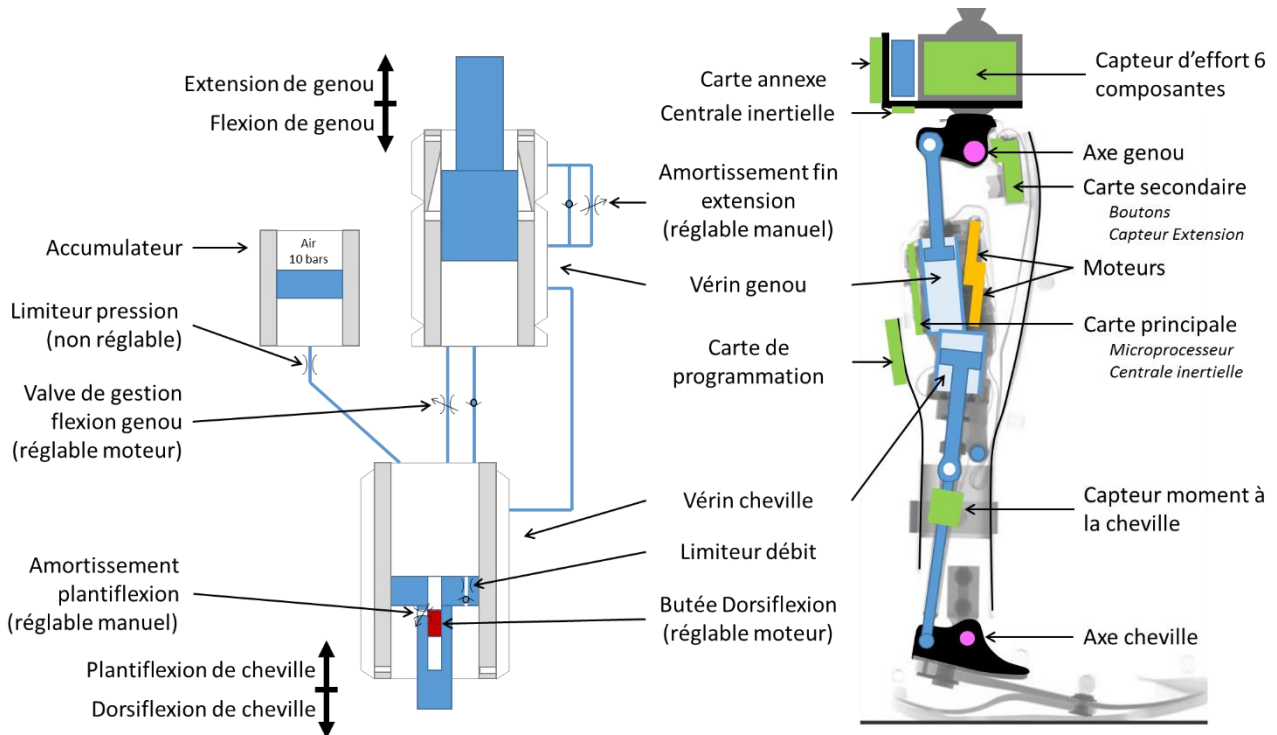


Figure 69 : circuit hydraulique (à gauche) et architecture globale (à droite) du prototype SYNSYS.

Afin de permettre l'ajout de capteurs nous avons extrait de la carte électronique des fils de connexion sur la liaison série SPI. Cette liaison a ensuite permis de connecter une centrale inertielle supplémentaire, ainsi qu'un convertisseur analogique-numérique (carte annexe) connecté à un capteur d'effort (avec son conditionnement embarqué).

#### IV.1.2. Contrôle de bas niveau

Afin de pouvoir tester les modifications des contrôles de niveau haut et moyen, nous avons d'abord dû reproduire un contrôle de bas niveau similaire à celui utilisé sur la prothèse. Cette partie a été réalisée en partenariat avec Antonin Hirschy, stagiaire chez Proteor. La structure du programme est illustrée sur la Figure 70.

Ce programme utilise plusieurs machines d'état indépendantes permettant d'optimiser le fonctionnement du processeur tout en conservant un cadencement temporel précis de l'algorithme. Après les différentes initialisations, une première boucle (Loop, Figure 70) permet de cadencer l'ensemble de l'algorithme. Cette boucle gère également l'asservissement des moteurs.

La machine d'états principale (FSM main, Figure 70) lit les données des capteurs via une sous-machine d'état, effectue les calculs nécessaires, puis autorise un éventuel changement d'état de la machine d'état de marche.

Enfin, elle envoie les éventuelles données demandées à l'ordinateur via la connexion Bluetooth puis traite son éventuelle réponse. Cette dernière étape dure de manière à ce que la boucle fasse toujours 10ms.

La machine d'états de marche (FSM gait, Figure 70) gère le comportement de la prothèse. Elle surveille les conditions de passage des états à chaque tour de la machine d'état principale, soit à 100Hz. À chaque fois qu'elle change d'état, elle met à jour la consigne du PID. Dans un premier temps, nous avons reproduit la machine d'états présente sur les prototypes de l'étude clinique, un exemple d'adaptation du contrôle implémenté est explicités dans le Chapitre IV.4.

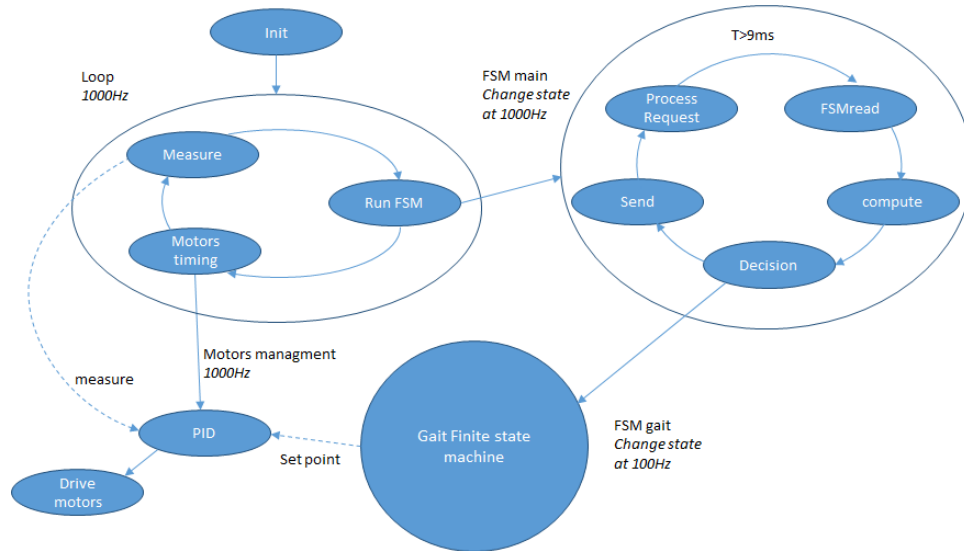


Figure 70 : structure du programme utilisé sur le prototype de recherche. Après l'étape d'initialisation le programme entre dans une première boucle s'exécutant à 1000Hz et permettant de cadencer l'ensemble de l'algorithme. Une première state machine changeant d'état à 1000Hz permet de réaliser les différentes tâches de bas niveau : lecture des données des capteurs, traitement de ces données, gestion des communications série filaire et Bluetooth. Elle envoie de plus un signal permettant le changement d'état de la machine d'état de marche à 100Hz.

### IV.1.3. Conclusion

Nous avons donc pu développer un prototype de prothèse dont la programmation peut être modifiée, permettant ainsi le test de nouvelles méthodes et de nouveaux algorithmes. Cette modification de la prothèse signifie cependant que cette version n'est plus conforme aux normes et ne peut donc pas être utilisée directement par des personnes amputées, c'est pourquoi nous proposons dans le Chapitre IV.2 et le Chapitre IV.3 chapitre deux méthodes permettant d'évaluer ces adaptations. L'une permettant le test in-vitro de prothèse dans les phases les plus amont de leur développement, l'autre, basée sur des essais avec des sujets sains servant d'étape intermédiaire avant le test sur personnes amputées.

## Chapitre IV.2. DEVELOPPEMENT D'UN SIMULATEUR DE MARCHÉ

Des tests sur sujets humains sont souvent réalisés pour tester les prothèses, cependant ces tests présentent des limitations. En plus de prendre beaucoup de temps, ce type de test est difficile à mettre en place. En effet, l'obtention de données de marche nécessite l'utilisation d'un laboratoire d'analyse de la marche permettant la mesure de la cinématique. L'obtention de la dynamique nécessite de plus une mesure des efforts extérieurs, ainsi qu'une procédure indirecte dépendante d'un modèle inertiel (i.e. dynamique inverse). Les résultats de ces tests sont de plus limités par la grande variabilité de la dynamique de la marche humaine, pouvant être modifiée par des facteurs tels que le poids, la taille, l'âge, le genre, la fatigue, l'humeur. Enfin dans le cadre du test de nouveaux composants, ou de la modification du comportement d'un composant existant, les tests sur sujets humains posent également des problèmes de sécurité, avec en particulier un risque de chute. Il est alors nécessaire de prévoir des mesures préventives telles que l'utilisation d'un harnais de sécurité. Le recours à des tests in vitro semble donc très intéressant (Davis et al. 2014; Richter et al. 2015).

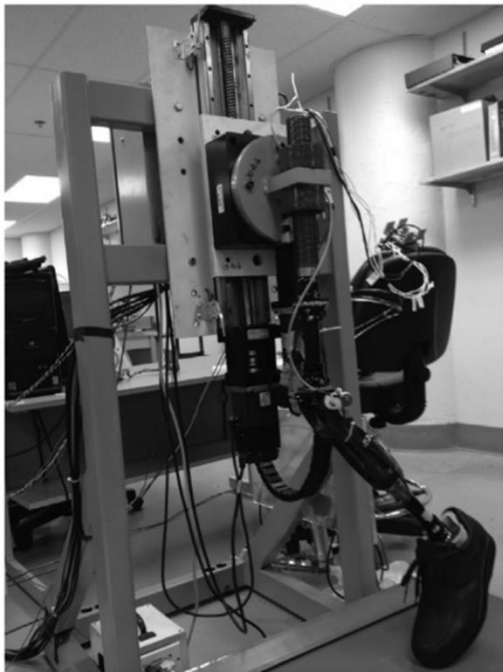
Les normes pertinentes pour le test de prothèses sont les normes ISO 10328 et ISO 22675. Celles-ci décrivent des conditions de chargement à appliquer sur la prothèse. Ces tests sont réalisés avec une prothèse maintenue immobile, sur laquelle la machine applique un effort censé être représentatif des contraintes mécaniques appliquées sur la prothèse pendant la marche (ISO 2016a; ISO 2016b). Ces normes permettent d'assurer la tenue mécanique des composants prothétiques mais ne permettent pas de reproduire un cycle de marche complet, en particulier ils ne reproduisent pas le comportement très dynamique du genou pendant la phase oscillante.

Le paragraphe suivant présente donc les approches proposées dans la littérature afin de reproduire à la fois le chargement observé pendant la phase d'appui, ainsi que le comportement dynamique du genou pendant la phase oscillante.

### IV.2.1.Littérature

La littérature scientifique propose quelques tentatives afin d'évaluer les prothèses pour personnes amputées transfémorales in vitro. Plusieurs équipes ont ainsi proposé des systèmes permettant de reproduire à la fois le chargement de la prothèse pendant la phase d'appui et son mouvement pendant la phase oscillante. Ces systèmes étant des bancs de test immobiles ils ne peuvent reproduire que les variations de position autour d'un point fixe, ce qui revient à simuler une marche sur tapis roulant. L'architecture globale de ces différents systèmes est toujours la même et est constituée d'un premier sous système de hanche artificielle sur lequel est fixé un segment représentant le fémur. La prothèse testée est fixée sur ce fémur, et le contact entre le sol et la prothèse est reproduit par un autre sous-système (Richter et al. 2015; Thiele et al. 2015; Marinelli et al. 2017).

Richter et al. ont ainsi développé un système utilisant deux axes motorisés (moteurs électriques CC brushless) pour reproduire les mouvements de flexion-extension de hanche ainsi que sa translation verticale. Le contrôle des moteurs a pour but d'imposer des oscillations autour d'une position neutre. Le moteur de chaque axe impose donc un couple dépendant d'une erreur entre la position mesurée et la courbe de référence. Le contact avec le sol, réalisé sur un tapis roulant, est obtenu par la modification manuelle de la position neutre de la hanche sur l'axe vertical. La vitesse du tapis roulant est sélectionnée manuellement de façon à correspondre à la vitesse du pied prothétique pendant la phase d'appui. Les auteurs ne rapportent pas d'erreurs par rapport à des courbes obtenues expérimentalement, mais les courbes obtenues semblent similaires aux courbes expérimentales. Le pic d'effort vertical obtenu en phase d'appui est cependant seulement de 450N et la phase de contact du pied avec le sol semble réduite puisque l'effort rapporté est présent pendant un quart du cycle de marche, contre plus de la moitié lors de la marche des personnes amputées. On peut de plus estimer à partir des données fournies (durée du cycle, amplitude angulaire de la hanche et longueur des segments) une vitesse de marche simulé de seulement 2.5km/h (Richter et al. 2015) (Figure 71).



Richter et al. 2015

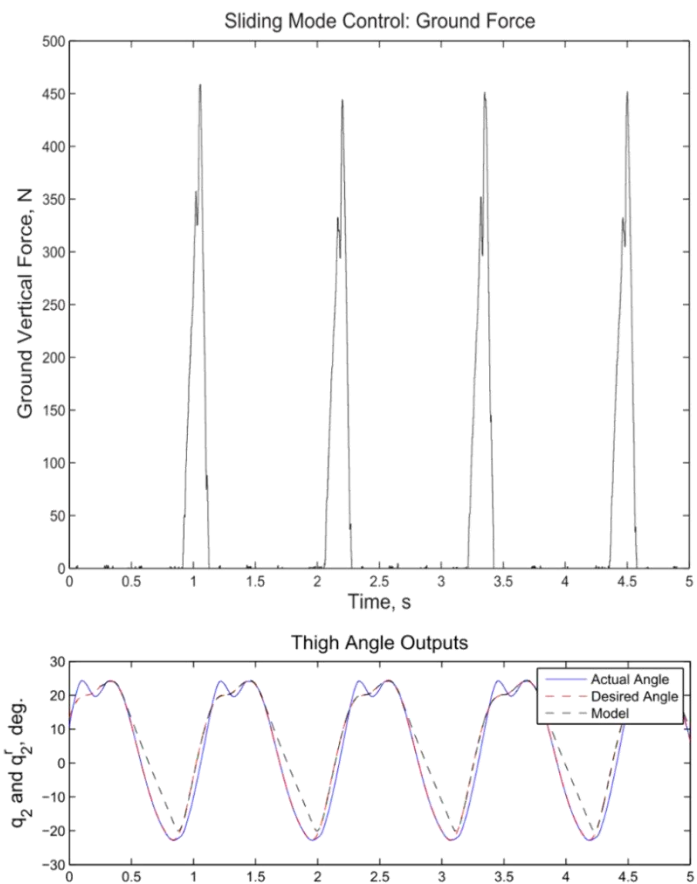
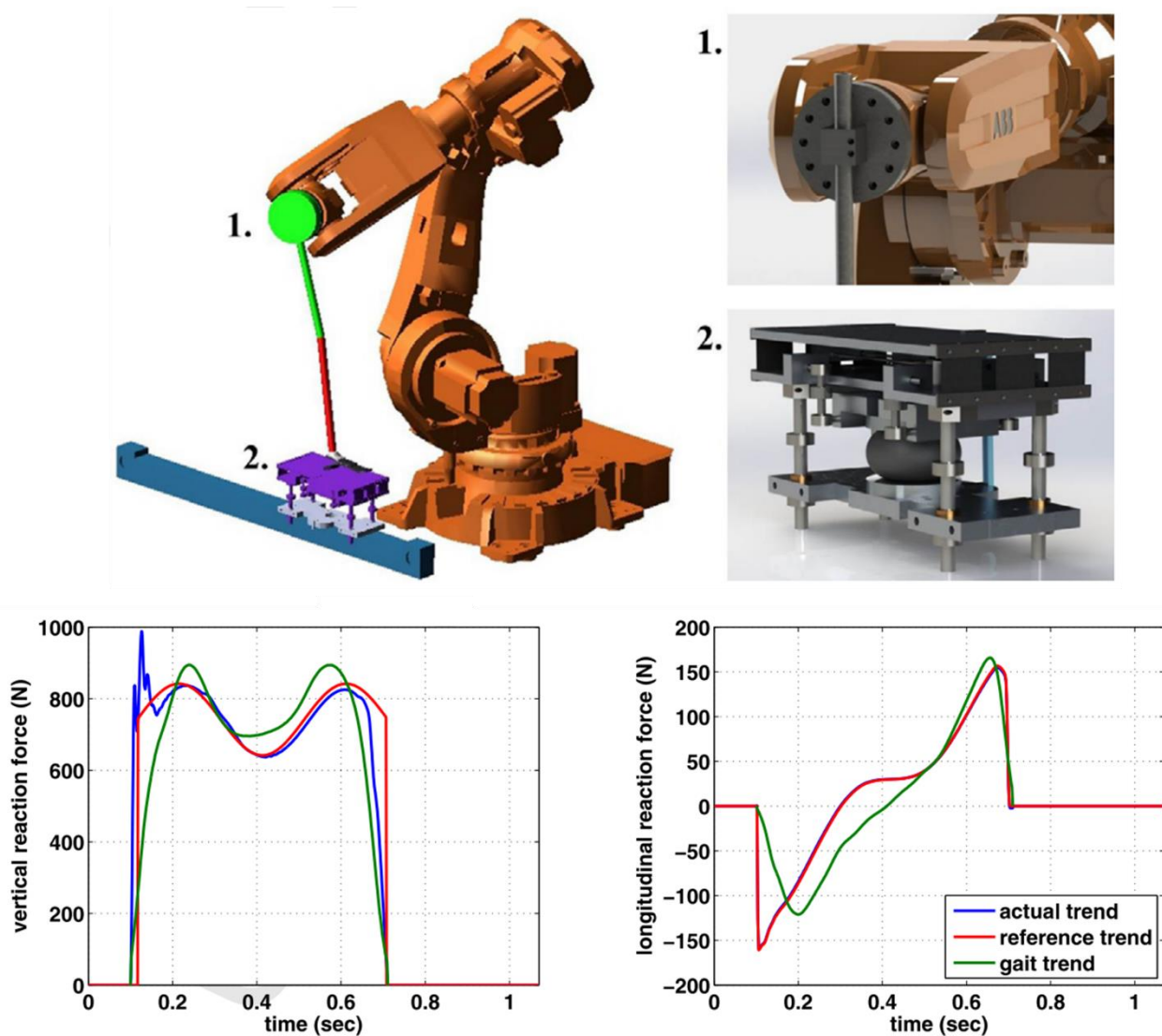


Figure 71 : photo du banc de test développé par Richter et al. (à gauche), chargement sur l'axe vertical (à droite en haut) et angle de la hanche (à droite en bas) obtenue.



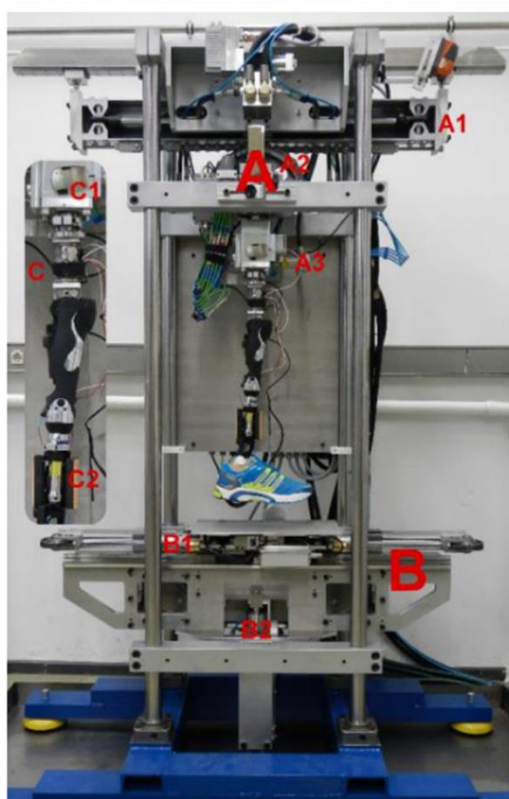
Marinelli et al. ont proposé d'utiliser un bras robotique industriel (6 degrés de liberté) pour reproduire les mouvements de la hanche en 3D (contrôle en position). Le contact avec le sol est assuré par un système à deux degrés de liberté sur mesure. Ce système est constitué d'un axe de translation antéropostérieur actionné par un moteur électrique (moteur CC brushless) couplé à une courroie synchrone et d'un axe de translation vertical actionné par un vérin pneumatique. L'axe antéropostérieur suit un objectif de position pendant la phase oscillante et d'effort pendant la phase d'appui. Le vérin de l'axe vertical est utilisé passivement pendant les phases de chargement et de déchargement de la prothèse et suis un objectif d'effort pendant la phase d'appui. Cette stratégie de contrôle permet d'éviter le développement de systèmes de découplage des contrôles, mais nécessite de modifier la courbe de consigne d'effort vertical pour s'adapter aux caractéristiques passives du vérin pneumatique. Ce système permet de reproduire un mouvement en 3D de la hanche, et d'assurer un chargement d'amplitude proche de ceux observés pendant la marche, bien que la courbe obtenue présente des déviations importantes par rapport à la courbe de référence. Les auteurs ne rapportent pas les résultats de la simulation de la phase oscillante. La vitesse de marche obtenue avec ce système peut être estimée à 2.7km/h (d'après l'amplitude de déplacement du pied et la durée du cycle de marche) (Marinelli et al. 2017) (Figure 72).



Marinelli et al. 2017

Figure 72 : illustration du banc de test développé par Marinelli et al. (en haut), chargement sur l'axe vertical (à gauche en bas) et sur l'axe antéropostérieur (à droite en bas) obtenue.

Enfin Thiele et al. ont développé un système où l'articulation de hanche est constituée des trois degrés de liberté en rotation et où le contact avec le sol est réalisé par un système à deux degrés de liberté permettant les translations suivant les axes antéropostérieur et vertical. Tous les axes utilisent des actionneurs hydrauliques contrôlés en position pendant la phase oscillante de la prothèse et en effort pendant la phase d'appui, sauf l'actionneur gérant la flexion/extension de hanche, toujours contrôlé en position. De plus, pendant la phase d'appui une stratégie permettant de découpler le contrôle de l'angle de flexion/extension de hanche des contrôles des axes de translation antéropostérieur et vertical est mise en place. Les courbes rapportées par les auteurs sont proches des courbes de références et la vitesse de marche permise par ce système est de 3.5km/h. enfin ce système est le seul à avoir été testé avec des genoux à microprocesseurs (Thiele et al. 2015) (Figure 73).



Thiele et al. 2015

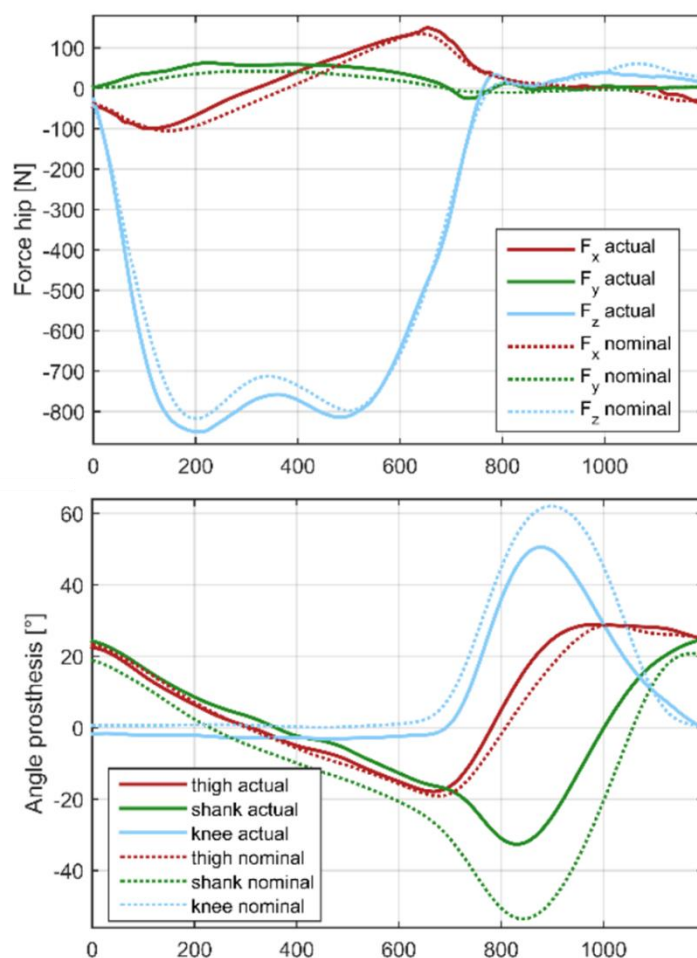


Figure 73 : photo du banc de test développé par Thiele et al. (à gauche), chargement sur les trois axes (à droite en haut) et angle de la hanche du tibia et du genou (à droite en bas) obtenue.

Ces systèmes sont donc assez complexes, avec une structure en boucle fermée, rendant difficile leur contrôle. De plus l'utilisation de tels systèmes pour le test de prothèses intelligentes (à microprocesseur ou robotique) est complexe puisque le contrôle de la prothèse risque d'interférer avec le contrôle du banc de test. Enfin ces systèmes peinent à obtenir à la fois des chargements et des vitesses de marche comparable à ceux observés expérimentalement.

Les études ayant modélisées le comportement du système locomoteur humain ont d'autre part montré que des modèles mécaniques très simples permettent de reproduire son comportement global de façon fiable. Ainsi, plusieurs auteurs proposent de reproduire le mouvement du centre de masse dans le plan sagittal grâce à un modèle de pendule inversé élastique (Seipel et al. 2017; Lim & Park 2018; Antoniak et al. 2019; Strutzenberger et al. 2019) (Figure 74).

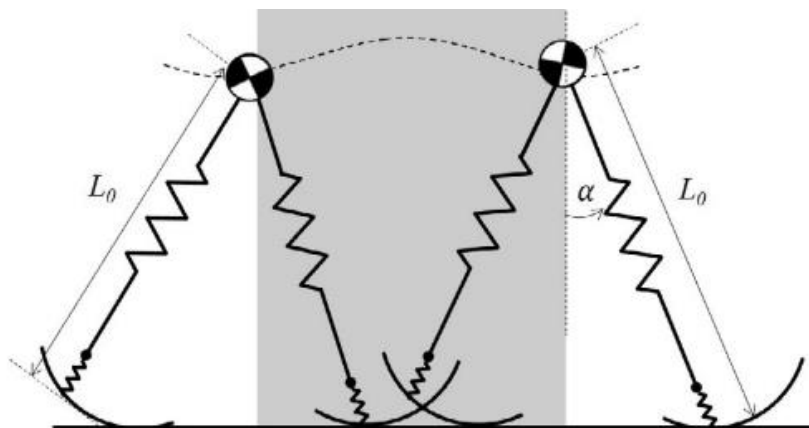


Figure 74 : exemple de modèle mécanique permettant de reproduire le déplacement du centre de masse des sujets asymptotiques issue de Lim & Park 2018. Le modèle est un pendule élastique roulant sur un arc de cercle.

Plusieurs équipes ont également montré qu'il était possible de reproduire la marche avec des systèmes passifs très simple appelé "passive dynamic walkers". Ces systèmes sont des robots bipèdes entièrement passifs qui, placés en haut d'une légère pente, sont capables de la descendre entraînés seulement par la gravité. Ces robots possèdent un pattern de marche extrêmement proche de la marche humaine (McGeer 1990; Collins et al. 2001; Wisse et al. 2004; Honeycutt et al. 2011; Afshar & Ren 2012).

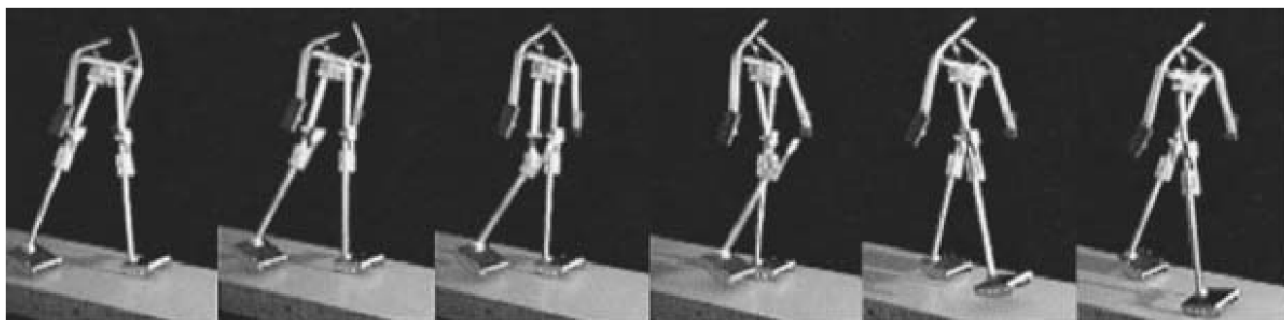


Figure 75 : exemple de « passive dynamic walker » possédant 5 segments articulés reproduisant le mouvement des membres inférieurs, ainsi que des bras oscillant en phase avec les jambes, facilitant l'équilibre du système. Image extraite de Collins et al. 2001.

Plutôt que de reproduire localement le mouvement de la hanche il semble donc plus facile de reproduire le comportement du système locomoteur dans son ensemble, ce qui semble pouvoir être réalisé en utilisant une majorité de composants passifs. Cette idée a conduit au développement d'un banc de test dont le seul actionneur est un tapis roulant, entraînant par friction le pied prothétique pendant la phase d'appui. Des masses permettent d'assurer le chargement de la prothèse et un ressort permet de ramener le fémur artificiel vers l'avant pendant la phase oscillante, entraînant la flexion du genou prothétique (Figure 76).

## Développement d'outil d'investigation préclinique

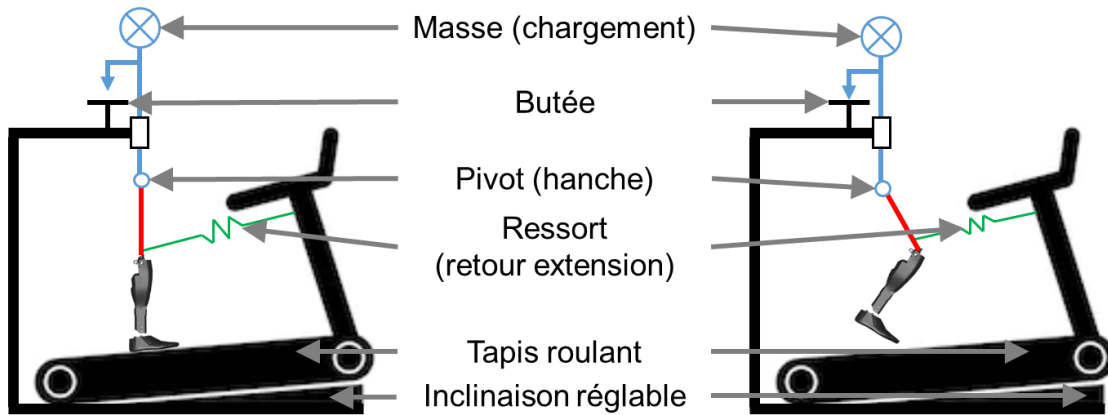


Figure 76 : Principe de fonctionnement du banc de test proposé

Ce banc de test permet de simuler la marche pour des vitesses extrêmement dynamiques et avec une amplitude de chargement dépendante des masses utilisées et pouvant aisément atteindre les amplitudes constatées expérimentalement. Cependant, le profil d'effort vertical obtenu avec ce banc de test présente de nombreuses oscillations, et ne correspond donc pas au profil d'effort en « dos de chameau » observé expérimentalement lors de la marche (Figure 77).

Le but de ce chapitre est alors d'adapter ce banc de test afin de permettre l'obtention d'un chargement plus représentatif de la marche. Pour cela nous en proposons d'abord une modélisation, puis nous exploitons ce modèle pour définir les modifications à apporter. Nous présentons enfin une mise en pratique expérimentale de ces modifications.

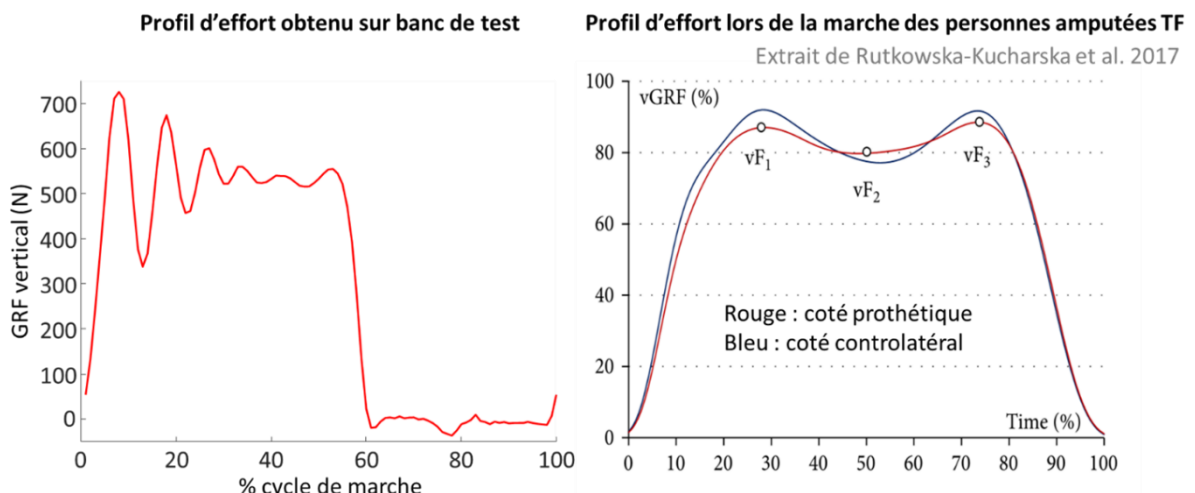


Figure 77 : comparaison entre le profil d'effort obtenue sur le banc de test proposé et des mesures sur personne amputée transfémorale issue de la littérature (Rutkowska-Kucharska et al. 2017).

## IV.2.2. Modélisation du banc de test

Les oscillations observées sur le profil d'effort vertical obtenu sur le banc de test évoquent la réponse à un échelon d'un système du second ordre, il semble donc possible de modéliser le banc de test, pendant la phase d'appui, comme un simple système ressort amorti. Les hypothèses de modélisation sont les suivantes : l'ensemble des masses du système est supposé concentré en un unique point, l'effet de l'angle entre la jambe artificielle et la verticale ainsi que les efforts dans les guidages en translation et dans le ressort de rappel en extension sont également négligés.

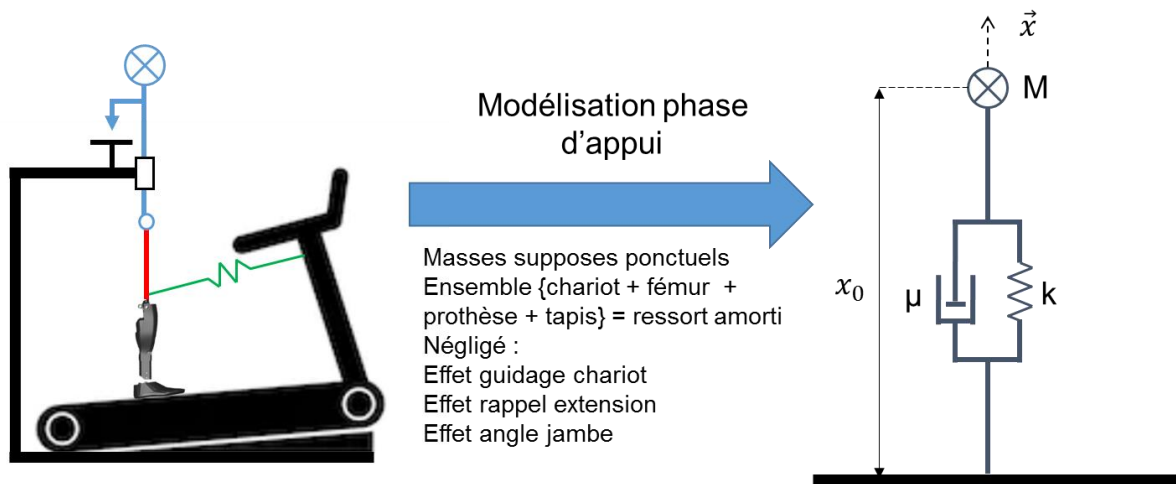


Figure 78 : modélisation de la phase d'appui du banc de test proposé

La cinématique de ce système suivant l'axe vertical ( $\vec{x}$ ) est alors décrite par une équation différentielle du second ordre faisant intervenir la masse du système  $M$ , la rigidité  $k$ , la position neutre  $x_0$  et l'amortissement  $\mu$  modélisant l'ensemble des composants, ainsi que la position de la masse sur l'axe vertical  $x$  et ses dérivées temporelles (équation (57))

$$M\ddot{x} + \mu\dot{x} + kx = kx_0 - Mg \quad (57)$$

Cette équation peut être résolue analytiquement, et sachant que l'on observe des oscillations, la solution pour la position ( $x$ ) du point massique suivant l'axe vertical sera donnée par l'équation (58).

$$x = Ce^{-\frac{\mu}{2M}t} * \cos\left(\frac{\sqrt{4Mk - \mu^2}}{2M}t + \varphi\right) + x_0 - \frac{Mg}{k} \quad (58)$$

L'effort appliqué au point massique suivant l'axe vertical ( $\vec{x}$ ) est proportionnel à l'accélération de ce point, et peut donc être exprimé en fonction des données du problème par dérivation de l'équation (59).

$$F = M\ddot{x} = e^{-\frac{\mu}{2M}t} * \left( C_1 \sin\left(\frac{\sqrt{4Mk - \mu^2}}{2M}t + \varphi\right) + C_2 \cos\left(\frac{\sqrt{4Mk - \mu^2}}{2M}t + \varphi\right) \right) \quad (59)$$

L'effort est donc exprimé comme le produit d'une exponentielle par une somme de sinusoides. Ce type d'équations peut alors être interprété comme des oscillations limitées par une enveloppe (Figure 79). Nous allons utiliser cette interprétation pour obtenir les paramètres du modèle mécanique  $\mu$  et  $k$ ,  $M$  étant supposés connus.

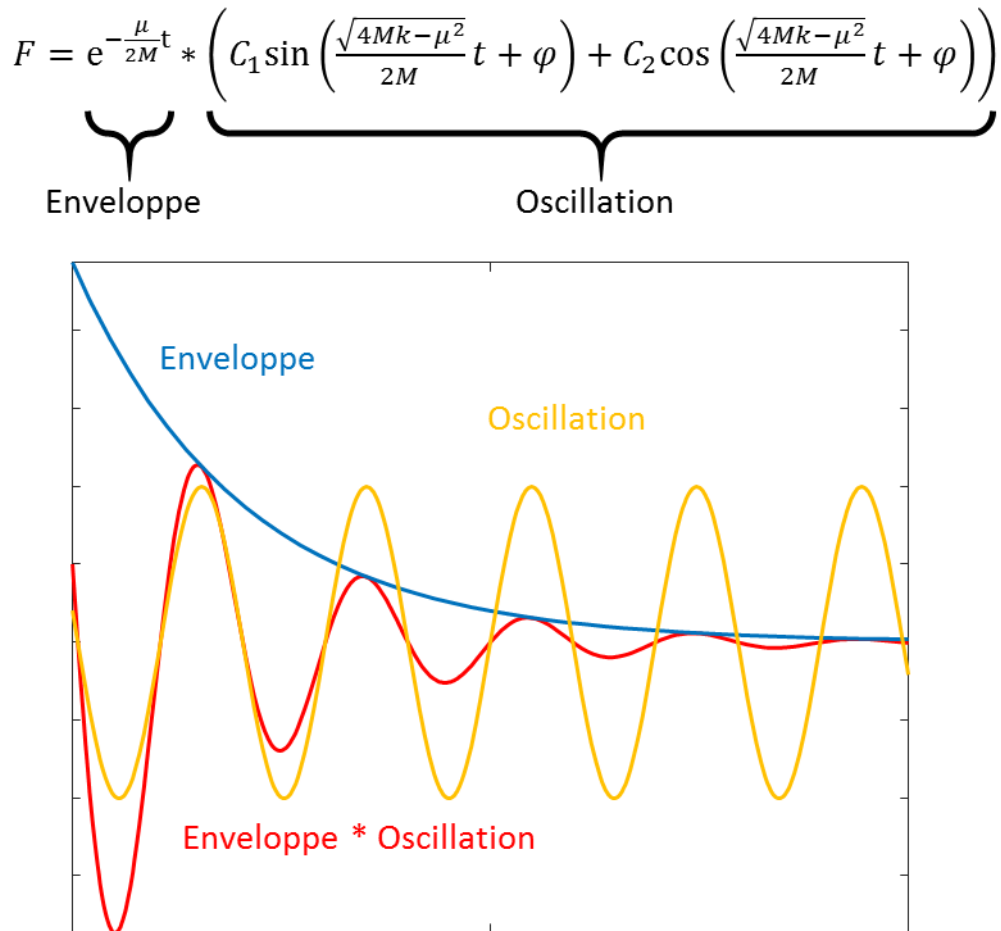


Figure 79 : interprétation de l'expression de l'effort d'après le modèle de la phase d'appui.

Nous avons réalisé une série d'acquisitions sur le banc de test actuel, et pour chaque cycle de marche, nous avons extrait les extremums locaux. Nous avons ensuite cherché une approximation exponentielle (de la forme  $y = a e^{-bx} + c$ ) permettant de décrire les points obtenus (en utilisant la « curve fitting toolbox » de Matlab) (Figure 80.A.). Le paramètre  $b$  de cette courbe optimisée correspond au terme  $\frac{\mu}{2M}$  de l'expression de l'effort d'après le modèle, il est donc possible connaissant la masse globale du système ( $M$ ) de calculer l'amortissement ( $\mu$ ) en utilisant l'équation (60).

$$\frac{\mu}{2M} = b \Rightarrow \mu = b \times 2M \tag{60}$$

En extrayant seulement la partie du cycle de marche présentant les oscillations sur l'effort vertical, et en réalisant une analyse en série de fourrier nous obtenons la fréquence propre des oscillations  $f_0$  (Figure 80), qui est directement lié au terme  $\frac{\sqrt{4Mk - \mu^2}}{2M}$ . Cette fréquence propre nous permet alors de calculer la rigidité ( $k$ ) en utilisant l'équation (61).

$$k = \frac{(4\pi M f_0)^2 + \mu^2}{4M} \tag{61}$$

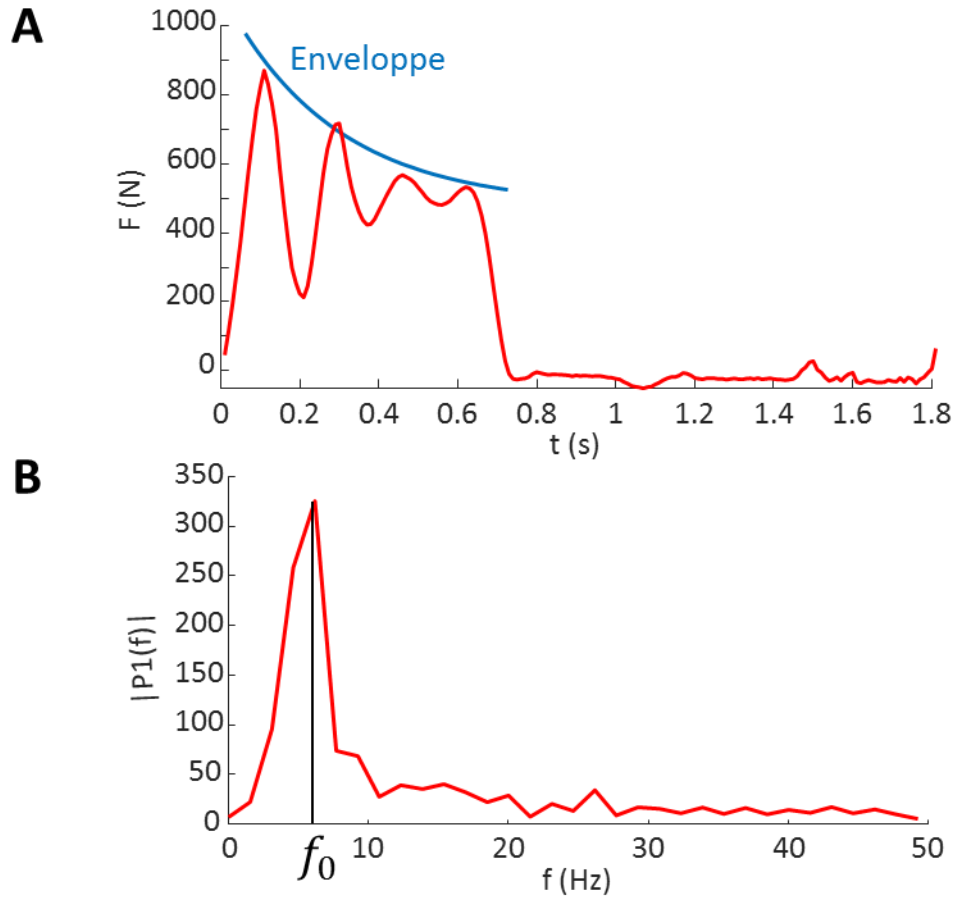


Figure 80 : A – effort vertical mesuré sur le banc de test (en rouge), et courbe obtenue par optimisation pour approcher l'enveloppe (en bleu). B – Analyse en série de Fourier des oscillations de l'effort vertical.

### IV.2.3. Modification du banc de test

Comme nous l'avons vu en introduction, le système locomoteur humain peut être raisonnablement bien modélisé par un pendule inversé élastique. Le comportement du banc de test pourrait donc approcher le comportement du système locomoteur humain simplement en modifiant ses caractéristiques mécaniques. Afin de réaliser cette modification nous proposons d'ajouter une rigidité dans le système de ressort amorti modélisant le comportement du banc de test (Figure 81).

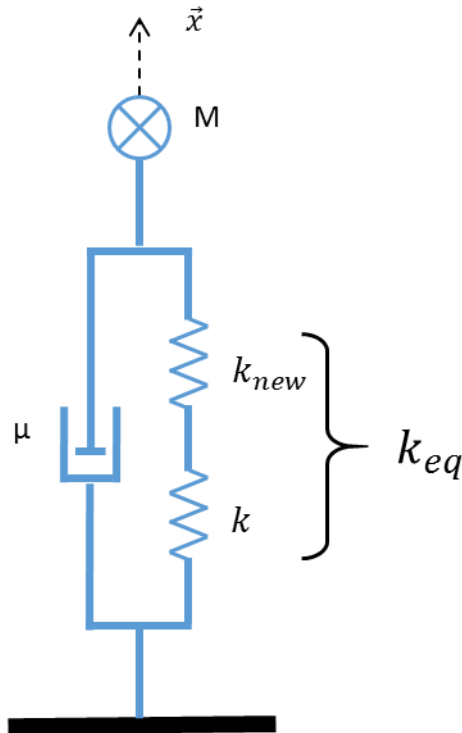


Figure 81 : principe de la modification du modèle mécanique proposée

Ce système modifié est régi par une l'équation (62), identique à précédemment, mais ou  $k_{eq}$  remplace  $k$ .

$$F = e^{-\frac{\mu}{2M}t} * \left( C_1 \sin \left( \frac{\sqrt{4Mk_{eq} - \mu^2}}{2M} t \right) + C_2 \cos \left( \frac{\sqrt{4Mk_{eq} - \mu^2}}{2M} t \right) \right) \quad (62)$$

Comme précédemment,  $k_{eq}$  peut être exprimé en fonction de la nouvelle fréquence propre des oscillations et des paramètres du modèle (équation (63)), il peut de plus être exprimé en fonction des rigidités  $k$  et  $k_{new}$  (équation (64)).

$$k_{eq} = \frac{(4\pi M f_0)^2 + \mu^2}{4M} \quad (63)$$

$$k_{eq} = \frac{k k_{new}}{k + k_{new}} \quad (64)$$

Il est alors possible en combinant les équations (63) et (64) afin de calculer la nouvelle rigidité permettant d'obtenir la fréquence d'oscillation voulue (équation (65)).

$$k_{new} = \frac{k((4\pi M f_0)^2 + \mu^2)}{4Mk - (4\pi M f_0)^2 + \mu^2} \quad (65)$$

Cette fréquence peut être calculée à partir de la durée de la phase d'appuie voulu ( $\Delta T$ ). En effet, afin d'obtenir une courbe en « dos de chameau » le point massique doit réaliser exactement 1.5 période d'oscillation, la fréquence sera donc obtenue par l'équation (66).

$$f_0 = \frac{1.5}{\Delta T} \quad (66)$$



#### IV.2.4. Réalisation physique

Afin de réaliser cette modification du banc de test nous avons d'abord cherché à intégrer le ressort supplémentaire dans le segment fémoral. Cette solution a cependant été abandonnée, car en revenant à sa longueur libre le ressort allongeait le segment fémoral, ce qui empêchait le passage du pas prothétique. De plus l'utilisation d'un ressort de compression complexifie son intégration ainsi que sa modification (Architecture A, Figure 82).

La solution retenue a donc été de conserver la structure existante et de suspendre les masses à un ressort de traction (Architecture B, Figure 82).

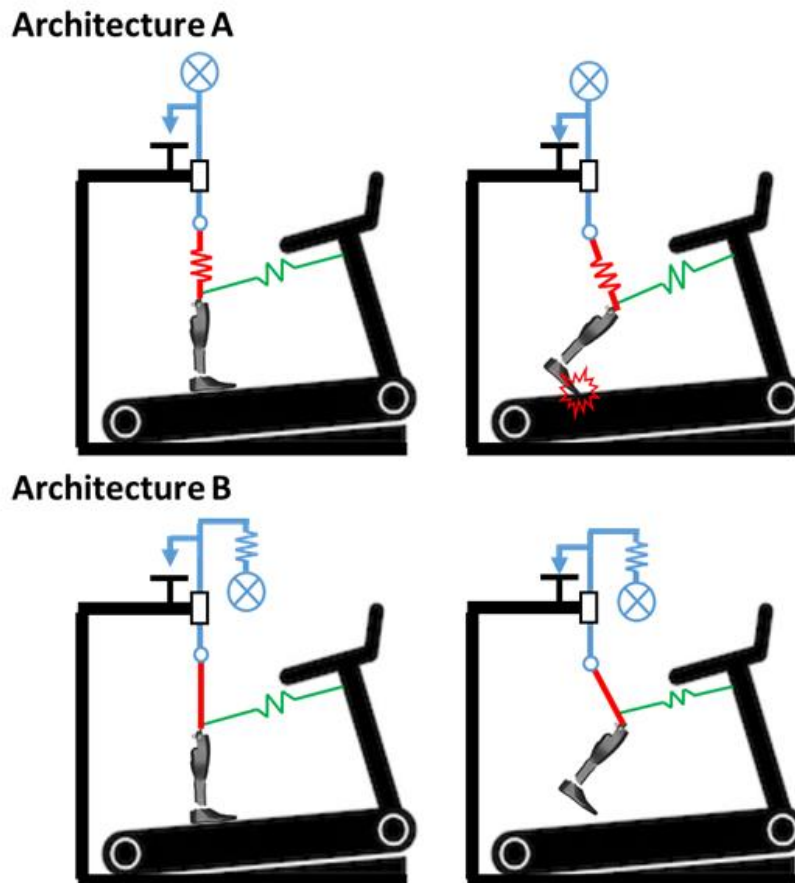


Figure 82 : architectures testées pour la modification du banc de test

Le banc de test est complété par un capteur d'effort six composantes ainsi qu'une centrale inertielle placée sur le segment fémoral. Le prototype de recherche SYNSYS (cf. Chapitre IV.1) est fixé au bout de ce segment et communique avec le capteur d'effort et la centrale inertielle du fémur grâce à une liaison série. Le microcontrôleur de la prothèse calcule en temps réel les angles du fémur et du tibia grâce à un filtre complémentaire linéaire utilisant un gain variable et transmet les données à un ordinateur par Bluetooth.

Le post-traitement des données est réalisé sur Matlab (Matlab R2016b, MathWorks®), et consiste à projeter les données d'effort dans le repère global en utilisant l'angle du fémur, et à calculer l'angle du genou prothétique à partir des angles du tibia et du fémur.

Les tests sont conduits pour une vitesse du tapis roulant de 4km/h, et une masse totale de 52 kg. Avec ces paramètres, nous avons obtenu  $\mu = 3.7kg/s$ ,  $k = 77.7N/mm$ . Pour une durée de la phase d'appui de 0.5s

nous obtenons  $k_{new} = 24.2N/mm$  et  $k_{eq} = 18.5N/mm$ . Cette valeur de  $k_{eq}$  est du même ordre que la rigidité équivalente du système locomoteur utilisé dans (Lim & Park 2018) pour modéliser la marche.

#### IV.2.5. Résultats

La Figure 83 présente les résultats obtenus sur le banc de test proposé pour une vitesse de marche de 4 km/h.

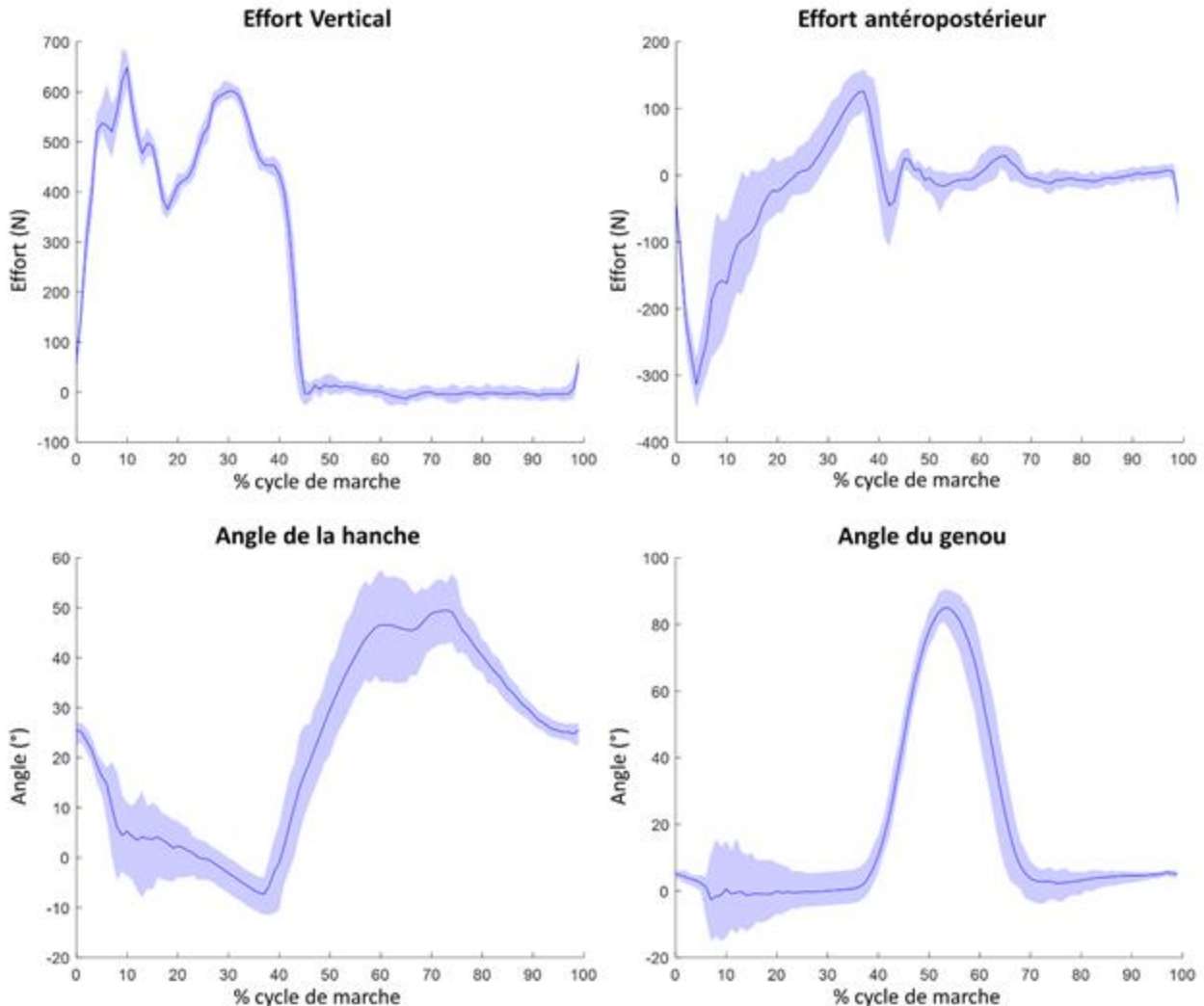


Figure 83 : résultats obtenus sur le banc de test proposé pour une vitesse de marche de 4 km/h. la ligne correspond au cycle moyen, le corridor inclus tous les cycles

Les résultats présentés ici regroupent 38 cycles de marches. Les courbes pour l'intégralité de ces cycles de marches sont contenues dans les corridors de la Figure 48, mettant ainsi en évidence la capacité du simulateur à avoir un comportement extrêmement répétable.

On peut observer qu'on retrouve un effort vertical oscillant autour de 500N, ce qui est cohérent avec le chargement appliqué ( $52 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 510.12 \text{ N}$ ). Comme attendu ces oscillations permettent bien de reproduire le profil en « dos de chameau » caractéristique de la marche, bien que l'on observe également des oscillations parasites, à une fréquence similaire aux oscillations qui était présente avant modification. La présence de ces oscillations peut s'expliquer par la solution physique proposée. En effet nous avons suspendu les masses sur la structure existante, les masses oscillent donc à la fréquence voulue, mais la structure continue à osciller à une fréquence plus élevée. Le poids de cette structure n'étant pas négligeable ( $\approx 12 \text{ kg}$ ) ces oscillations sont visibles sur l'effort vertical.

L'effort antéropostérieur possède bien un pattern correspondant à ceux pouvant être observé pendant la marche, avec un pic négatif dans la première partie de la phase d'appui et un pic positif dans la seconde partie. Ces deux pics devraient être symétriques, comme observé pendant la marche à plat. Sur le banc de test on observe cependant un second pic plus faible que le premier.

L'angle du fémur peut être assimilé à l'angle de flexion de hanche, on constate alors par rapport aux données sur sujets amputés, une diminution de l'extension maximale de hanche et une augmentation de l'angle de flexion de hanche en phase oscillante.

Ces déviations par rapport aux données peuvent être mises en relation avec un mauvais réglage du banc de test. En effet la position neutre du ressort de rappel en extension peut être adaptée. Un mauvais réglage de ce ressort (position neutre trop antérieur) entraîne un déclenchement de la phase oscillante anticipé, conduisant à une réduction du pas postérieur et donc du pic d'effort antéropostérieur et de l'angle d'extension maximal. De plus un tel réglage explique l'angle de flexion de hanche important constaté.

Enfin l'angle du genou possède un pattern typique de la marche des personnes amputées transfémorale, avec un angle nul pendant la phase d'appui et une courbe en cloche pendant la phase oscillante. On observe cependant sur le banc de test une troisième période pendant laquelle l'angle du genou est nul. Cette phase correspond à la phase de la marche où la jambe prothétique est en extension, et la hanche a un mouvement d'extension rapprochant ainsi le pied du sol jusqu'à l'appui talon. Cette phase de la marche est normalement quasi instantanée, cependant, sur le banc de test, le ressort de rappel en extension retient la jambe, ralentissant cette phase de la marche. Ce ralentissement explique également l'apparente diminution de la durée de la phase d'appui.

Lors de la mise en place du banc de test nous nous sommes rendus compte que la valeur de rigidité permettant l'obtention de la courbe « en dos de chameau » ( $k_{new,exp} = 7N/mm$ ) était beaucoup plus faible que la valeur calculée ( $k_{new} = 24.2N/mm$ ). Cela provient probablement du fait que la valeur de rigidité a été calculée en prenant en compte la masse totale appliquée sur la prothèse, hors lors de la réalisation physique du banc de test une partie de cette masse (masse de la structure) reste non-suspendue. La masse totale suspendue au ressort est alors inférieure à la valeur théorique, ce qui implique le besoin d'une rigidité inférieure pour conserver une période d'oscillation inchangée. Cependant en refaisant les calculs en ne prenant en compte que la masse suspendue ( $M = 40$ ) au bout du ressort, on obtient  $k_{new} = 18.6N/mm$ , ce qui est toujours bien supérieur à la valeur expérimentale.

Il est donc probable que les hypothèses de modélisations du système soit trop grossière pour permettre un calcul précis de la valeur de rigidité devant être ajoutée. Plusieurs hypothèses peuvent être à l'origine de cette surestimation. Le ressort de rappel en extension a probablement une influence, l'effort qu'il exerce peut potentiellement modifier le chargement de la prothèse. Nous avons de plus modélisé l'ensemble {prothèse + fémur + masse} comme un ressort amorti. Il est peu probable que cette modélisation soit représentative, en effet, la prothèse et en particulier le pied prothétique ont des caractéristiques mécaniques qui évoluent au cours du cycle de marche. Nous n'avons pas non plus pris en compte le déroulé du pas prothétique qui modifie le point d'appui (et donc le point d'application des efforts) au cours du cycle de marche. Enfin l'angle de la jambe par rapport à la normale n'a pas été pris en compte.

Une limite de l'étude présentée ici est la dépendance du réglage du ressort avec d'une part la vitesse de marche (calcul de  $k_{new}$ , dépendant de la durée de la phase d'appui) mais aussi de la prothèse considérée. En effet, les paramètres du modèle ( $k$  et  $\mu$ ) ont été calculés pour un banc de test équipé du système SYNSYS, le changement de prothèse, et en particulier le changement du pied prothétique conduira à une modification de ces paramètres, et donc de la valeur de  $k_{new}$  devant être utilisé.

Dans cette étude nous avons réglé le tapis de marche sur une vitesse de 4km/h, vitesse supérieure à toutes les études de la littérature. Il est possible avec cette même architecture d'atteindre des vitesses de marche correspondant à une marche extrêmement dynamique (testé jusqu'à 6km/h). Le chargement utilisé dans cette étude était relativement faible car limité par le matériel à disposition, mais pourrait aisément être augmenté par l'ajout de masse. Une version de ce banc de test permettant des chargements allant jusqu'à 125 kg a d'ailleurs été fabriqué au centre d'essais de Proteor™ (Figure 84).

Le tapis roulant utilisé dans cette étude permet de simuler la marche en montée de pente jusqu'à 15% (moyennant des modifications des butées et des modifications des réglages). Il existe également dans la littérature scientifique des tapis roulant constitués d'une surface irrégulière, qui pourraient également être utilisés en combinaison avec ce banc de test.

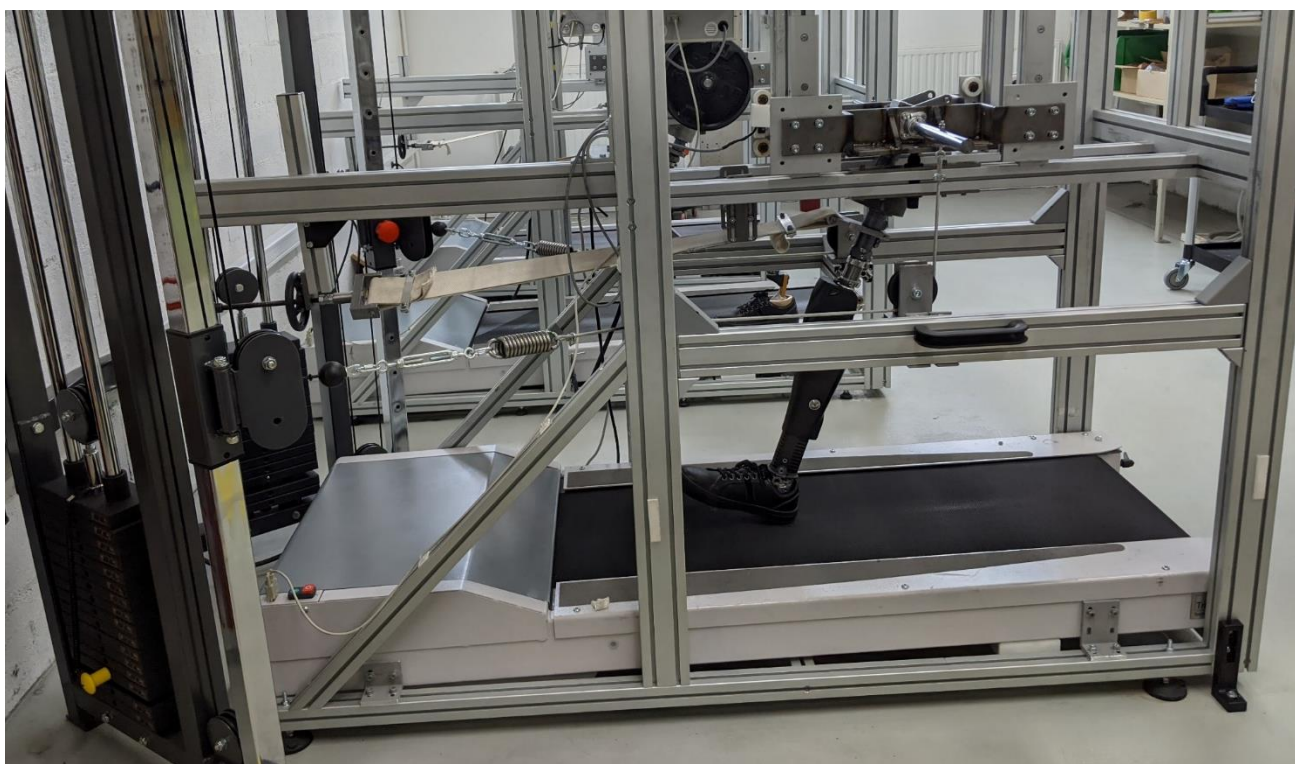


Figure 84 : banc de test industriel mis en place au centre d'essais de Proteor

### IV.2.6. Conclusion

Cette étude a ainsi démontré la possibilité d'utiliser un banc de test constitué d'une majorité de composants passifs afin de reproduire in vitro la marche des personnes amputées transfémorales, et ce pour des vitesses de marche n'ayant jamais été atteinte in vitro dans la littérature. Les performances de ce banc de test sont cependant sensibles à leurs réglages, de plus l'utilisation d'un ressort linéaire pour modéliser l'action de la hanche semble grossière. De futurs travaux sur ce banc de test focalisés sur le remplacement de ce ressort par une motorisation de la hanche permettraient de s'affranchir de ces deux limites.

Ce banc de test permet donc de tester dans une certaine mesure les nouvelles adaptations, cependant certaines de ces adaptations nécessitent des tests plus fins, ou dans des conditions ne pouvant être reproduites par le banc de test présenté dans ce chapitre. Il devient alors nécessaire de réaliser des tests sur des sujets vivants. Avant de passer à des essais sur patient une étape intermédiaire peut être le test sur sujet sain, le chapitre suivant présente et évalue une méthode permettant de tels tests.

### Chapitre IV.3. ÉVALUATION D'UN SIMULATEUR DE PROTHESE POUR SUJETS ASYMPTOMATIQUES

Le banc de test présenté au chapitre précédent permet donc d'appliquer un chargement similaire à celui observé pendant la phase d'appui tout en reproduisant le comportement très dynamique du genou pendant la phase oscillante.

Il permet ainsi de tester les prothèses lors des phases amont de leurs développements, ce banc de test reste cependant un système passif, qui ne reproduit pas toute la complexité du système locomoteur. De plus les prothèses ne peuvent être testées que dans des situations de marche à plat et de montée de pente. Ces limites ne permettent donc pas de tester toutes les adaptations sur ce banc de test.

Une autre solution permettant de limiter les risques liés au test de nouveaux algorithmes est de réaliser ces tests avec des sujets sains équipés d'une orthèse simulant une emboiture. Dans le cadre de l'évaluation des prothèses pour personnes amputées transfémorales cette orthèse immobilise le genou du sujet sain à 90° de flexion, un connecteur permet de fixer une prothèse sous cette orthèse (Figure 85).

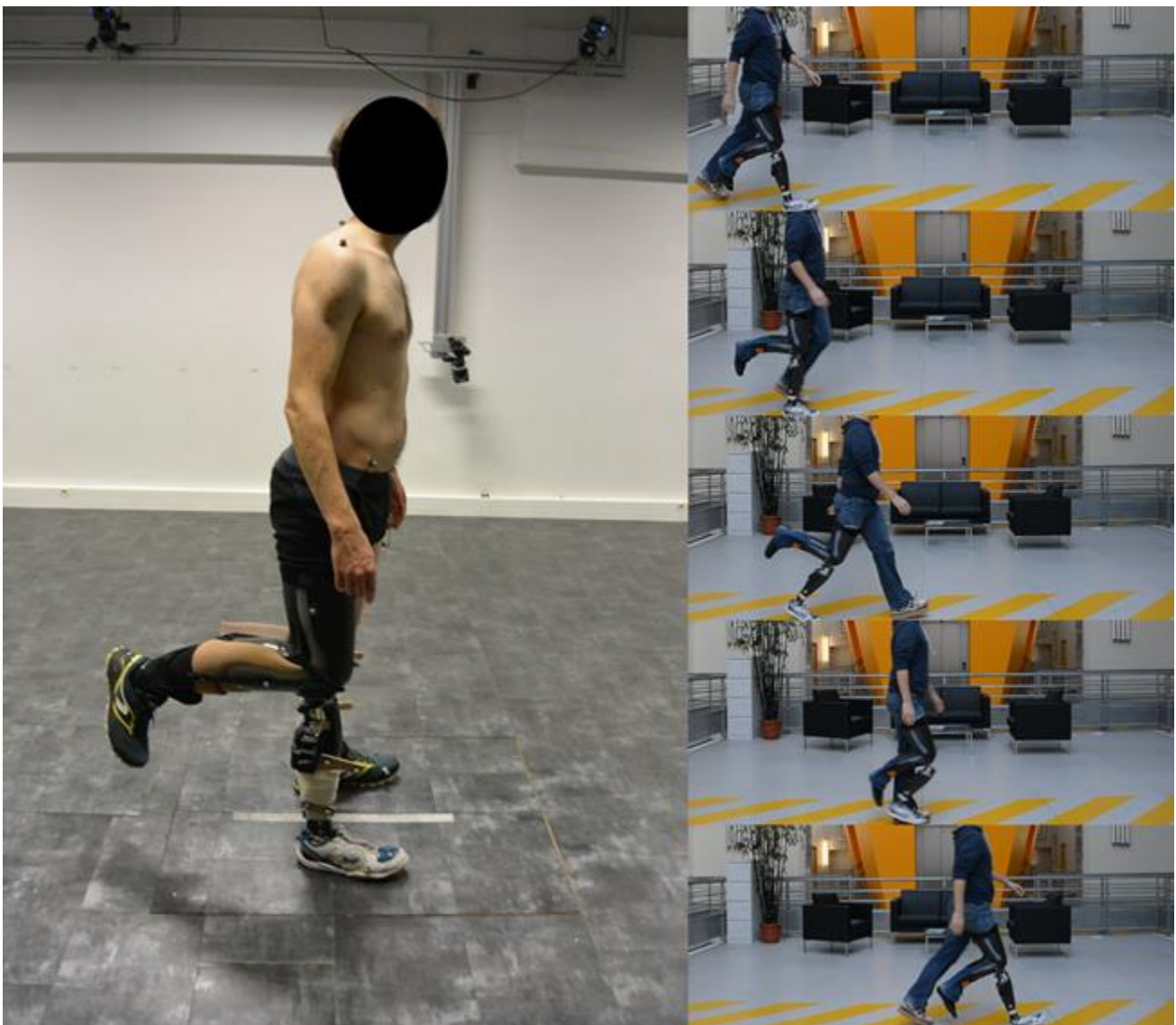


Figure 85 : sujets sains équipés de l'orthèse de simulation en statique (à gauche) et marchant à plat (à droite).

Le recours aux sujets sains facilite la mise en place d'essais, en particulier en facilitant le recrutement des sujets, et en limitant l'impact d'une éventuelle chute sur la capacité locomotrice de la personne. Ce dernier point permet donc de tester plus facilement des nouvelles prothèses ou les modifications apportées à une prothèse existante.

Cette technique est souvent utilisée dans la littérature pour tester de nouveaux composants prothétiques ou de nouvelles méthodes de contrôle (Sup et al. 2007; Quintero et al. 2016; Lenzi et al. 2017; Kikuchi et al. 2018; Elery et al. 2020), mais la fidélité de cette approche n'a à notre connaissance jamais été étudiée. Nous proposons donc dans ce chapitre d'évaluer cette technique en comparant les résultats d'analyse du mouvement obtenue sur le prototype SYNSYS lors de l'étude clinique (sur des sujets amputés transfémoraux) par rapport à ceux obtenus avec l'orthèse de simulation.

### IV.3.1. Méthode d'évaluation du simulateur de prothèse

#### IV.3.1.a. Sujets

Cinq sujets amputés transfémoraux ont été recrutés au cours de l'étude clinique portant sur l'évaluation du prototype SYNSYS. Ils ont porté tour à tour le prototype et leur prothèse habituelle pendant au moins quatre semaines consécutives à l'issue desquelles, ils ont réalisé des analyses quantifiées de la marche comme décrit dans la section suivante. Nous ne nous intéresserons ici qu'aux données obtenues avec le prototype SYNSYS (Figure 86).

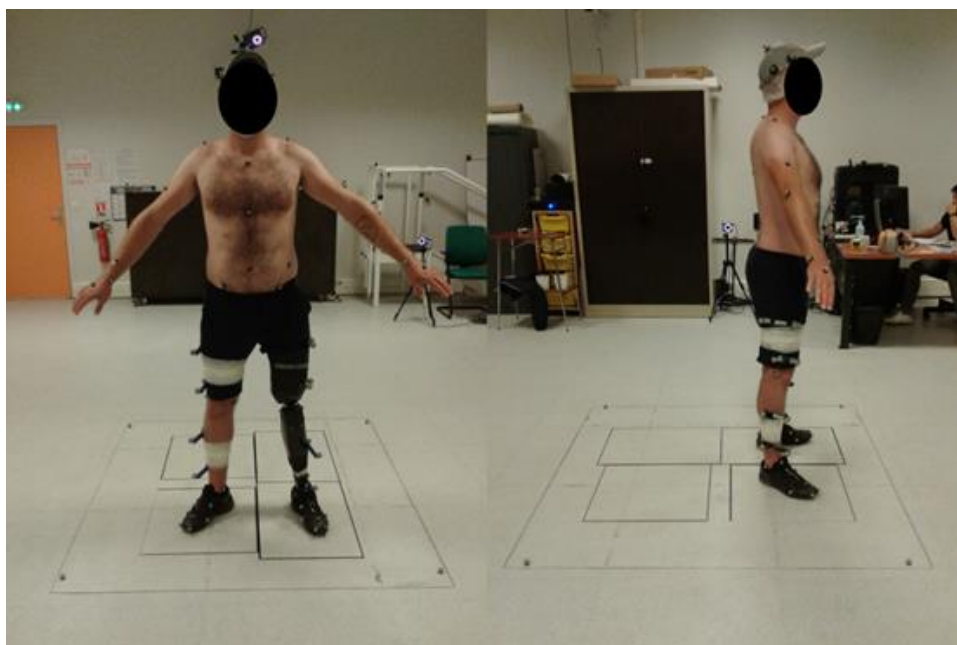


Figure 86 : sujet amputé TFC03JG, équipé de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps.

Nous avons également recruté un unique sujet sain ayant de l'expérience avec l'utilisation de l'orthèse de simulation. Une analyse quantifiée de la marche a été réalisée de la même façon qu'avec les sujets amputés, mais avec une période d'adaptation réduite à une dizaine de minutes. Le sujet était de plus équipé sur le membre controlatéral d'une chaussure avec une semelle compensée afin de rattraper la différence entre la longueur du membre prothétique simulé et celle du membre controlatéral (Figure 87).

Le Tableau 18 rapporte les données anthropométriques de poids et de taille des différents sujets.

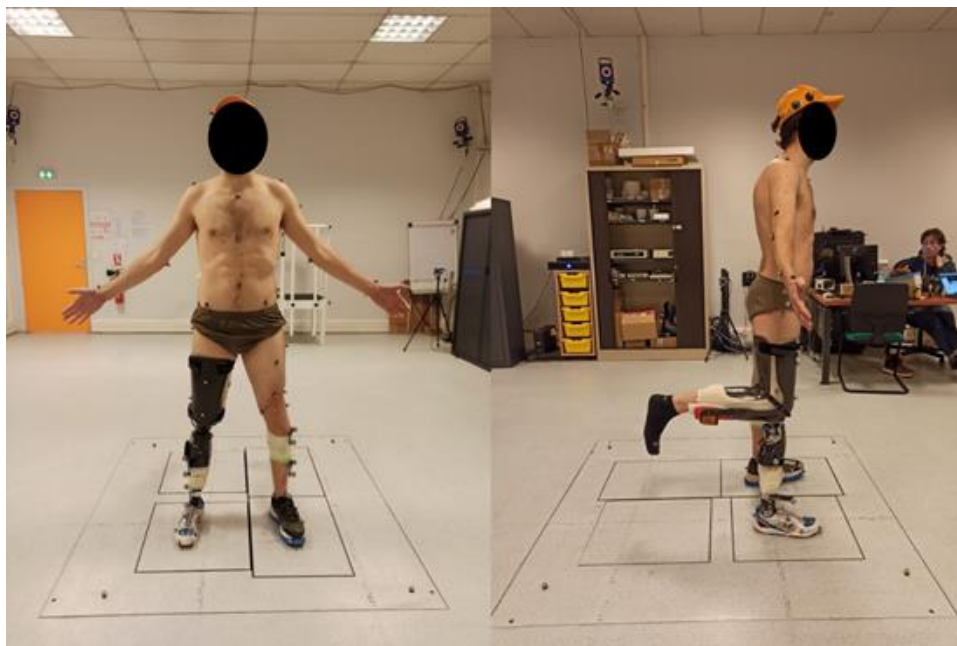


Figure 87 : sujets sain SA01XB équipé de l'orthèse permettant de simuler une emboiture pour personne amputé transfémorale et de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps.

Tableau 18 : données anthropométriques des sujets ayant participé à cette étude.

Sujet	Sexe	Poids (avec prothèse) (kg)	Taille (m)	
Sujets amputés	TFC01BP	M	77.0	1.72
	TFC02JT	M	68.7	1.82
	TFC03JG	M	89.5	1.82
	TFI01CD	M	94.9	1.78
	TFI02PG	M	77.2	1.84
	Moyenne		81.5	1.80
Sujet sain	SA01XB	M	86.6	1.81

#### IV.3.1.b. Protocole d'acquisition des données

Les sujets de cette étude ont participé à une séance d'analyse quantifiée de la marche pendant laquelle, ils étaient équipés de marqueurs sur l'ensemble du corps et marchaient à vitesse confortable à plat, en montée et en descente d'une pente d'inclinaison 12% (soit 6.8°). Ils parcouraient au moins 4m avant et après la zone des plateformes, assurant ainsi une mesure en régime établi.

Sur le membre prothétique les marqueurs correspondant aux condyles fémoraux et aux malléoles étaient placés de part et d'autre des axes mécaniques du genou et de la cheville prothétique respectivement. Les autres marqueurs correspondant à des positions anatomiques étaient placés par symétrie avec le membre controlatéral. La trajectoire de chaque marqueur était mesurée par un système optoélectronique infrarouge 12 caméra (VICON) et les efforts et moments appliqués par le pied sur le sol étaient mesurés à l'aide de deux plateformes 6 composantes (AMTI).

Pour chaque situation, les sujets ont marché jusqu'à obtenir, pour chaque jambe, au moins 5 cycles de marche avec un appui complet sur les plateformes.

#### IV.3.1.c. Calcul des paramètres cinématiques et dynamiques

Les marqueurs, répartis sur l'ensemble du corps ont permis la définition de 13 repères anatomiques comme décrit dans le Tableau 18. Les moments, efforts et puissances dans les articulations des deux membres inférieurs ont été obtenus par dynamique inverse grâce à l'utilisation d'un modèle inertiel similaire au modèle utilisé dans (Pillet et al. 2010). Ce modèle définit les paramètres inertiels des segments des membres

inférieurs, du bassin et du tronc d'après un modèle géométrique basé sur la trajectoire des marqueurs anatomiques. Les paramètres inertiels des membres supérieurs et de la tête sont définis d'après un modèle proportionnel (Figure 88).

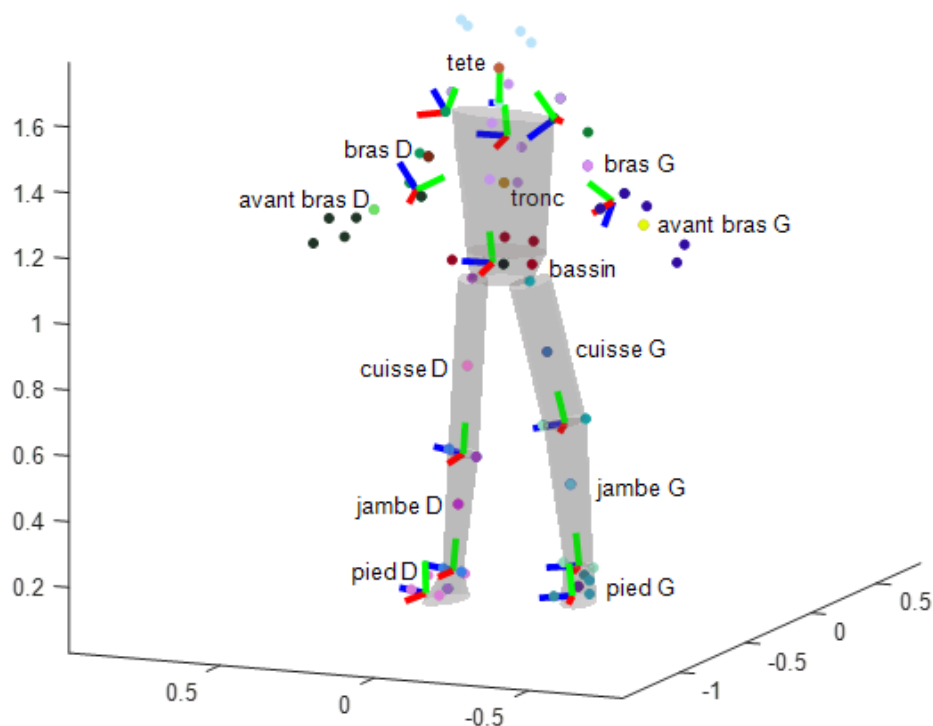


Figure 88 : représentation des repères anatomiques utilisés ainsi que du modèle inertiel

Tableau 19 : définition des repères anatomiques et du modèle inertiel utilisé.

Repère	Définition repère anatomique	Modèle inertielle
<b>Bras (x2)</b>	Recommandation ISB	Proportionnel (De Leva 1996)
<b>Avant-bras (x2)</b>	Recommandation ISB	Proportionnel (De Leva 1996)
<b>Tête</b>	Recommandation ISB	Proportionnel (De Leva 1996)
<b>Tronc</b>	Recommandation ISB	Géométrique (Pillet et al. 2010)
<b>Bassin</b>	D'après (Cappozzo et al. 1975)	Géométrique (Pillet et al. 2010)
<b>Cuisses (x2)</b>	D'après (Cappozzo et al. 1975)	Géométrique (Pillet et al. 2010)
<b>Jambes (x2)</b>	Recommandation ISB	Géométrique (Pillet et al. 2010)
<b>Pieds (x2)</b>	Recommandation ISB	Géométrique (Pillet et al. 2010)

#### IV.3.1.d. Obtention des corridors de référence

Pour chaque sujet nous avons calculé les angles, les moments et les puissances articulaires. Les moments et puissances sont normalisés par la masse du sujet et toutes les données sont exprimées en pourcentage du cycle de marche (défini entre deux appuis talon successifs).

Pour chaque grandeur d'intérêt, les courbes moyennes pour chaque patient sont calculées. Le corridor de référence que nous rapportons dans la suite correspond à l'enveloppe contenant toutes ces courbes.

### IV.3.2. Résultats et discussion

Le Tableau 20 rapporte les vitesses de marche de chaque sujet dans les différentes situations. La vitesse de marche du sujet sain est proche de la vitesse de marche moyenne des sujets amputés lors de la marche en pente et légèrement inférieure lors de la marche à plat.



## Développement d'outil d'investigation préclinique

Tableau 20 : vitesse de marche pour tous les sujets dans les différentes situations.

Vitesse de marche	↓ Pente	Plat	↑ Pente	
<b>Sujets amputés</b>	TFC01BP	3.2 km/h	4.4 km/h	4.0 km/h
	TFC02JT	2.8 km/h	3.5 km/h	2.6 km/h
	TFC03JG	5.0 km/h	5.0 km/h	4.7 km/h
	TFI01CD	3.2 km/h	3.7 km/h	3.2 km/h
	TFI02PG	4.8 km/h	5.1 km/h	4.4 km/h
	Moyenne	3.8 km/h	4.3 km/h	3.8 km/h
<b>Sujet sain</b>	SA01XB	3.5 km/h	3.6 km/h	3.3 km/h

La Figure 89 présente les angles articulaires dans le plan sagittal, la Figure 90 les moments articulaires dans ce même plan et la Figure 91 présente les puissances articulaires.

Les résultats obtenus pour le sujet sain marchant avec l'orthèse de simulation sur le prototype SYNSYS sont proches de ceux obtenus sur des patients amputés. Quelques différences apparaissent cependant sur les paramètres étudiés.

Lors de la descente de pente, l'angle de flexion du genou prothétique est plus important pour le sujet sain que pour les sujets amputés. Les angles de flexion de hanche et de dorsiflexion de la cheville sont plus importants. Cette augmentation anticipée de l'angle de flexion du genou, s'accompagne d'une augmentation du moment de flexion du genou. On note ainsi une absorption d'énergie plus importante que chez les personnes amputées. Plusieurs facteurs peuvent expliquer cette modification du pattern de marche.

L'augmentation anticipée de l'absorption d'énergie peut être une façon d'assurer la sécurité lors de l'appui prothétique ou, peut permettre au sujet sain de limiter sa vitesse de marche. Les sujets amputés étant plus habitués à marcher dans ces situations, sollicitent moins les capacités d'absorption du genou.

L'augmentation de l'angle de flexion de genou permet d'augmenter la distance entre le sol et le pied prothétique pendant la phase oscillante. Le sujet sain assure, ainsi, une plus grande marge de sécurité dans les descentes, situations contraignantes et impressionnantes. Les sujets amputés ayant bien plus l'habitude de ces situations, leur pattern de marche est optimisé, afin d'avoir un angle de genou juste suffisant pour assurer le passage du pied.

Le réglage de la résistance du genou en phase d'appui peut également avoir un impact sur cet angle de flexion. En effet, pour les personnes amputées ce réglage est personnalisé au cours d'essais successifs, de façon à permettre des descentes de pentes et d'escaliers fluides. Pour le sujet sain le comportement du genou en phase d'appui a été réglé à une valeur générique, probablement sous-optimale.

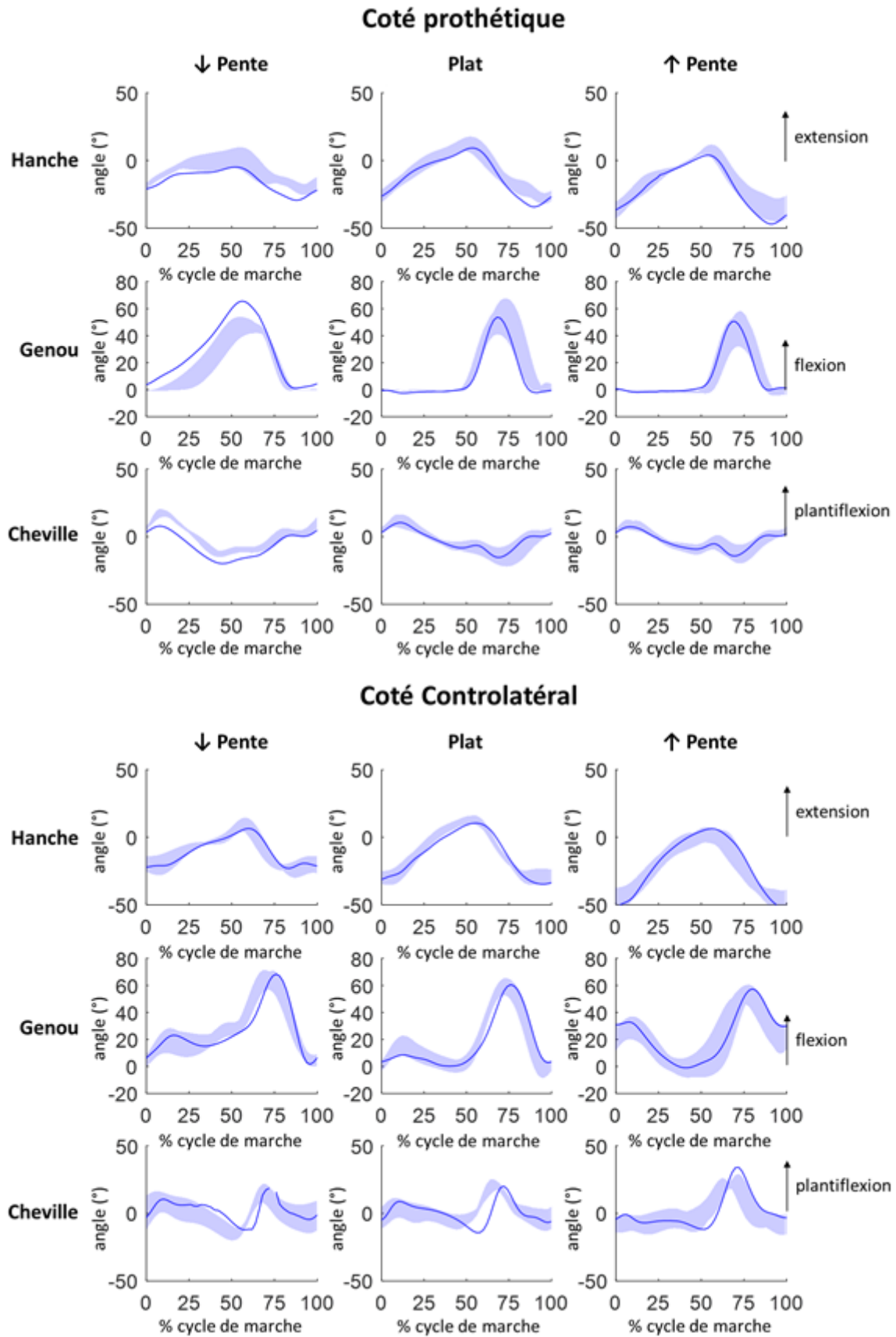


Figure 89 : angles articulaires obtenues, dans le plan sagittal, avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor).

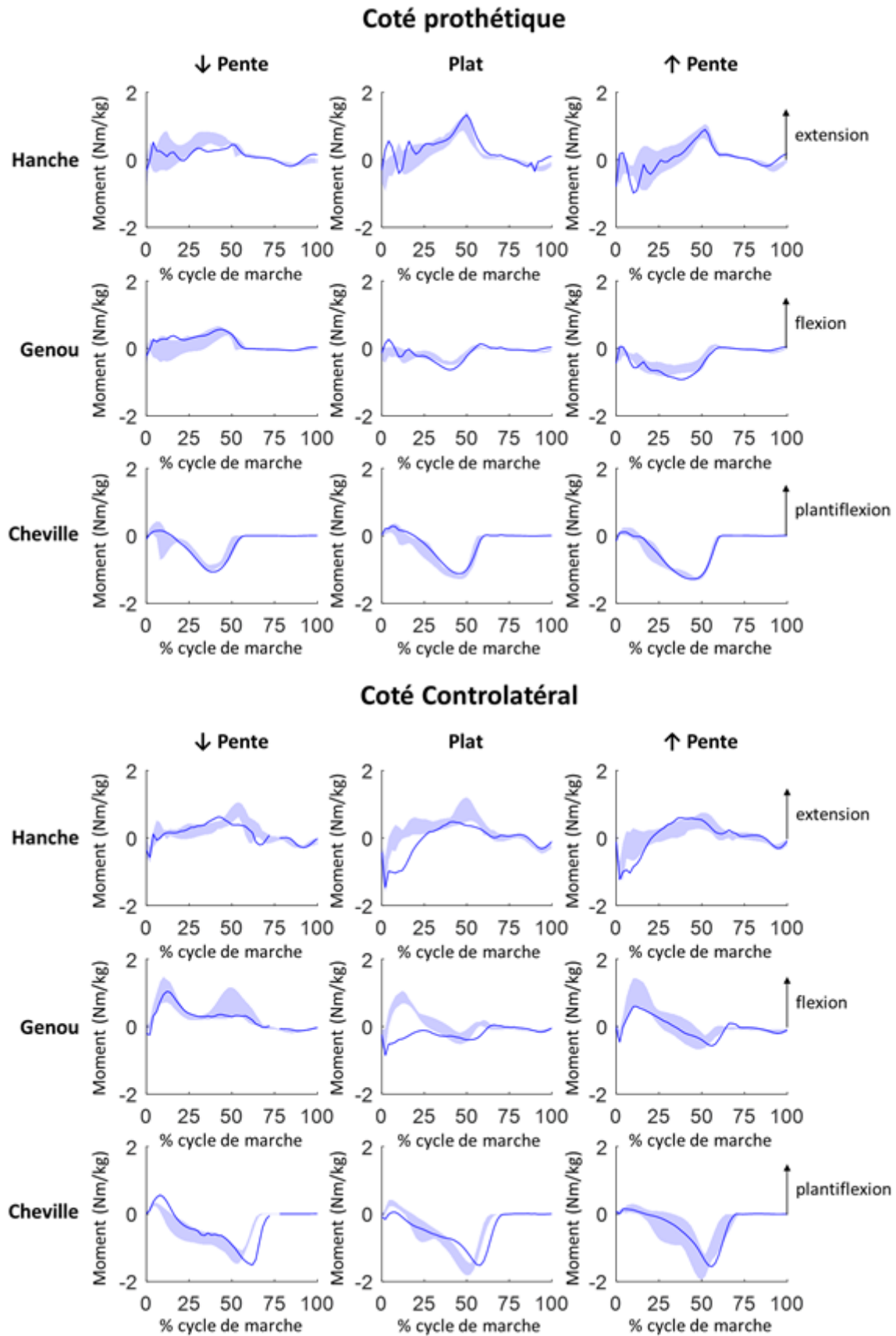


Figure 90 : moments articulaires obtenues, dans le plan sagittal, avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor).

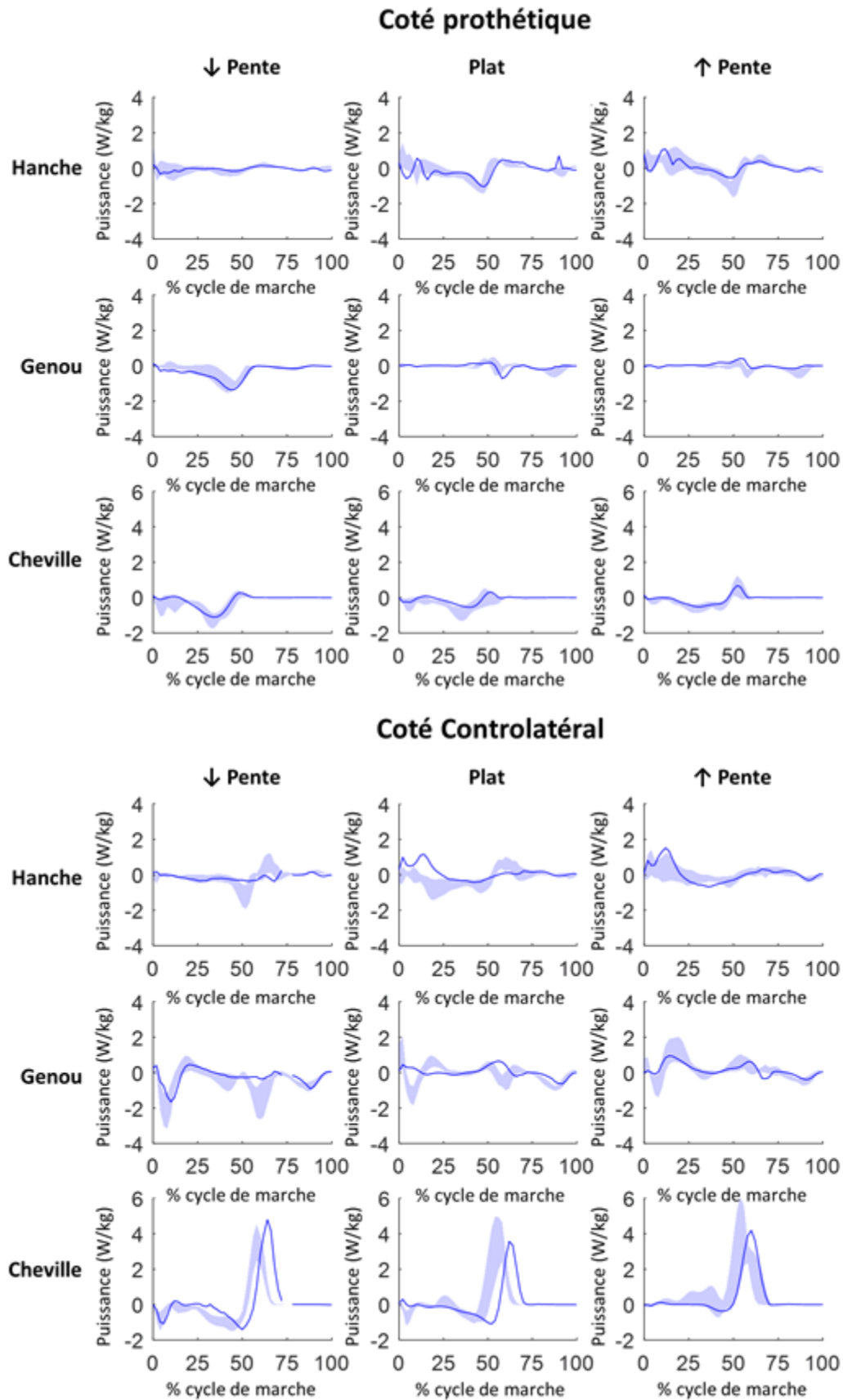


Figure 91 : puissances articulaires obtenues avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor).

Enfin, cette augmentation de l'angle de flexion du genou, peut également être mise en relation avec les différences géométriques entre les sujets amputés et le sujet sain équipé de l'orthèse de simulation. En effet pour les sujets amputés, le genou prothétique remplace le genou anatomique. Les segments fémoraux et tibiaux conservent donc leurs dimensions. (i.e. longueur tibia et fémur proche). Avec le sujet sain, en revanche, le genou prothétique est placé sous le genou anatomique. Le segment fémoral sera donc plus long et le segment tibial plus court, comparés à leurs équivalents anatomiques (Figure 87). Cette réduction, de la longueur du segment tibial, implique que pour un angle de flexion du genou donné, la diminution de la distance entre le pied et la hanche sera plus faible. L'augmentation de la flexion du genou constaté sur le sujet sain, pourrait alors avoir pour but de compenser cette réduction de la longueur du segment tibial.

Lors de la marche à plat, on observe pour le sujet sain, une flexion limitée du genou controlatéral lors de la phase d'appui par rapport aux sujets amputés. Cette modification de flexion du genou est accompagnée d'une absence de moment de flexion. Il en résulte, une absence d'absorption d'énergie au niveau de genou controlatéral au début de la phase d'appui. Ces données suggèrent que le sujet sain arrive en appui controlatéral avec un genou quasiment en extension, alors que les sujets amputés, présentent une flexion de genou, en phase d'appui, permettant une absorption d'énergie.

Une explication possible de cette différence, serait que l'absorption d'énergie constatée chez les sujets amputés, a pour but de protéger les articulations controlatérales. Le sujet sain, marchant avec la prothèse pendant une durée limitée, n'éprouve pas le besoin de protéger ses articulations controlatérales, il préférerait alors limiter l'absorption d'énergie. Le fait que le membre controlatéral soit chaussé d'une chaussure à semelle compensé peut également avoir un effet sur ce début d'appui controlatéral.

Dans les situations plus contraignantes (i.e. pentes) le sujet sain retrouve cette flexion de genou au début de la phase d'appui.

Une autre déviation du pattern de marche est, l'augmentation de la durée de l'appui controlatéral, visible par le décalage des courbes présentées précédemment et mise en évidence dans le Tableau 21. On observe en effet une augmentation de la durée de l'appui de l'ordre de 5% de la durée totale du cycle de marche. Ce type de dysmétrie, entre les durées des phases d'appui des cotés amputé et controlatéral, est également présente chez les sujets amputés en cours de rééducation. Elle pourrait donc être expliquée, par un manque d'habitude de l'utilisateur sain de l'orthèse de simulation (Cutti et al. 2018).

Tableau 21 : Durée phase appui moyenne

Durée phase appui moyenne (% cycle de marche)		↓ pente	Plat	↑ Pente
Coté prothétique	Sujet sain	52.7	58	58
	Sujets amputés	53.2	56	58
	différence	-0.5	2	0
Coté controlatéral	Sujet sain	69.3	67.3	66.7
	Sujets amputés	63.6	62	63.2
	différence	5.7	5.3	3.5

Une limite importante de cette étude est le fait de n'avoir recruté qu'un seul sujet sain pour utiliser l'orthèse de simulation. Une partie des déviations observées pourrait donc être due à la stratégie de marche spécifique de ce sujet, et possiblement ne pas apparaître chez d'autres. Cet unique recrutement s'explique par le besoin d'un apprentissage important avant d'être capable d'utiliser cette orthèse de simulation, en particulier dans les situations de marche plus contraignantes comme les pentes.

Une autre limite de cette étude, est le modèle inertiel, employé pour réaliser les calculs de dynamique inverse. En effet, ce modèle reproduit les inerties des différentes parties du corps des sujets sains. Chez les personnes amputées, les paramètres inertiels du côté prothétique ne sont donc probablement pas adaptés. De plus, chez le sujet sain marchant avec l'orthèse de simulation, le segment fémoral contient l'intégralité de la jambe saine ainsi que l'orthèse de simulation. Le modèle inertiel, ne prenant en compte que la cuisse d'un sujet sain, sous-estime donc largement la masse de ce segment.

Dans cette étude nous cherchons à comparer deux populations dans lesquelles les segments pied et tibia prothétique sont constitués du prototype SYNSYS, mais modélisés comme des membres sains. Les erreurs sur les résultats de la dynamique inverse pour la cheville et le genou sont donc probablement similaires sur les deux populations. De plus le prototype SYNSYS possède une masse proche des segments anatomiques ce qui réduit ce biais.

Le segment fémoral, en revanche, est extrêmement différent entre les deux cas. Pour les sujets amputés, il est constitué du membre résiduel ainsi que de l'emboiture. Il aura donc, une masse inférieure ou similaire à la cuisse d'un sujet sain, avec un centre de masse probablement plus proximal. Pour le sujet équipé de l'orthèse de simulation, le segment fémoral est constitué de l'ensemble de la jambe saine ainsi que de l'orthèse. Il aura donc, une masse bien plus importante et un centre de masse plus distal et postérieur. Ces différences rendent les résultats de la dynamique inverse pour la hanche, du côté prothétique, difficilement comparables.

Enfin, il n'a pas été possible de réaliser cette même étude lors des descentes d'escaliers. En effet, dans cette situation, la jambe du sujet sain, immobilisée dans l'orthèse touche les marches, empêchant la descente dans de bonnes conditions.

### IV.3.3. Conclusion

Cette étude avait pour but, l'évaluation d'une orthèse de simulation, permettant à des sujets sains de marcher avec des prothèses pour personnes amputées transfémorales. Pour réaliser cette évaluation, nous avons équipé un sujet sain de cette orthèse ainsi que du prototype SYNSYS. Nous avons comparé les paramètres cinématiques et dynamiques des deux jambes dans le plan sagittal avec des données issues d'essais avec des personnes amputées, équipés de la même prothèse.

Les résultats obtenus avec le sujet sain, sont proches de ceux obtenus sur les patients équipés de la même prothèse. Les quelques différences observées peuvent être expliquées par la stratégie de marche employée et par les différences géométriques. La marche avec cette orthèse de simulation semble donc très représentative de la marche des personnes amputées. L'utilisation de cette orthèse semble alors être, un moyen de test préliminaire pertinent et versatile (nombreuses situations pouvant être testées) pour les prothèses pendant les phases de développements. Une limite majeure de ce dispositif est le temps d'apprentissage nécessaire afin de permettre à une personne saine de marcher avec cette orthèse de simulation, en particulier, dans les situations les plus contraignantes (e.g. pentes).

## Chapitre IV.4. APPLICATION : TEST D'UNE ADAPTATION LORS DES DESCENTES DE PENTES

Au cours de cette thèse nous avons développés des méthodes permettant l'obtention de paramètres représentatifs de la marche dans les différentes situations, nous avons ensuite, dans cette partie, développé une prothèse permettant l'implémentation de ces algorithmes ainsi que des méthodes permettant de les évaluer.

Nous proposons donc dans ce chapitre de mettre en œuvre ces méthodes afin d'implémenter une adaptation du comportement de la prothèse lors de la descente de pente.

### IV.4.1. Comportement de la prothèse en descente de pente

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe I.3.1.c, lors des descentes de pente le prototype SYNSYS reste dans les états 0 et 1 ou la flexion du genou prothétique est freinée. En effet, lors des descentes de pente, la personne amputée va fléchir le genou prothétique pendant la phase d'appui. Cette flexion permet à la personne amputée d'abaisser de façon contrôlée son centre de masse pendant la phase d'appui, mais empêche le passage de la prothèse dans un mode libre pour la phase oscillante. Cette absence de déverrouillage signifie que l'angle maximal de genou est obtenu à la fin de la phase d'appui, et non en phase oscillante. La personne amputée doit donc s'assurer d'avoir suffisamment fléchi le genou prothétique en phase d'appui avant de passer le pas. Cette stratégie est sécuritaire mais a pour conséquence une absorption d'énergie au genou prothétique supérieure à celle nécessaire (i.e. le centre de masse descend trop), la personne amputée doit alors compenser cette perte d'énergie avec sa jambe controlatérale. Dans les descentes de pente de faible inclinaison, les personnes amputées préfèrent alors souvent marcher avec un genou en extension, en phase d'appui, permettant ainsi une flexion en phase oscillante.

### IV.4.2. Adaptation du contrôle de haut niveau : Transition en phase oscillante

Afin d'améliorer le comportement de la prothèse lors des descentes de pentes, nous proposons une modification de la stratégie de contrôle afin de permettre une transition vers un état où la flexion du genou est libre lorsqu'il y a une flexion de genou pendant la phase d'appui.

La transition en phase oscillante est assurée lors de la marche à plat par les conditions suivantes :

- le genou est en extension
- Le tibia progresse vers l'avant (i.e. vitesse de rotation du tibia supérieur à un seuil  $\dot{\theta}_{min}$ )
- La personne amputée charge le pied prothétique (i.e. moment à la cheville supérieur à un seuil  $M_2$ )

Ces conditions permettent faire passer la prothèse dans un état où la flexion du genou est presque libre juste avant le passage effectif en phase oscillante. En effet lors de la marche à plat c'est le moment de flexion au genou, créé par le passage de l'effort de réaction du sol en arrière de l'axe du genou, qui initie la flexion du genou (stratégie SR1, Figure 92).

Lors d'une descente de pente en revanche, la personne amputée fléchit le genou pendant la phase d'appui, un moment de flexion est donc déjà présent sur le genou prothétique. Un passage du genou vers un comportement libre anticipé conduirait alors à une chute de la personne amputée, c'est pourquoi le comportement actuel de la prothèse empêche la réduction de la résistance à la flexion du genou (Stratégie nSR, Figure 92).

Pour permettre une transition vers un état libre de la prothèse, il faut que celui-ci ait lieu après l'appui controlatéral. Sur la courbe de moment de cheville, cet appui controlatéral correspond à l'instant où le moment de plantiflexion atteint son maximum. Le déverrouillage dans cette situation doit donc avoir lieu

après ce maximum, c'est pourquoi nous proposons une modification de la machine d'état permettant de s'assurer que le moment à la cheville diminue lors du déverrouillage. La nouvelle machine d'état contient un état supplémentaire (état 1.5, Figure 92) accessible à partir de l'état 1 grâce à la condition suivante :

- La personne amputée charge le pied prothétique (i.e. moment à la cheville supérieur à un seuil  $M_2$ )

Ce nouvel état permet ensuite de passer vers l'état 2 si les conditions suivantes sont remplies :

- Le genou est fléchi
- Le tibia progresse vers l'avant (i.e. vitesse de rotation du tibia supérieur à un seuil)
- La personne amputée décharge le pied prothétique (i.e. moment à la cheville inférieur à un seuil  $M_3$  plus faible que le seuil  $M_2$ )
- L'angle du tibia est faible (i.e. inférieur à un seuil)

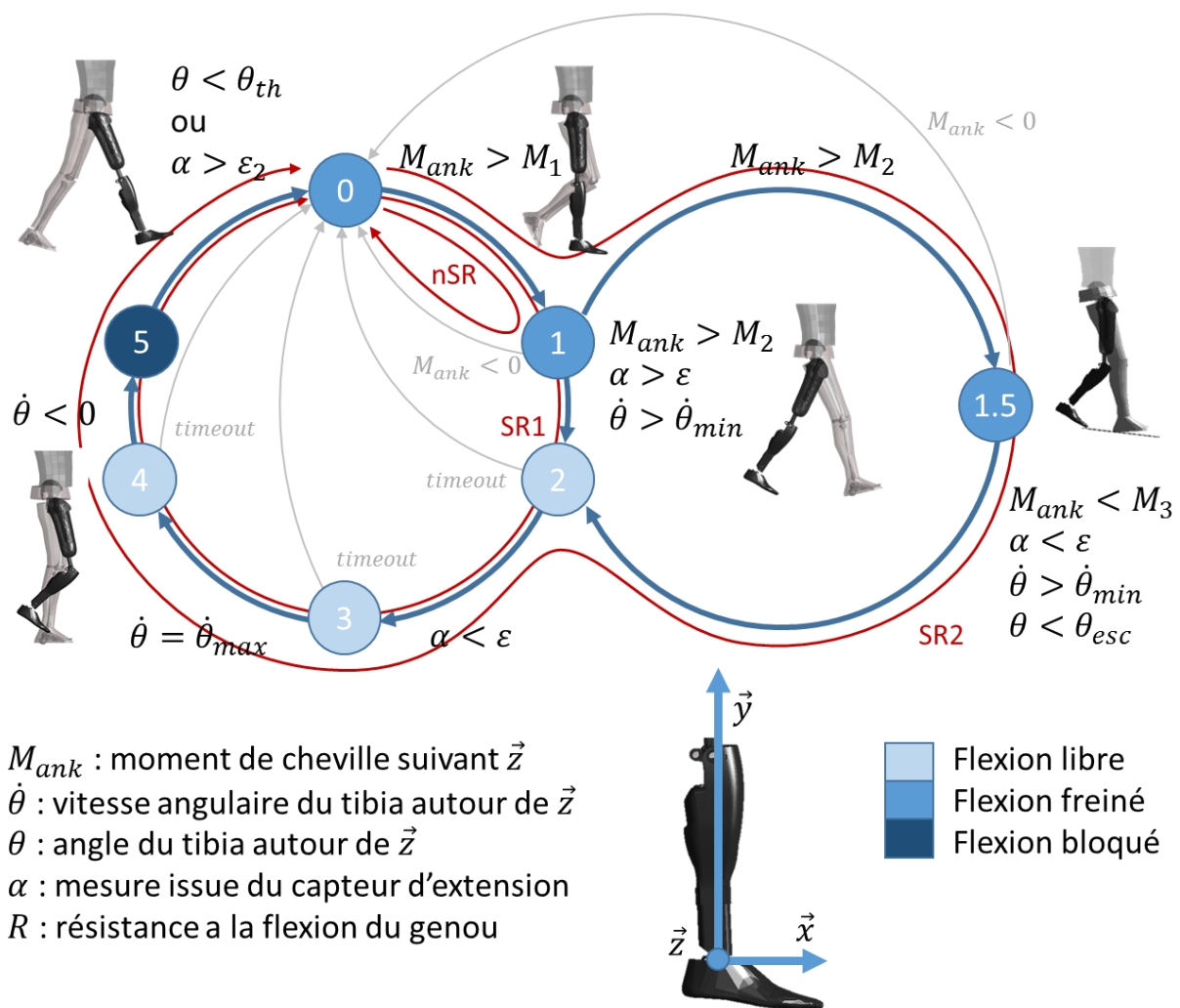


Figure 92 : machine d'état du prototype de recherche SYNYSY modifié afin de permettre le déverrouillage de la prothèse lors des descentes de pentes.

Le fait de devoir passer un premier seuil  $\theta_{th1}$  assure que l'on a eu un chargement de la prothèse, puis le fait d'attendre le passage du moment de cheville sous un second seuil, plus faible que le premier assure que la prothèse se trouve dans une phase de déchargement. La condition de progression vers l'avant est analogue à la marche à plat, et permet d'éviter les déverrouillages lors de la marche arrière. La condition sur l'angle du tibia permet d'éviter les déverrouillages lors des descentes d'escaliers.



### IV.4.3.Méthode de test de l'adaptation

Un sujet sain a marché sur le prototype de recherche SYNSYS (cf. Chapitre IV.1) de développement présenté au Chapitre IV.1 en utilisant l'orthèse de simulation présentée au Chapitre IV.3. Le sujet a marché en descente d'une pente de 5% (2.9°) d'inclinaison.

Plusieurs conditions ont été testées afin d'évaluer l'apport de cette nouvelle adaptation et de tester l'effet du réglage du seuil  $M_3$ . Ces différentes configurations étaient les suivantes :

- utilisation de la stratégie nSR, stratégie de marche par défaut dans les descentes de pentes
- utilisation de la stratégie SR1, souvent utilisée par les personnes amputées afin d'obtenir un comportement plus dynamique de la prothèse dans les descentes de pentes de faible inclinaison.
- Utilisation de la stratégie SR2, permettant une transition vers une flexion libre du genou lorsqu'il y a une flexion du genou en phase d'appui. Trois conditions correspondant à trois valeurs du seuil  $M_3$  sont testées.
  - $M_3 = 0.25 M_2$  appelé SR2\_25
  - $M_3 = 0.55 M_2$  appelé SR2\_55
  - $M_3 = 0.85 M_2$  appelé SR2\_85

De la même façon qu'au Chapitre IV.3, Le sujet était équipé de marqueurs réfléchissant sur l'ensemble du corps et leur trajectoire était suivie par un système optoélectronique 12 caméras. Les données d'effort et de moment étaient mesurées par des plateformes AMTI. Le post traitement a été réalisé sur Matlab et a permis l'obtention des angles, moments et puissances articulaire par la technique de la dynamique inverse. Pour chaque condition au moins 5 cycles de marche complets ont été enregistrés.

### IV.4.4.Résultats et discussion

#### IV.4.4.a. Résultats

La Figure 93 présente les résultats obtenus pour la vitesse de marche et l'angle de flexion maximal du genou. La Figure 94 présente les puissances obtenues pour les différentes conditions testées

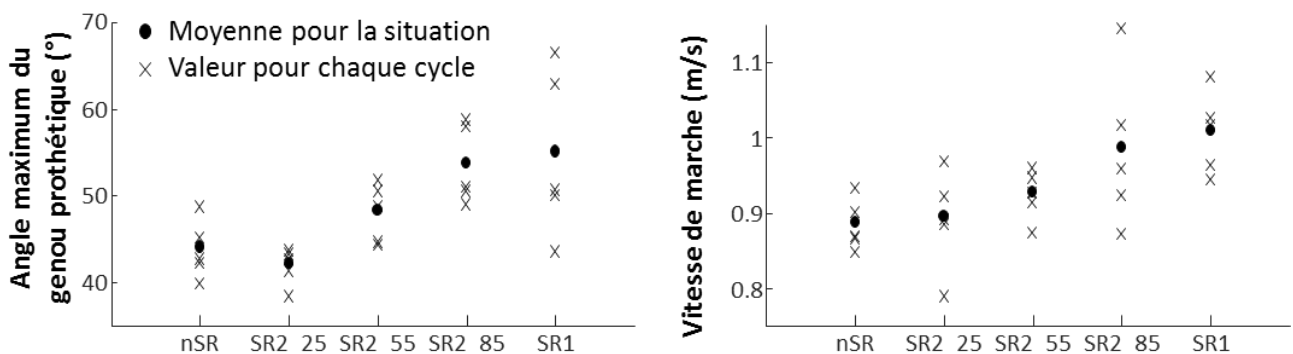


Figure 93 : angle maximal du genou prothétique (à gauche), et vitesse de marche (à droite) obtenus pour les différentes conditions testées. nSR = pas de swing release, SR1 = swing release avec genou en extension, SR2\_XX = swing release avec genou fléchi, pour trois valeurs de  $M_3$  (SR2\_25 :  $M_3 = 0.25 * M_2$ , SR2\_55 :  $M_3 = 0.55 * M_2$ , SR2\_85 :  $M_3 = 0.85 * M_2$ )

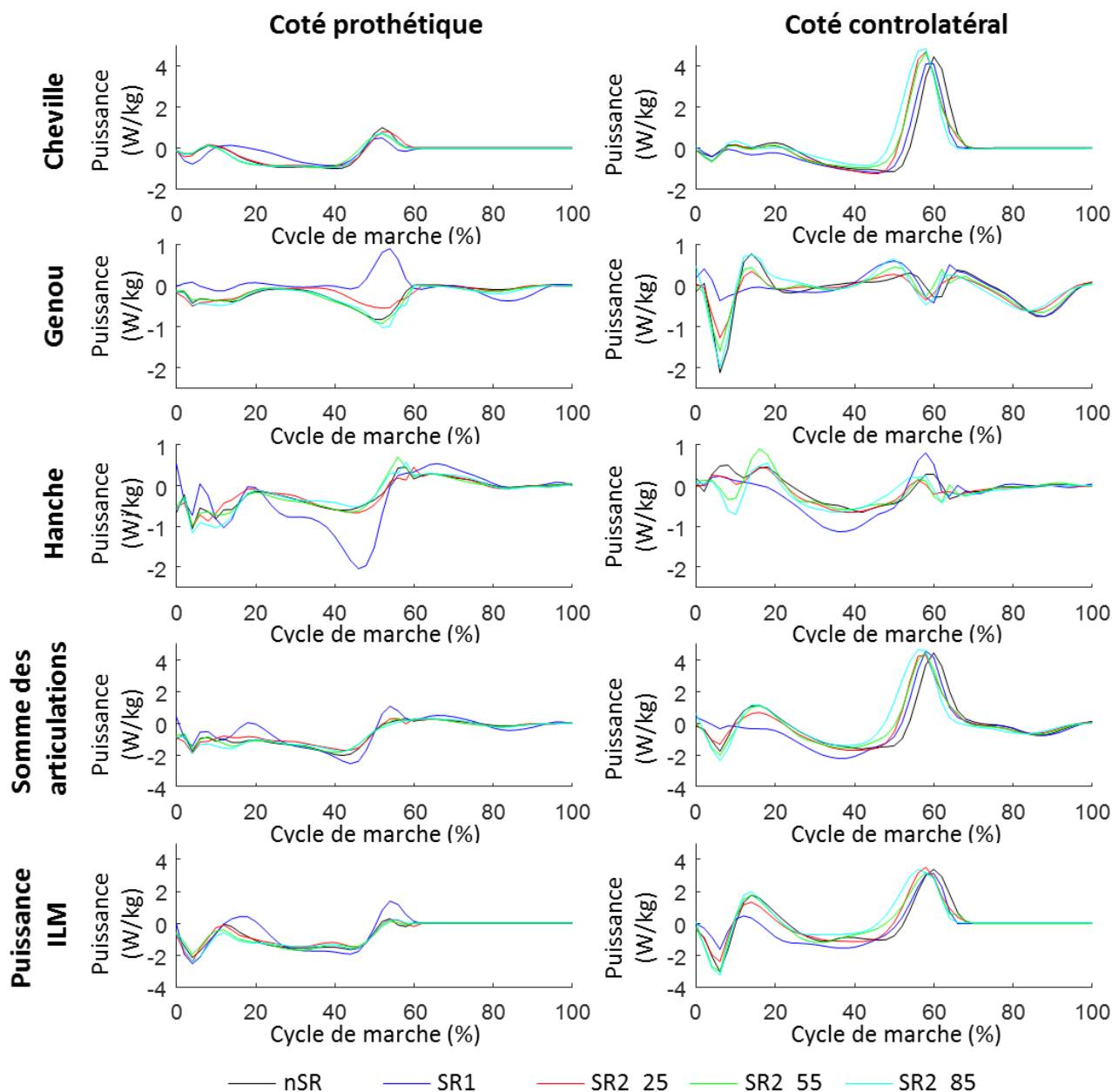


Figure 94 : puissances obtenues pour chaque stratégie de marche. nSR = pas de swing release, SR1 = swing release avec genou en extension, SR2\_XX = swing release avec genou fléchi, pour trois valeurs de  $M_3$  (SR2\_25 :  $M_3 = 0.25 * M_2$ , SR2\_55 :  $M_3 = 0.55 * M_2$ , SR2\_85 :  $M_3 = 0.85 * M_2$ ). ILM = Individual Limb Method, méthode permettant l'obtention de la puissance global du côté considéré (cf (Franz et al. 2012; Zelik & Adamczyk 2016))

#### IV.4.4.b. Comparaison entre stratégie nSR et SR1

Lors de l'utilisation de la stratégie SR1 on observe une augmentation de la vitesse de marche ainsi que de l'angle maximal de flexion du genou prothétique par rapport à la stratégie nSR. Ces observations sont cohérentes avec le fait que les personnes amputées utilisent la stratégie SR1 afin d'obtenir un comportement plus dynamique du genou

Avec la stratégie SR1, il n'y a aucune absorption de puissance au genou prothétique, ce qui est cohérent avec le fait que le genou reste en extension pendant la phase d'appui. On constate en revanche une importante absorption de puissance à la hanche résiduelle cette absorption de puissance est probablement une compensation permettant d'une part de maintenir le genou en extension, et d'autre part de conserver un niveau d'absorption d'énergie de la jambe complète globalement similaire aux autres conditions. On observe

également un pic de puissance positive au genou prothétique lors de la fin de la phase d'appui. Ce pic est dû à la synergie entre le genou et la cheville présente sur le système SYNSYS. Cette synergie permet en effet à une partie de l'énergie restituée dans le pied prothétique d'être transférée de la cheville au genou.

Du côté controlatéral on constate une absence d'absorption d'énergie au genou lors de l'utilisation de la stratégie SR1. Cela s'explique par le fait que lors de l'utilisation de cette stratégie le sujet arrive en appui controlatéral jambe tendue. Cette absence semble en partie compensée par une absorption d'énergie à la hanche plus tard dans le cycle de marche. Ces adaptations sont visibles sur la courbe sommant les puissances de la jambe controlatérale, ou on observe une absence d'absorption d'énergie lors de l'appui talon, compensé par une absence de puissance positive, et une absorption d'énergie en fin de phase d'appui plus importante.

La puissance ILM montre en revanche une absorption d'énergie lors de l'appui talon. Celle-ci provient alors probablement d'une réorganisation du tronc et des membres supérieurs.

La stratégie SR1 résulte donc en un comportement plus dynamique de la prothèse permettant une augmentation de la vitesse de marche, l'utilisation de cette stratégie nécessite cependant de nombreuses compensations.

#### IV.4.4.c. Effet de la stratégie SR2

Les résultats montrent une augmentation de l'angle maximum de flexion du genou prothétique avec la stratégie SR2 par rapport à la stratégie nSR, ce qui suppose une plus grande marge de sécurité lors du passage du pas prothétique. On observe de plus une augmentation de la vitesse de marche, ce qui suggère un comportement plus dynamique du genou. Ces augmentations peuvent atteindre, en fonction du seuil de déverrouillage  $M_3$  des valeurs similaires à celles observées avec la stratégie SR1.

En effet le seuil  $M_3$  a une influence sur les augmentations de l'angle de flexion du genou et de la vitesse de marche. Cela peut s'expliquer par le fait que plus ce seuil est élevé, plus la prothèse libère la flexion tôt dans le cycle de marche, comme illustré sur la Figure 95.

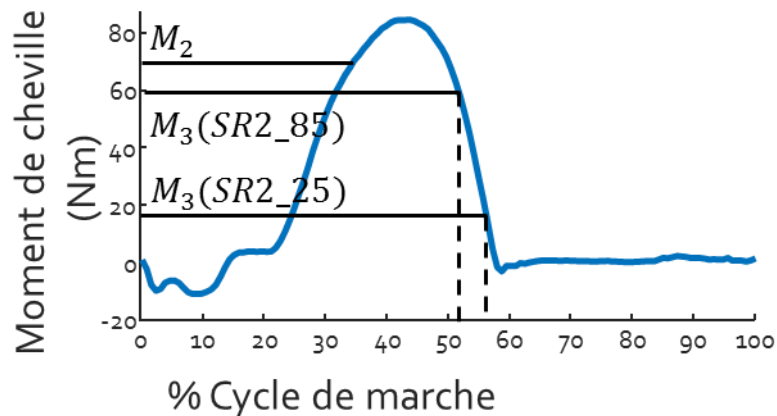


Figure 95 : illustration de l'effet du seuil  $M$

Ces résultats sont cohérents avec les études ayant évalué le comportement du genou Genium, seul genou à microprocesseur permettant une flexion pendulaire en descente de pente. En effet Bell et al. ont testé ce genou sur 12 sujets amputés Transfémoraux marchant dans une pente de  $10^\circ$  et ils rapportent une augmentation de l'angle de flexion maximal du genou prothétique d'une dizaine de degrés et une augmentation de la vitesse de marche de l'ordre de 0.1m/s (Bell et al. 2016). Lura et al. ont comparé le Genium et le C-Leg en descente de pente de 5 et  $10^\circ$  pour 25 sujets TF et rapportent une augmentation de l'angle du genou plus modeste (Lura et al. 2015). Les résultats présentés dans cette étude sont donc similaires à ceux rapportés dans la littérature.

Les puissances aux différentes articulations obtenues avec la stratégie SR2 sont similaires à celles observées avec la stratégie nSR, et ne nécessitent donc pas les compensations observées avec la stratégie SR1. Une différence entre la stratégie nSR et la nouvelle stratégie proposée SR2 est la diminution de l'énergie absorbée au genou controlatéral.

Cette diminution est plus importante pour des valeurs du seuil  $M_3$  plus faible. Comme précédemment cela peut être mis en relation avec le timing de la libération du genou. En effet, un seuil plus faible implique une libération plus tardive du genou, et donc un plus grand support du côté prothétique, expliquant la plus faible absorption d'énergie au genou controlatéral.

Cette nouvelle stratégie semble donc permettre un comportement plus dynamique de la prothèse lors des descentes de pentes de faible inclinaison, sans pour autant nécessiter des compensations importantes comme c'est le cas de la stratégie SR1. Le réglage du seuil  $M_3$  a une influence non-négligeable sur ces résultats, et il est probable que son réglage conduise à un compromis entre dynamisme du genou et support en fin d'appui.

### IV.4.5. Conclusion

Dans cette partie nous avons présenté les modifications apportées à un prototype du système SYNSYS utilisé pour l'étude clinique afin de permettre le test des nouvelles méthodes développées dans cette thèse. Cette modification du prototype conduisant à la perte du marquage CE, il devient alors nécessaire de développer des méthodes permettant le test de cette prothèse.

De telles méthodes ont alors été proposées. Dans le Chapitre IV.2, une méthode de test in vitro permettant de tester les prothèses dans les phases amont de leur développement est présentée puis améliorée de façon à reproduire un chargement plus représentatif de la marche des personnes amputées. Cette machine de test ne permet cependant pas les tests dans toutes les situations. Nous présentons et évaluons donc dans le Chapitre IV.3 une méthode alternative permettant le test des prothèses par des sujets asymptomatiques.

Enfin nous présentons dans le Chapitre IV.4 une nouvelle adaptation du comportement du genou, que nous évaluons à l'aide du prototype de recherche développé dans le Chapitre IV.1 sur un sujet asymptomatique suivant le moyen de test présenté au Chapitre IV.3. Cette nouvelle adaptation consiste en une modification du contrôle de haut niveau du genou prothétique permettant le passage du genou vers un comportement presque libre lors de la phase oscillante des descentes de pentes. Elle a permis une amélioration du comportement du genou prothétique dans cette situation.

## CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

---

L'objectif de ces travaux de thèse était l'amélioration des capacités de reconnaissance et d'adaptation du prototype SYNSYS pour différentes situations de marche incluant, en particulier, la marche en pente et en escaliers. Afin de réaliser cette adaptation, l'état de l'art présenté dans la Partie I a fait ressortir deux approches possibles.

La première de ces approches consiste à reconnaître explicitement les différentes situations de marche. Cette reconnaissance nécessite l'obtention d'une signature caractéristique de la marche dans ces différentes situations. Celle-ci est souvent obtenue dans la littérature, grâce à la fusion de descripteurs dans des modèles construits à l'aide de Machine Learning. L'application de cette approche au système SYNSYS a été explorée lors de travaux précédents, mais les erreurs résiduelles ainsi que les difficultés d'interprétation des approches basées sur le Machine Learning n'ont pas permis leur utilisation pour le contrôle de la prothèse. Afin de reconnaître les situations, il est également possible d'utiliser comme signature de la marche une grandeur biomécanique représentative des différentes situations. Ces grandeurs peuvent être issues de mesures directes de capteurs, ou calculées à partir de modèles et/ou d'hypothèses biomécaniques. Cette approche semble plus pertinente car elle facilite l'interprétabilité de la reconnaissance de situation, cependant les grandeurs biomécaniques utilisables dans ce cadre ne sont pas clairement identifiées dans la littérature.

L'approche, basée sur une reconnaissance de situation, est intéressante, mais la littérature fait également apparaître ses limites, lorsque l'on cherche à classifier certaines activités proches l'une de l'autre, telles que la marche à plat et la marche en pente. Dans ce cas, il semble plus pertinent d'adapter le comportement de la prothèse au niveau du contrôle intermédiaire proportionnellement à des grandeurs biomécaniques représentatives de la situation de marche. Il est cependant nécessaire d'identifier parmi les différentes grandeurs biomécaniques celles qui sont les plus représentatives.

Quelle que soit la stratégie utilisée pour adapter le contrôle de la prothèse, elle nécessite l'identification de grandeurs biomécaniques représentatives de la situation de marche. Nous cherchons, de plus, à adapter la prothèse sans imposer à la personne amputée un pas de transition, les grandeurs recherchées doivent donc permettre une identification anticipée des situations de marche. La littérature ayant étudié l'initiation de la marche rapporte des adaptations posturales anticipatrices (APA) préparant le système locomoteur à son changement de comportement chez le sujet sain. Ces APA sont des adaptations centrales, avec une modification globale de la posture de la personne pouvant être quantifiée à partir de la position du centre de masse. Si de telles adaptations étaient mises en évidence lors des changements de situations, leurs mesures pourraient permettre d'adapter le contrôle de la prothèse. Nous avons donc posé les hypothèses suivantes :

- Il existe des adaptations posturales anticipatrices lors des transitions entre situations.
- Le centre de masse de la personne permet de détecter ces adaptations.

Afin de valider ces hypothèses, nous avons présenté, dans la Partie II, une revue de la littérature se focalisant sur les adaptations du système locomoteur lors des transitions entre situations de marche (plat, pentes et escaliers). Devant le peu d'études sur personnes amputées révélées par cette revue de littérature, nous proposons ensuite une étude de la cinématique du centre de masse chez le sujet amputé transfémoral. Cette partie a alors confirmé l'intérêt de l'obtention de la cinématique du centre de masse pour l'adaptation du contrôle de la prothèse dans les différentes situations de marche.

La cinématique du centre de masse du corps de la personne devrait donc permettre le développement de nouvelles méthodes de contrôle de la prothèse. Cependant, son utilisation pour adapter le comportement de la prothèse nécessite de l'obtenir en temps réel ce qui constitue un verrou scientifique majeur, puisque les méthodes d'analyse du mouvement habituelles, basées sur la capture optoélectronique, ne permettent pas

cette détermination en embarqué sur la prothèse. Pour ce type d'application, plusieurs auteurs utilisent des centrales inertielle (IMUs) afin d'obtenir des grandeurs cinématiques variées tels que les angles des segments ou les trajectoires des articulations de la jambe.

La Partie III s'est donc focalisée sur le traitement des données des centrales inertielle afin d'obtenir le centre de masse de la personne en temps réel à partir de centrales inertielle pouvant être embarquées dans la prothèse. Une attention particulière a également été accordée à la réduction de la puissance de calcul nécessaire afin de permettre l'implémentation des algorithmes sur le microcontrôleur d'une prothèse.

La revue de la littérature, présentée dans le Chapitre III.1, a permis de mettre en évidence des approches intéressantes pour l'obtention de l'orientation de la centrale inertielle, ainsi que des limites pour l'obtention des vitesses et positions à partir d'une IMU sur le tibia. Le Chapitre III.2 s'appuie sur l'état de l'art et a proposé une nouvelle méthode pour l'obtention de l'orientation, de la vitesse et de la trajectoire d'un tibia prothétique. Le Chapitre III.3 continue le développement des méthodes de traitement des centrales inertielle, et propose un algorithme permettant l'obtention de la cinématique du centre de masse de la personne à partir de deux centrales inertielle placées sur les segments tibial et fémoral de la prothèse.

Les algorithmes développés dans cette partie ont été évalués, en post traitement sur des données issues d'acquisitions sur un sujet sain et sur des sujets amputés équipés du système SYNSYS. Cette estimation du centre de masse devrait permettre une différenciation des situations de marche telle que les escaliers pour lesquelles une modification du contrôle de haut niveau de la prothèse serait intéressante. Par ailleurs, l'obtention en temps réel de l'angle du vecteur vitesse du centre de masse a le potentiel de permettre une adaptation fine du contrôle de niveau intermédiaire de la prothèse.

Afin de pouvoir tester ces méthodes en temps réel, il est nécessaire de pouvoir les implémenter dans une prothèse. Cependant, une telle modification de la prothèse lui ferait perdre son habilitation à être utilisée par des personnes amputées. Il devient alors nécessaire de développer des méthodes permettant le test de la prothèse. La Partie IV, focalisée sur ces aspects a présenté le développement d'un prototype dédié à la recherche permettant l'ajout de capteurs ainsi que la modification de son contrôle. Les chapitres suivants ont proposé deux méthodes permettant le test d'une telle prothèse, l'une basée sur un simulateur de marche, permettant de valider le comportement des composants prothétiques dans les phases les plus amont de leur développement, l'autre utilisant une orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée afin de permettre le test des prothèses par des personnes asymptomatiques. Enfin, cette partie est conclue par le test d'une adaptation du contrôle de haut niveau proposé au cours de cette thèse en utilisant les méthodes de test présentées dans cette partie.

L'ajout de capteur et l'amélioration des méthodes de traitement de leurs données réalisées au cours de cette thèse ont, de plus, permis le développement d'autres adaptations de la prothèse affectant le contrôle de haut niveau, par exemple pour verrouiller la prothèse lors des activités statiques, mais aussi le contrôle de niveau intermédiaire, par exemple pour améliorer l'adaptation de la cheville à la surface de marche. Des tests préliminaires ont été conduits et sont en cours de traitement. L'avancée de ces travaux ne nous a cependant pas semblé suffisant pour les inclure dans ce manuscrit.

Une limite importante de la méthode d'évaluation des nouvelles adaptations présentées dans le Chapitre IV.3 est le nombre très faible de sujets disponibles. En effet, l'utilisation de l'orthèse de simulation nécessite un apprentissage pour atteindre un niveau de maîtrise suffisant. Cette évaluation est cependant utile pour vérifier le fonctionnement des adaptations. Cette preuve de concept étant réalisée, le test sur des personnes amputées transfémorales reste indispensable afin de véritablement quantifier leurs apports.

En parallèle des travaux présentés dans ce manuscrit, un second financement issu du Régime d'Appui à l'Innovation Duale (RAPID) et intitulé Croissance de l'Autonomie par Fonctionnalités Avancées d'une

Prothèse Électronique (AAFAPE) a été obtenu. Dans le cadre de ce nouveau projet, une thèse conduite par Christelle REQUENA inclut l'évaluation de l'impact de différents composants prothétiques sur la marche des personnes amputées. Dans ce cadre, un protocole permettant le test, dans un environnement contrôlé, de prothèses non marquées CE ou utilisées hors de leur utilisation normale a été déposé auprès d'un Comité de Protection des Personnes. Ce protocole a récemment été accepté, et ouvre ainsi la possibilité de tester les différentes adaptations du contrôle avec des personnes amputées transfémorales.

Une bonne partie des travaux présentés dans cette thèse est focalisée sur l'obtention de la cinématique du centre de masse en embarqué et en temps réel sur la prothèse. L'exploitation de cette cinématique du centre de masse a cependant tout juste commencé. Nous travaillons en effet actuellement à une adaptation du contrôle de niveau intermédiaire permettant de modifier la résistance à la flexion du genou lors des descentes de pentes exploitant la vitesse du centre de masse. Les premiers essais n'ont pas permis d'obtenir un comportement de la prothèse satisfaisant, mais nous ont donné des pistes d'évolutions. Ce processus itératif se poursuit, avec de nouveaux essais sur sujets asymptomatiques programmés prochainement.

Le contrôle de haut niveau pourrait également profiter de l'obtention de la cinématique du centre de masse. Par exemple, la reconnaissance des escaliers pourrait permettre le développement de stratégies spécifiques. Nous avons vu dans le Chapitre III.3 que la cinématique du centre de masse obtenue à partir de capteurs embarqués pourrait permettre cette reconnaissance grâce à de simples seuils à plusieurs instants du cycle de marche. De plus, les travaux précédents avaient mis en évidence l'intérêt de l'utilisation du calcul des similitudes entre des grandeurs mesurées dans la prothèse et leur valeur de référence dans les différentes situations. L'application de cette technique aux données d'orientation de la vitesse du centre de masse pourrait potentiellement permettre de différencier facilement les différentes situations de marche.

Enfin, le mouvement du centre de masse est une donnée d'entrée nécessaire pour le contrôle de la prothèse basé sur des modèles biomécaniques, qu'il s'agisse de modèles neuromusculaires ou de modèles mécaniques simplifiés.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont été valorisés à travers la participation à deux congrès internationaux et à un congrès national avec publication du résumé dans une revue internationale ainsi qu'avec la publication d'un article dans une revue internationale. Pour continuer à valoriser ces travaux, deux autres articles, correspondant aux Chapitre II.2 et à une partie du Chapitre III.3 sont planifiés.

Nous avons développé, dans ces travaux de thèse, de nombreuses méthodes afin de permettre l'adaptation de la prothèse SYNSYS lors de la marche dans différentes situations. Ces méthodes permettent l'obtention de nouvelles grandeurs biomécaniques telles que les angles des segments tibial et fémoral ou la cinématique du centre de masse. Le développement de contrôle exploitant ces grandeurs est encore en cours, mais des premières adaptations du comportement de la prothèse ont été proposées et éprouvées à travers des preuves de concepts réalisées à l'aide des méthodes de test présentées. La continuité de ces travaux de développement des méthodes d'adaptation de la prothèse sera assurée par une nouvelle thèse en convention CIFRE réalisée par Lucas SEDRAN. De plus, comme évoqué précédemment les méthodes existantes pourront être évaluées avec des personnes amputées dans le cadre du projet AAFAPE.

Certaines méthodes développées au cours de ces travaux de thèse pourraient potentiellement avoir des implications plus larges que le contrôle de prothèse de membres inférieurs. En effet de nombreux auteurs s'intéressent à l'utilisation des centrales inertielles dans le cadre de l'analyse de la marche en situation écologique (Picerno 2017; Jarchi et al. 2018; Weygers et al. 2020), les algorithmes présentés dans ce manuscrit représentent des apports par rapport à la littérature également dans ce contexte. En effet la méthode d'obtention du centre de masse présenté dans ce manuscrit est particulièrement versatile et peut être utilisé dans de très nombreuses situations de marche, contrairement à de nombreuses méthodes existantes. De plus

la méthode utilisant une instrumentation des deux jambes permet également de reconstruire la position des articulations du membre inférieur à chaque instant ce qui représente un apport intéressant pour l'analyse de la marche.

Les algorithmes présentés dans ce manuscrit ont de plus été développées afin d'être utilisable sur des systèmes embarqués. Ils pourraient donc être appliqués pour d'autres systèmes embarqués tels que des dispositifs de suivi d'activité, ou d'autres dispositifs médicaux tels que des orthèses ou des exosquelettes.

Enfin les travaux focalisés sur le simulateur de marche ont potentiellement des applications dans d'autre domaine que le simple test de prothèse. Ce simulateur pourrait par exemple être exploité dans le cadre du test des chaussures, et avec une représentation adéquate du membre inférieur dans le cadre de l'étude du comportement d'orthèse voir d'emboitures pendant la marche.



## LISTE DES FIGURES

---

Figure 1 : définition des termes liés à l'amputation.....	1
Figure 2 : définition des axes et plans anatomiques. L'image originale, publiée sous licence CC BY, est issue de <a href="https://thenounproject.com/marialuisa.iborra/">https://thenounproject.com/marialuisa.iborra/</a> .....	5
Figure 3 : définition des termes utilisés pour décrire les mouvements anatomiques.....	6
Figure 4 : définition des phases et sous-phases du cycle de marche d'après Perry et al. 1992. Les rôles des articulations du genou et de la cheville pour chacune de ces phases sont de plus rapportés. ....	7
Figure 5 : principe de maintien en extension d'une prothèse lors de l'appui talon. A. sans moment d'extension à la hanche l'effort d'exercé par le sol sur le pied passe en arrière de l'axe du genou, créant au centre articulaire un moment de flexion risquant d'entraîner la flexion du genou. B. l'application d'un moment d'extension de hanche permet de réorienter l'effort de façon à créer un moment d'extension au genou assurant son maintien en extension. C. l'ajout d'un système de freinage/verrouillage (système hydraulique représenté) permet de réduire le moment d'extension de hanche nécessaire .....	9
Figure 6 : exemples de genoux prothétiques conventionnels avec 3 systèmes de freinage différents. A - genou mono-axial à frein mécanique : La pièce centrale est constituée de 2 mors se refermant autour d'un axe lors du chargement du genou, réalisant un frein mécanique. B - Genou polycentrique : Ce genou est conçu de manière à ce que, lorsqu'il est en extension, le centre instantané de rotation du genou se trouve plus haut et postérieur par rapport à un genou classique permettant un verrouillage géométrique lors de l'appui talon. C - vue en coupe du genou hydraulique Hytrek™ : Ce genou mono-axial possède un frein hydraulique activé mécaniquement par le chargement de la prothèse. Images fournies par Proteor™ .....	9
Figure 7 : cycle de marche prothétique. Le genou est maintenu en extension pendant la phase d'appui. Cette extension est obtenue à l'appui talon par un moment d'extension exercé par la hanche résiduelle et via l'alignement de la prothèse pendant le reste de la phase d'appui. L'instant du passage en phase oscillante provient d'une combinaison entre l'alignement et le moment de flexion de hanche .....	10
Figure 8 : exemples de pieds prothétiques disponibles. A - pied SACH : pied avec un noyau en bois entouré d'un matériau souple. B - pied ESR : lame en carbone permettant d'emmagasiner de l'énergie et de la restituer lors de la phase de propulsion. Une enveloppe souple (non représentée) permet de donner à la lame une forme similaire à un pied. Images fournies par Proteor™ .....	11
Figure 9 : principe de fonctionnement des trois genoux prothétiques technologiquement différents. A : schéma hydraulique montrant le principe de fonctionnement du C-Leg. B. schéma hydraulique et pneumatique montrant le principe de fonctionnement de l'Orion. C : schéma hydraulique (fluide ferromagnétique) montrant le principe de fonctionnement du Rheo Knee.....	12
Figure 10 : schéma de principe et technologique de 3 pieds-chevilles à microcontrôleur. A : schéma de principe de l'Elan™ (Blatchford™). Cette prothèse combine un pied à restitution d'énergie avec une cheville hydraulique contrôlée par microcontrôleur. B : schéma de principe du Proprio Foot™ (Ossur™). Cette prothèse combine un pied à restitution d'énergie avec un système à vis permettant d'adapter la position la lame en carbone. C : schéma de principe du Meridium™ (Ottobock™) .....	14
Figure 11 : schéma de principe (A) et rendu CAO (B) de la prothèse de cheville active BioM. Images extraites de Au et al. 2009.....	16
Figure 12 : exemples de prothèses actives présentées dans la littérature .....	18
Figure 13 : sujet amputé transfémoral marchant à plat. La jambe amputée est colorée en rouge. ....	21
Figure 14 : sujet amputé transfémoral marchant en descente d'escaliers. La jambe amputée est colorée en rouge.....	22
Figure 15 : sujet amputé transfémoral marchant en descente de pente avec le genou fléchi en phase d'appui. La jambe amputée est colorée en rouge.....	22
Figure 16 : sujet amputée transfémoral marchant en descente de pente avec le genou en extension en phase d'appui. La jambe amputée est colorée en rouge.....	23

Figure 17 : vue d'ensemble du principe de contrôle d'une prothèse. Les capteurs mesurent des paramètres représentatifs de la marche, et les transmettent aux différents niveaux de contrôle. Le niveau haut permet de calculer un état représentatif de la situation de la prothèse et d'en déduire le comportement à adopter. Le niveau moyen utilise cet état ainsi que les mesures issues des capteurs pour affiner le comportement de la prothèse. Le niveau bas assure le suivi par les actionneurs de la consigne définie par les niveaux supérieurs. .... 24

Figure 18 : exemple de machines d'états utilisées pour le contrôle de prothèses dans la littérature. A : state machine du prototype de genou du MIT pour la marche à plat. B : state machine de la première version de la prothèse de l'université Vanderbilt. C : machine d'état de la prothèse de l'université Vanderbilt incluant des modes spécifiques pour la marche, pour le maintien en statique et pour la position assise. .... 25

Figure 19 : modèle neuromusculaire présenté dans Song & Geyer 2015. Ce modèle permet de reproduire la marche bipède sur un terrain inégal à partir de la modélisation du comportement local des muscles. .... 32

Figure 20 : exemple de prothèse capable de faire varier leurs paramètres mécaniques. A : le C-leg peut faire varier l'amortissement du genou en flexion et en extension grâce à deux électrovannes dans son circuit hydraulique. B : le Proprio Foot est capable de modifier la position neutre de l'articulation grâce à un système vis écrou. C Shepherd et Rouse ont proposé un concept de pied-cheville prothétique capable d'adapter la rigidité du pied grâce à la maîtrise du point d'appui d'une lame en flexion..... 34

Figure 21 : Adaptation du comportement du Genium™ (OttoBock™) pendant la phase d'appui d'après Kampas et al. 2017. La résistance du genou ( $R$ ) est dépendante de l'angle du genou ( $KL$ ) et du bras de levier entre l'effort de réaction du sol et l'axe de flexion du genou ( $KL$ ). .... 36

Figure 22 : Adaptation du comportement du Genium™ (OttoBock™) pendant la phase d'appui d'après Seifert 2018. L'adaptation est basée sur le rapport entre l'angle du fémur et l'angle de la corde liant la cheville à la hanche. .... 37

Figure 23 : architecture du prototype SYNSYS. À gauche : schéma hydraulique de principe. À droite : représentation de l'implémentation physique. .... 40

Figure 24 : Contrôle actuellement en place sur le prototype SYNSYS. Le contrôle est basé sur une machine d'état permettant de définir le comportement nominal du frein du genou. .... 41

Figure 25 : effet de la vitesse de marche sur la marche des personnes amputées ..... 43

Figure 26 : marche en descente d'escaliers avec le prototype SYNSYS. .... 44

Figure 27 : modification de la relation entre l'angle du tibia et le couple à la cheville lors de la marche en pente. .... 45

Figure 28 : résultats de la méthode d'estimation de la pente issue de Dauriac et al.2018. Chaque symbole et couleur correspond à un sujet..... 45

Figure 29 : matrice de confusion obtenue sur le jeu de test pour l'arbre de décision et le Support Vector Machine dans Dauriac 2018. .... 47

Figure 30 : Définition des termes pour biblio sur APA ..... 52

Figure 31 : adaptations du système locomoteur rapportées dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une montée de pente..... 53

Figure 32 : adaptations du système locomoteur rapportées dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une montée d'un escalier ou d'une marche. .... 54

Figure 33 : adaptations du système locomoteur dans la littérature pour les sujets sains lors de l'approche d'une descente de pente..... 55

Figure 34 : Vitesse du centre de masse dans différentes situations (de gauche à droite : montée de pente, descente de pente, marche à plat)..... 60

Figure 35 : vitesse utilisée pour la normalisation..... 63

Figure 36 : Vitesse du centre de masse sur les axes antéropostérieur (à droite) et vertical (à gauche) pour les sujets sains (en noir) et les sujets amputés transfémoraux (en bleu) dans différentes situations de marche (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12% et 5%, marche à plat, descente de pente 5% puis 12%,

## Liste des Figures

descente d'escaliers) exprimé en pourcentage du cycle prothétique. Les différences significatives sont obtenu par t-test si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Mann-Whitney sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque. ....	64
Figure 37 : moyenne des vitesses normalisées suivant chaque axe pour chaque situation, pour les sujets amputés (en bleu) et pour les sujets sains (en noir). La seule différence significative relevée est indiquée (en rouge). ....	66
Figure 38 : Angle du vecteur vitesse du centre de masse pour les sujets sains (en noir) et les sujets amputés transfémoraux (en bleu) dans différentes situations de marche (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12% et 5%, marche à plat, descente de pente 5% puis 12%, descente d'escaliers). Les courbes correspondent aux moyennes sur l'ensemble des sujets du groupe, le corridor correspond à $\pm 1$ écart type. Les différences significatives sont obtenu par t-test si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Mann-Whitney sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque. ....	67
Figure 39 : vitesses normalisées du BCoM pour les différentes situations et sur les axes horizontal et vertical. La ligne représente la courbe moyenne et le corridor correspond à plus ou moins une déviation standard. Les différences significatives sont obtenu par une ANOVA pour mesures répétées si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Friedman sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque ou par la p-value. ....	70
Figure 40 : Angle du vecteur vitesse du centre de masse pour les différentes situations de marche. Les différences significatives sont obtenu par une ANOVA pour mesures répétées si le test de Shapiro-Wilk ne rejette pas l'hypothèse de normalité, et par un test de Friedman sinon. Ces différences ( $p < 0.01$ ) sont indiquées par un astérisque ou par la p-value. ....	71
Figure 41 : processus permettant d'obtenir les paramètres cinématiques à partir d'une centrale inertielle.	75
Figure 42 : exemple d'un angle obtenu par intégration du gyroscope et avec l'accéléromètre par rapport à sa valeur de référence. ....	76
Figure 43 : Schéma de principe du filtre complémentaire. ....	78
Figure 44 : Limites du filtre complémentaire. ....	78
Figure 45 : Exemple de schéma de principe d'un filtre complémentaire, présenté dans l'équation (11). ....	79
Figure 46 : à gauche : évolution du centre des pressions exercées par le pied sur le sol (CoP) et du segment tibial dans le repère global. à droite : évolution du CoP dans le repère du segment tibial. Le modèle de Roll Over Shape est superposé. Adapté de Hansen et al. 2004. ....	84
Figure 47 : convention d'axes et noms des angles utilisés dans ce chapitre. ....	85
Figure 48 : variation du gain du filtre complémentaire. ....	86
Figure 49 : illustration de la méthode de calcul de la trajectoire de la prothèse. Un modèle est utilisé pendant la phase d'appui et une double intégration est réalisée pendant la phase oscillante. ....	87
Figure 50 : illustration du calcul de $VK_{diff}@USRO$ ainsi que de l'effet de la correction a posteriori sur un exemple de la composante antéro-postérieur de la vitesse du genou. ....	89
Figure 51 : Illustration de l'effet de la correction a priori sur un exemple de la composante antéro-postérieur de la vitesse du genou. ....	90
Figure 52 : assiette (angle de roulis en bas et de tangage en haut) obtenue avec le système optoélectronique (noir) et avec la centrale inertielle (bleu). La moyenne ainsi que l'enveloppe contenant l'ensemble des cycles sont représentées. ....	92
Figure 53 : placement des capteurs pour l'obtention du BCoM avec les centrales inertielles. ....	100
Figure 54 : définition du modèle cinématique, dans le cas d'un appui à gauche et pour la méthode utilisant 5 IMUs. ....	101
Figure 55 : définition des repères pour le calcul de l'orientation des segments anatomiques. ....	102
Figure 56 : le modèle de pendule inversé roulant sur un arc de cercle utilisé pour le calcul de la vitesse et de la position de la cheville. ....	103

## Liste des Figures

Figure 57 : rappel des notations utilisées pour le calcul de la propagation de la trajectoire et de la vitesse	105
Figure 58 : illustration obtention de l'accélération des articulations à partir des centrales inertielles des segments adjacents.....	106
Figure 59 : Illustration de l'obtention de $UOR0$ pour la méthode avec deux centrales inertielles. ....	109
Figure 60 : sujet sain équipé des 9 centrales inertielles, fixées dans des ancillaires ainsi que de marqueurs retro-réfléchissants sur l'ensemble du corps (à gauche en vue de dos et au centre en vue de face). L'un des ancillaire dans lequel est fixé une centrale inertielle est présenté (à droite). ....	111
Figure 61 : illustration des grandeurs définies lors de l'étape de calibration, pour chacune des deux chaines cinématiques pouvant être utilisé.....	113
Figure 62 : <b>Vitesse du centre de masse</b> obtenue avec la méthode utilisant <b>5 IMUs</b> (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers). ....	114
Figure 63 : <b>Position du centre de masse</b> obtenue avec la méthode utilisant <b>5 IMUs</b> (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers). ....	115
Figure 64 : <b>Vitesse du centre de masse</b> obtenue avec la méthode utilisant <b>2 IMUs</b> (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers). ....	116
Figure 65 : <b>Position du centre de masse</b> obtenue avec la méthode utilisant <b>2 IMUs</b> (en rouge), comparée à la méthode optoélectronique de référence (en bleu) pour les axes antéropostérieur (à gauche) et vertical (à droite) dans chaque situations (de haut en bas : montée d'escaliers, montée de pente 12%, plat, descente de pente 12%, descente d'escaliers). ....	117
Figure 66 : vitesse utilisée pour la normalisation.....	121
Figure 67 : résultats de l'estimation de la vitesse du centre de masse (normalisé) suivant les axes antéropostérieur (en haut) et vertical (au milieu) ainsi que les résultats obtenus pour l'estimation de l'angle du vecteur vitesse. La colonne de gauche correspond à la méthode n'exploitant que deux centrales inertielles, et celle de droite a la méthode exploitant 5 centrales inertielles. ....	122
Figure 68 : circuit hydraulique (à gauche) et architecture globale (à droite) du prototype SYNSYS. ....	125
Figure 69 : structure du programme utilisé sur le prototype de recherche. Après l'étape d'initialisation le programme entre dans une première boucle s'exécutant à 1000Hz et permettant de cadencer l'ensemble de l'algorithme. Une première state machine changeant d'état à 1000Hz permet de réaliser les différentes taches de bas niveaux : lecture des données des capteurs, traitement de ces données, gestion des communications série filaire et Bluetooth. Elle envoie de plus un signal permettant le changement d'état de la machine d'état de marche à 100Hz. ....	126
Figure 70 : photo du banc de test développé par Richter et al. (à gauche), chargement sur l'axe vertical (à droite en haut) et angle de la hanche (à droite en bas) obtenue. ....	128
Figure 71 : illustration du banc de test développé par Marinelli et al. (en haut), chargement sur l'axe vertical (à gauche en bas) et sur l'axe antéropostérieur (à droite en bas) obtenue.....	129
Figure 72 : photo du banc de test développé par Thiele et al. (à gauche), chargement sur les trois axes (à droite en haut) et angle de la hanche du tibia et du genou (à droite en bas) obtenue. ....	130
Figure 73 : exemple de modèle mécanique permettant de reproduire le déplacement du centre de masse des sujets asymptomatiques issue de Lim & Park 2018. Le modèle est un pendule élastique roulant sur un arc de cercle. ....	131

## Liste des Figures

Figure 74 : exemple de « passive dynamique walker » possédant 5 segments articulés reproduisant le mouvement des membres inférieurs, ainsi que des bras oscillant en phase avec les jambes, facilitant l'équilibre du système. Image extraite de Collins et al. 2001.....	131
Figure 75 : Principe de fonctionnement du banc de test proposé.....	132
Figure 76 : comparaison entre le profil d'effort obtenue sur le banc de test proposé et des mesures sur personne amputée transfémorale issue de la littérature (Rutkowska-Kucharska et al. 2017). .....	132
Figure 77 : modélisation de la phase d'appui du banc de test proposé.....	133
Figure 78 : interprétation de l'expression de l'effort d'après le modèle de la phase d'appui.....	134
Figure 79 : A – effort vertical mesuré sur le banc de test (en rouge), et courbe obtenue par optimisation pour approcher l'enveloppe (en bleu). B – Analyse en série de Fourier des oscillations de l'effort vertical. ....	135
Figure 80 : principe de la modification du modèle mécanique proposée .....	136
Figure 81 : architectures testées pour la modification du banc de test.....	137
Figure 82 : résultats obtenus sur le banc de test proposé pour une vitesse de marche de 4 km/h. la ligne correspond au cycle moyen, le corridor inclus tous les cycles.....	138
Figure 83 : banc de test industriel mis en place au centre d'essais de Proteor .....	140
Figure 84 : sujets sains équipés de l'orthèse de simulation en statique (à gauche) et marchant à plat (à droite). .....	141
Figure 85 : sujet amputé TFC03JG, équipé de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps. ....	142
Figure 86 : sujets sains SA01XB équipé de l'orthèse permettant de simuler une emboiture pour personne amputée transfémorale et de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps. ....	143
Figure 87 : représentation des repères anatomiques utilisés ainsi que du modèle inertiel.....	144
Figure 88 : angles articulaires obtenues, dans le plan sagittal, avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor). ....	146
Figure 89 : moments articulaires obtenues, dans le plan sagittal, avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor). ....	147
Figure 90 : puissances articulaires obtenues avec l'orthèse simulant l'emboiture d'une personne amputée transfémorale (ligne) comparé aux données obtenues sur des personnes amputées transfémorales (corridor). .....	148
Figure 91 : machine d'état du prototype de recherche SYNSYS modifié afin de permettre le déverrouillage de la prothèse lors des descentes de pentes. ....	152
Figure 92 : angle maximal du genou prothétique (à gauche), et vitesse de marche (à droite) obtenus pour les différentes conditions testées. nSR = pas de swing release, SR1 = swing release avec genou en extension, SR2_XX = swing release avec genou fléchi, pour trois valeurs de $M3$ ( $SR2_{25} : M3 = 0.25 * M2$ , $SR2_{55} : M3 = 0.55 * M2$ , $SR2_{85} : M3 = 0.85 * M2$ ).....	153
Figure 93 : puissances obtenues pour chaque stratégie de marche. nSR = pas de swing release, SR1 = swing release avec genou en extension, SR2_XX = swing release avec genou fléchi, pour trois valeurs de $M3$ ( $SR2_{25} : M3 = 0.25 * M2$ , $SR2_{55} : M3 = 0.55 * M2$ , $SR2_{85} : M3 = 0.85 * M2$ ).....	154
Figure 94 : illustration de l'effet du seuil M .....	155

## LISTE DES TABLEAUX

---

Tableau 1 : caractéristiques des prototypes de 4 projets de prothèse active pour personnes amputées transfémorales. *le genou n'est actif qu'en phase oscillante .....	17
Tableau 2 : adaptations du système locomoteur des sujets sains lors de transition vers une montée de pente ou d'escalier. Les effets rapportés sont des variations par rapport au pattern de marche en régime permanent dans la première situation (i.e. par rapport à la marche à plat, sauf pour la transition $\uparrow$ pente--> $\downarrow$ pente ou les variations sont rapportées par rapport à la $\uparrow$ pente).....	57
Tableau 3 : adaptation du système locomoteur des sujets sains lors de transition vers une descente de pente ou d'escalier .....	58
Tableau 4 : nombre de cycle total pour chaque situation.....	61
Tableau 5 : Tableau de littérature sur l'estimation de l'assiette d'un segment à partir d'une centrale inertielle lors de la marche. Toutes les études prennent pour référence l'orientation obtenue par une capture optoélectronique. Abréviations utilisées : NL = non linéaire, GV = gain variable .....	77
Tableau 6 : Tableau de littérature sur l'estimation de la trajectoire d'un point ou de la longueur de pas à partir d'une centrale inertielle lors de la marche. Les erreurs exprimées correspondent soit à l'erreur sur l'estimation de la position à la fin de l'acquisition, en pourcentage de la distance totale parcourue (distance imposée) (*) soit au RMSE de l'estimation de la longueur de pas, exprimé en pourcentage de la longueur de pas de référence (longueur de pas imposé ou mesuré d'après la distance parcourue) (**). X est l'axe antéropostérieur, et Y l'axe vertical. ....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Tableau 7 : valeurs numériques des constantes utilisées dans cette étude .....	87
Tableau 8 : données anthropomorphiques des 3 sujets amputés TF participant à l'étude.....	91
Tableau 9 : erreur quadratique moyenne (RMSE) sur l'estimation de l'assiette pour chaque sujet (moyenne (min/max)). Les angles de roulis et de tangage sont dans les plans frontal et sagittal respectivement. ....	93
Tableau 10 : erreur quadratique moyenne (RMSE) sur l'estimation de la trajectoire du genou avec les deux méthodes présentées par rapport à la mesure optoélectronique de référence. ....	93
Tableau 11 : Erreur sur l'estimation de la longueur de pas obtenue avec les deux méthodes présentées par rapport à la mesure optoélectronique de référence. ....	93
Tableau 12 : nombre de cycles pour chaque situation de marche réalisés par le sujet asymptotique. ....	112
Tableau 13 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la <b>vitesse</b> du centre de masse utilisant <b>5 IMUs</b> et la méthode optoélectronique de référence. ....	114
Tableau 14 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la <b>position</b> du centre de masse utilisant <b>5 IMUs</b> et la méthode optoélectronique de référence. ....	115
Tableau 15 : résultats de la comparaison entre méthode de calcul de la <b>vitesse</b> du centre de masse utilisant <b>2 IMUs</b> et la méthode optoélectronique de référence .....	115
Tableau 16 : résultats de la comparaison entre la méthode de calcul de la <b>position</b> du centre de masse utilisant <b>2 IMUs</b> et la méthode optoélectronique de référence. ....	116
Tableau 17 : erreur sur l'estimation de la position du centre de masse pendant la marche dans la cette étude et dans la littérature.....	119
Tableau 18 : données anthropométriques des sujets ayant participé à cette étude. ....	143
Tableau 19 : définition des repères anatomiques et du modèle inertiel utilisé. ....	144
Tableau 20 : vitesse de marche pour tous les sujets dans les différentes situations. ....	145
Tableau 21 : Durée phase appui moyenne.....	149

## RÉFÉRENCES

---

- Acasio JC, Shojaei I, Banerjee R, Dearth CL, Bazrgari B, Hendershot BD. 2019. Trunk-Pelvis motions and spinal loads during upslope and downslope walking among persons with transfemoral amputation. *J Biomech* [Internet]. 95:109316. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109316>
- Adamczyk PG, Kuo AD. 2015. Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-off Deficiency in Unilateral Amputees. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 23(5):776–785.
- Afshar PN, Ren L. 2012. Dynamic Stability of Passive Bipedal Walking on Rough Terrain: A Preliminary Simulation Study. *J Bionic Eng.* 9(4):423–433.
- Aghasadeghi N, Zhao H, Hargrove LJ, Ames AD, Perreault EJ, Bretl T. 2013. Learning impedance controller parameters for lower-limb prostheses. *IEEE Int Conf Intell Robot Syst.*:4268–4274.
- 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):356–363.
- Ambrozic L, Gorsic M, Geeroms J, Flynn L, Molino Lova R, Kamnik R, Munih M, Vitiello N. 2014. CYBERLEGS: A user-oriented robotic transfemoral prosthesis with whole-body awareness control. *IEEE Robot Autom Mag.* 21(4):82–93.
- Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz PF, Robert P. 2002. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech.* 35(5):689–699.
- Amma R, Hisano G, Murata H, Major MJ, Takemura H, Hobara H. 2021. Inter-limb weight transfer strategy during walking after unilateral transfemoral amputation. *Sci Rep.* 11(1):1–10.
- Antoniak G, Biswas T, Cortes N, Chun C, Bhandawat V. 2019. Spring-loaded inverted pendulum goes through two contraction-extension cycles during the single stance phase of walking. *Biol Open.* 8(6).
- Au SK, Herr H, Weber J, Martinez-Villalpando EC. 2007. Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol - Proc.*:3020–3026.
- Au SK, Herr HM. 2008. Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robot Autom Mag.* 15(3):52–59.
- Au SK, Weber J, Herr H. 2009. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Trans Robot.* 25(1):51–66.
- Auberger R, Seyr M, Mandl C, Seifert D, Dietl H. 2018. Method for Controlling an Artificial Orthotic or Prosthetic Kneejoint.
- Azocar AF, Mooney LM, Duval JF, Simon AM, Hargrove LJ, Rouse EJ. 2020. Design and clinical implementation of an open-source bionic leg. *Nat Biomed Eng.* 4(10):941–953.
- Barnett CT, Polman RCJ, Vanicek N. 2014. Longitudinal changes in transtibial amputee gait characteristics when negotiating a change in surface height during continuous gait. *Clin Biomech.* 29(7):787–793.
- Begg RK, Sparrow WA. 2000. Gait Characteristics of Young and Older Individuals Negotiating a Raised Surface : Implications for the Prevention of Falls. 55(3):147–154.
- Bell AL, Brand RA, Pedersen DR. 1989. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum Mov Sci.* 8(1):3–16.
- Bell EM, Pruziner AL, Wilken JM, Wolf EJ. 2016. Performance of conventional and X2® prosthetic knees during slope descent. *Clin Biomech.* 33(February):26–31.
- Bellmann M, Köhler TM, Schmalz T. 2019. Comparative biomechanical evaluation of two technologically

## Références

- different microprocessor-controlled prosthetic knee joints in safety-relevant daily-life situations. *Biomed Tech.* 64(4):407–420.
- Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. 2010. Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints. *Arch Phys Med Rehabil.* 91(4):644–652.
- Bergamini E, Ligorio G, Summa A, Vannozzi G, Cappozzo A, Sabatini AM. 2014. Estimating Orientation Using Magnetic and Inertial Sensors and Different Sensor Fusion Approaches: Accuracy Assessment in Manual and Locomotion Tasks. *Sensors.* 14(10):18625–18649.
- Betker AL, Szturm T, Moussavi Z. 2007. Center of Mass Approximation During Walking as a Function of Trunk and Swing Leg Acceleration. In: *Proc 28th IEEE EMBS Annu Int Conf.* [place unknown]; p. 3435–3438.
- Bland MJ, Altman DG. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 327(8476):307–310.
- Bonnet X, Villa C, Fodé P, Lavaste F, Pillet H. 2014. Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 228(1):60–66.
- Buckley JG, Spence WD, Solomonidis SE. 1997. Energy cost of walking: Comparison of “intelligent prosthesis” with conventional mechanism. *Arch Phys Med Rehabil.* 78(3):330–333.
- Bukowski EL. 2006. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, ed 3. *Phys Ther.* 86(4):595–596.
- Calusdian J. 2010. A personal navigation system based on inertial and magnetic field measurements. Monterey, California: Naval Postgraduate School.
- Cappozzo A, Leo T, Pedotti A. 1975. A general computing method for the analysis of human locomotion. *J Biomech.* 8(5):307–320.
- Cappozzo A, Leo T, Sandrolini Cortesi S. 1980. A polycentric knee-ankle mechanism for above-knee prostheses. *J Biomech.* 13(3):231–239.
- Cardillo G. 2009. MYFRIEDMAN: Friedman test for non parametric two way ANalysis Of VAriance [Internet]. <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/25882>
- Carney ME, Herr H. 2020. Electric-Energetic Consequences of Springs in Lower-Extremity Powered Prostheses on Varied Terrain. In: *Proc IEEE RAS EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatronics.* Vol. 2020-Novem. [place unknown]; p. 989–996.
- Cempini M, Hargrove L, Lenzi T. 2017. Design, Development, and Bench-Top Testing of a Powered Polycentric Ankle Prosthesis. In: *2017 IEEE/RSJ Int Conf Intell Robot Syst.* Vancouver.
- Clausen AV. 2009. Transfemoral Prosthetic Systems and Methods for Operating the Same. (12).
- Clausen AV, Ragnarsdottir HG, Jonsson H, MacDonald P. 2009. Systems and methods for adjusting the angle of a prosthetic ankle based on a measured surface angle. *US Pat.*
- Collins SH, Kuo AD. 2010. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. *PLoS One.* 5(2).
- Collins SH, Wisse M, Ruina A. 2001. A Three-Dimensional Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees. *Int J Rob Res.* 20(7):607–615.
- Colton S. 2007. The balance filter. [place unknown].
- Cutti AG, Verni G, Migliore GL, Amoresano A, Raggi M. 2018. Reference values for gait temporal and loading



- symmetry of lower-limb amputees can help in refocusing rehabilitation targets. *J Neuroeng Rehabil.* 15(Suppl 1):30–40.
- Datta D, Howttt J. 1998. Conventional versus microchip controlled pneumatic swing phase control for transfemoral amputees: User’s verdict. *Prosthet Orthot Int.* 22(2):129–135.
- Dauriac B. 2018. Contribution à la mise en œuvre et l’évaluation de technologies embarquées pour l’appareillage de personnes amputées du membre inférieur. Paris: École Nationale Supérieure d’Arts et Métiers.
- David Li Y, Hsiao-Wecksler ET. 2013. Gait mode recognition and control for a portable-powered ankle-foot orthosis. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* [place unknown].
- Davis R, Richter H, Simon D, Van Den Bogert A. 2014. Evolutionary optimization of ground reaction force for a prosthetic leg testing robot. In: *Proc Am Control Conf.* Portland, OR, USA; p. 4081–4086.
- Dawley JA, Fite KB, Fulk GD. 2013. EMG control of a bionic knee prosthesis: Exploiting muscle co-contractions for improved locomotor function. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* Seattle, WA, USA.
- Dejnabadi H, Jolles BM, Casanova E, Fua P, Aminian K. 2006. Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Trans Biomed Eng.* 53(7):1385–1393.
- Dempster WT. 1955. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects other body with special reference to the limbs. [place unknown].
- Diaz JP, Da Silva RL, Zhong B, Huang HH, Lobaton E. 2018. Visual Terrain Identification and Surface Inclination Estimation for Improving Human Locomotion with a Lower-Limb Prosthetic. In: *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS.* Vol. 2018-July. [place unknown]; p. 1817–1820.
- Djurić Z. 2000. Mechanisms of noise sources in microelectromechanical systems. *Microelectron Reliab.* 40(6):919–932.
- Dyck WR, Onyshko S, Hobson DA, Winter DA, Quanbury AO. 1975. A voluntarily controlled electrohydraulic above knee prosthesis. *Bull Prosthet Res.* 10(23):169–186.
- 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):164–173.
- Ekkachai K, Nilkhamhang I. 2016. Swing phase control of semi-active prosthetic knee using neural network predictive control with particle swarm optimization. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 24(11):1169–1178.
- Elery T, Rezazadeh S, Nesler C, Gregg RD. 2020. Design and validation of a powered knee-ankle prosthesis with high-torque, low-impedance actuators. *IEEE Trans Robot.* 36(6):1649–1668.
- Ernst M, Altenburg B, Bellmann M, Schmalz T. 2017a. Standing on slopes - How current microprocessor-controlled prosthetic feet support transtibial and transfemoral amputees in an everyday task. *J Neuroeng Rehabil.* 14(1):1–16.
- Ernst M, Altenburg B, Bellmann M, Schmalz T. 2017b. Standing on slopes - How current microprocessor-controlled prosthetic feet support transtibial and transfemoral amputees in an everyday task. *J Neuroeng Rehabil.* 14(1):1–16.
- Esposito ER, Whitehead JMA, 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):311–319.
- Esser P, Dawes H, Collett J, Howells K. 2009. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *J Biomech.* 42(10):1578–1581.
- Fairbanks D, Zoss A, Pillai M, Schwartz M, Harding N, Rosa M, Lambrecht B, Kruse S, Kazerooni H. 2009. Semi-

## Références

actuated transfemoral prosthetic knee.

Fasel B, Spörri J, Schütz P, Lorenzetti S, Aminian K. 2017. An inertial sensor-based method for estimating the athlete's relative joint center positions and center of mass kinematics in alpine ski racing. *Front Physiol.* 8(NOV):1–11.

Ferreira C, Reis Luis Paulo, Santos CP. 2016. Review of Control Strategies for Lower Limb Prostheses. In: Reis Luís Paulo, Moreira AP, Lima PU, Montano L, Muñoz-Martinez V, editors. *Robot 2015 Second Iber Robot Conf.* Cham: Springer International Publishing; p. 209–220.

Fite K, Mitchell J, Sup F, Goldfarb M. 2007. Design and control of an electrically powered knee prosthesis. 2007 IEEE 10th Int Conf Rehabil Robot ICORR'07.(July):902–905.

Floor-Westerdijk MJ, Schepers HM, Veltink PH, Van Asseldonk EHF, Buurke JH. 2012. Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. *IEEE Trans Biomed Eng.* 59(7):2080–2084.

Fluit R, Prinsen EC, Wang S, Van Der Kooij H. 2020. A Comparison of Control Strategies in Commercial and Research Knee Prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng.* 67(1):277–290.

Flynn L, Geeroms J, Jimenez-Fabian R, Vanderborght B, Lefeber D. 2015. CYBERLEGS Beta-Prosthesis active knee system. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2015-Sept:410–415.

Flynn L, Geeroms J, Jimenez-Fabian R, Vanderborght B, Vitiello N, Lefeber D. 2015. Ankle-knee prosthesis with active ankle and energy transfer: Development of the CYBERLEGS Alpha-Prosthesis. In: *Rob Auton Syst.* [place unknown].

Franz JR, Lyddon NE, Kram R. 2012. Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *J Biomech* [Internet]. 45(2):257–262. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.034>

Gabert L, Hood S, Tran M, Cempini M, Lenzi T. 2020. A compact, lightweight robotic ankle-foot prosthesis: Featuring a powered polycentric design. *IEEE Robot Autom Mag.* 27(1):87–102.

Gard SA. 2016. The Influence of Prosthetic Knee Joints on Gait. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, Selbie WS, editors. *Handb Hum Motion.* Cham: Springer International Publishing; p. 1–24.

Gardinier ES, Kelly BM, Wensman J, Gates DH. 2018. A controlled clinical trial of a clinically-tuned powered ankle prosthesis in people with transtibial amputation. *Clin Rehabil.* 32(3):319–329.

Garofalo P. 2010. Development of motion analysis protocols based on inertial sensors. [Phd Thesis]. Bologna: University of Bologna.

Gates DH, Aldridge JM, Wilken JM. 2013. Kinematic comparison of walking on uneven ground using powered and unpowered prostheses. *Clin Biomech.* 28(4):467–472.

Geeroms J, Flynn L, Jimenez-Fabian R, Vanderborght B, Lefeber D. 2017. Design and Energetic Evaluation of a Prosthetic Knee Joint Actuator with a Lockable Parallel Spring. *Bioinspir Biomim.* 12(2):1–22.

Geyer H, Herr H. 2010. A Muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 18(3):263–273.

Geyer H, Seyfarth A, Blickhan R. 2003. Positive force feedback in bouncing gaits? *Proc R Soc B Biol Sci.* 270(1529):2173–2183.

Geyer H, Thatte N, Duan H. 2017. Toward Balance Recovery with Active Leg Prostheses Using Neuromuscular Model Control. In: *Converging Clin Eng Res Neurorehabilitation II Biosyst Biorobotics.* [place unknown]; p. 649–652.

## Références

- Glanzer EM, Adamczyk PG. 2018. Design and Validation of a Semi-Active Variable Stiffness Foot Prosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 26(12):2351–2359.
- Gottschall JS, Okorokov DY, Okita N, Stern KA. 2011. Walking strategies during the transition between level and hill surfaces. *J Appl Biomech.* 27(4):355–361.
- 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(6):801–806.
- Gregory Hong YN, Lee J, Shin CS. 2018. Transition versus continuous slope walking: Adaptation to change center of mass velocity in young men. *Appl Bionics Biomech.* 2018.
- Grimes DL. 1979. An active multi-mode above-knee prosthesis controller. Cambridge, MA, USA: Massachusetts Institute of Technology.
- Grimes DL, Flowers WC. 1982. Multi-Mode Above-Knee Prosthesis Controller. *IFAC Proc Vol.* 15(2):43–53.
- Ha KH, Varol HA, Goldfarb M. 2010. Myoelectric control of a powered knee prosthesis for volitional movement during non-weight-bearing activities. 2010 Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBC'10.:3515–3518.
- 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):207–217.
- Hahn A, Sreckovic I, Reiter S, Mileusnic M. 2018. First results concerning the safety, walking, and satisfaction with an innovative, microprocessor-controlled four-axes prosthetic foot. *Prosthet Orthot Int.* 42(3):350–356.
- Hansen A, Starker F. 2017. Prosthetic Foot Principles and Their Influence on Gait. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, Selbie WS, editors. *Handb Hum Motion.* Cham: Springer International Publishing; p. 1–15.
- Hansen AH, Childress DS. 2004. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. *J Rehabil Res Dev.* 41(4):547–553.
- Hansen AH, Childress DS, Knox EH. 2000. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthet Orthot Int.* 24(3):205–215.
- Hansen AH, Childress DS, Knox EH. 2004. Roll-over shapes of human locomotor systems: Effects of walking speed. *Clin Biomech.* 19(4):407–414.
- Hansen AH, Childress DS, Miff SC. 2004. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. *Hum Mov Sci.*
- Hansen AH, Wang CC. 2010. Effective rocker shapes used by able-bodied persons for walking and fore-aft swaying: Implications for design of ankle-foot prostheses. *Gait Posture.* 32(2):181–184.
- Herdt A. 2012. Model predictive control of a humanoid robot. Paris, FR: École nationale supérieure des mines de Paris.
- Herr H, Wilkenfeld A. 2003. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee. *Ind Rob.* 30(1):42–55.
- Herr HM, Casler R, Zhixiu H. 2013. Hybrid terrain-adaptative lower-extremity systems.
- Herr HM, Grabowski AM. 2012. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. 279(1728):457–464.
- Herr HM, Wilkenfeld A, Bleck O. 2003. Seed-adaptative and patient-adaptative prosthetic knee.
- Herr HM, Williams C, Barnhart CE, Han Z, Rohrs CE, Casler RJ. 2012. BIOMIMETIC TRANSFEMORAL PROSTHESIS.

## Références

- Herr HM, Williams C, Barnhart CE, Han Z, Rohrs CE, Casler RJ. 2017. Biomimetic transfemoral prosthesis.
- Hitt JK, Bellman R, Holgate M, Sugar TG, Hollander KW. 2007. The sparky (spring ankle with regenerative kinetics) project: Design and analysis of a robotic transtibial prosthesis with regenerative kinetics. In: Proc ASME Int Des Eng Tech Conf Comput Inf Eng Conf DETC2007. Las Vegas, NV, USA; p. 1587–1596.
- Hitt JK, Sugar TG, Holgate M, Bellman R. 2010. An active foot-ankle prosthesis with biomechanical energy regeneration. *J Med Devices, Trans ASME*. 4(1):1–9.
- Hogan N. 1985. Impedance control: An approach to manipulation. *J Dyn Syst Meas Control Trans ASME*. 107(1):1–7.
- Holgate MA, Sugar TG, Böehler AW. 2009. A novel control algorithm for wearable robotics using phase plane invariants. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom.*:3845–3850.
- Honeycutt C, Sushko J, Reed KB. 2011. Asymmetric passive dynamic walker. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. Zurich, Switzerland; p. 0–5.
- Hoover CD, Fulk GD, Fite KB. 2012. The Design and Initial Experimental Validation of an Active Myoelectric Transfemoral Prosthesis. *J Med Devices, Trans ASME*. 6(1):1–12.
- Hoover CD, Fulk GD, Fite KB. 2013. Stair ascent with a powered transfemoral prosthesis under direct myoelectric control. *IEEE/ASME Trans Mechatronics*. 18(3):1191–1200.
- Horn GW. 1972. Electro-control: an EMG-controlled A/K prosthesis. *Med Biol Engng*. 10:61–73.
- Houdijk H, Wezenberg D, Hak L, Cutti AG. 2018. Energy storing and return prosthetic feet improve step length symmetry while preserving margins of stability in persons with transtibial amputation. *J Neuroeng Rehabil*. 15(Suppl 1).
- Huang S, Wensman JP, Ferris DP. 2014. An experimental powered lower limb prosthesis using proportional myoelectric control. *J Med Devices, Trans ASME*. 8(2):1–5.
- Huang S, Wensman JP, Ferris DP. 2016. Locomotor Adaptation by Transtibial Amputees Walking with an Experimental Powered Prosthesis under Continuous Myoelectric Control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 24(5):573–581.
- Huang Y, Jirattigalachote W, Cutkosky MR, Zhu X, Shull PB. 2016. Novel Foot Progression Angle Algorithm Estimation via Foot-Worn, Magneto-Inertial Sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*.
- Ingraham KA, Choi H, Gardinier ES, Remy CD, Gates DH. 2018. Choosing appropriate prosthetic ankle work to reduce the metabolic cost of individuals with transtibial amputation. *Sci Rep*. 8(1):1–12.
- ISO. 2016a. BSI Standards Publication Prosthetics — Testing of ankle- foot devices and foot units — Requirements and test methods ( ISO 22675 : 2016 ). [place unknown].
- ISO. 2016b. BSI Standards Publication Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods ( ISO 10328 : 2016 ). [place unknown].
- Jarchi D, Pope J, Lee TKM, Tamjidi L, Mirzaei A, Sanei S. 2018. A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE Rev Biomed Eng*. 11(c):177–194.
- Jones SF, Twigg PC, Scally AJ, Buckley JG. 2005. The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees when stepping up and stepping down to a new level. *Clin Biomech*. 20(4):405–413.
- Jones SF, Twigg PC, Scally AJ, Buckley JG. 2006. The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clin Biomech*. 21(2):184–193.
- Kalman RE. 1960. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *J Basic Eng*. 82(1):35–45.

## Références

- Kampas P, Seyr M, Boiten H, Kaltenborn S. 2017. Method for controlling an orthotic or prosthetic joint of a lower extremity.
- Kannape OA, Herr HM. 2014. Volitional control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis during stair-ambulation. 2014 36th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBC 2014.:1662–1665.
- Karatsidis A, Jung M, Schepers HM, Bellusci G, de Zee M, Veltink PH, Andersen MS. 2019. Musculoskeletal model-based inverse dynamic analysis under ambulatory conditions using inertial motion capture. *Med Eng Phys.* 65:68–77.
- Van Keeken HG, Vrieling AH, Hof AL, Postema K, Otten B. 2012. Principles of obstacle avoidance with a transfemoral prosthetic limb. *Med Eng Phys.*
- Kendell C, Lemaire ED, Kofman J, Dudek N. 2016. Gait adaptations of transfemoral prosthesis users across multiple walking tasks. *Prosthetics Orthot Int (position COP A/P+equilibre).*
- Kikuchi T, Fujino R, Igarashi K, Koganezawa K. 2018. Non-energized above knee prosthesis enabling stairs ascending and descending with hydraulic flow controller. *J Robot Mechatronics.* 30(6):892–899.
- Kim J, Wensman J, Colabianchi N. 2020. The Influence of Powered Prostheses on User Perspectives, Metabolics and Activity : A Randomized Crossover Trial. *J Neuroeng Rehabil.*:1–15.
- Kimura H, Tsuchiya K, Ishiguro A. 2006. Adaptive Motion of Animals and Machines. Springer. Witte H, editor. Tokyo.
- Ko CY, Kim SB, Kim JK, Chang Y, Kim S, Ryu J, Mun M. 2014. Comparison of ankle angle adaptations of prosthetic feet with and without adaptive ankle angle during level ground, ramp, and stair ambulations of a transtibial amputee: A pilot study. *Int J Precis Eng Manuf.* 15(12):2689–2693.
- 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.
- Koganezawa K, Fujimoto H, Kato I. 1987. Multifunctional above-knee prosthesis for stairs' walking. *Prosthet Orthot Int.* 11:139–145.
- Labarrière F, Thomas E, Calistri L, Optasanu V, Gueugnon M, Ornetti P, Laroche D. 2020. Machine learning approaches for activity recognition and/or activity prediction in locomotion assistive devices—a systematic review. *Sensors (Switzerland).* 20(21):1–30.
- Lambrecht BGA. 2008. Design of a hybrid passive-active prosthesis for above-knee amputees. Berkeley, CA, USA: University of California, Berkeley.
- Lambrecht BGA, Kazerooni H. 2009. Design of a semi-active knee prosthesis. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom.*:639–645.
- Langlois D. 2008. Reactive Layer Control System for Prosthetic and Orthotic Devices. Search.
- Langlois D, Rittenhouse M, Roy Y. 2018. Prosthetic and orthotic devices and methods and systems for controlling the same.
- Laschowski B, McPhee J, Andrysek J. 2019. Lower-Limb Prostheses and Exoskeletons With Energy Regeneration: Mechatronic Design and Optimization Review. *J Mech Robot.* 11(4):1–43.
- 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.
- Lee J, Bartlett HL, Goldfarb M. 2020. Design of a Semi-Powered Stance-Control Swing-Assist Transfemoral Prosthesis. *IEEE/ASME Trans Mechatronics.* 25(1):175–184.

## Références

- Lee JT, Goldfarb M. 2020. Swing-Assist for Enhancing Stair Ambulation in a Primarily-Passive Knee Prosthesis. In: Proc - IEEE Int Conf Robot Autom. [place unknown]; p. 740–746.
- Lenzi T, Cempini M, Hargrove LJ, Kuiken TA. 2017. Actively variable transmission for robotic knee prostheses. In: Proc - IEEE Int Conf Robot Autom. [place unknown]; p. 6665–6671.
- Lenzi Tommaso, Hargrove L, Sensinger J. 2014. Speed-adaptation mechanism: Robotic prostheses can actively regulate joint torque. *IEEE Robot Autom Mag.* 21(4):94–107.
- Lenzi T., Hargrove LJ, Sensinger JW. 2014. Minimum jerk swing control allows variable cadence in powered transfemoral prostheses. 2014 36th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBC 2014.(September):2492–2495.
- Lenzi T, Sensinger J, Lipsey J, Hargrove L, Kuiken T. 2015. Design and preliminary testing of the RIC hybrid knee prosthesis. In: Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS. [place unknown].
- Lepers R, Brenière Y. 1995. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Exp Brain Res.* 107(1):118–124.
- De Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertial parameters. *J Biomech.* 29(9):1223–1230.
- Lim CH, Ong LY, Lim TS, Koo VC. 2016. Kalman Filtering and Its Real-Time Applications. In: Jian K, editor. *Real-time Syst.* Rijeka: IntechOpen.
- Lim H, Park S. 2018. Kinematics of lower limbs during walking are emulated by springy walking model with a compliantly connected, off-centered curvy foot. *J Biomech.* 71:119–126.
- Van Der Linde H, Hofstad CJ, Geurts ACH, Postema K, Geertzen JHB, Van Limbeck J. 2004. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J Rehabil Res Dev.* 41(4):555–570.
- Lintmeijer LL, Faber GS, Kruk HR, van Soest AJK, Hofmijster MJ. 2018. An accurate estimation of the horizontal acceleration of a rower's centre of mass using inertial sensors: a validation. *Eur J Sport Sci.* 18(7):940–946.
- Liu M, Wang D, Helen Huang H. 2016. Development of an Environment-Aware Locomotion Mode Recognition System for Powered Lower Limb Prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*
- Logar G, Ivanic Z, Munih M. 2019. Wearable Sensory Apparatus Performance While Using Inertial Measurement Units. In: Carrozza MC, Micera S, Pons JL, editors. *Wearable Robot Challenges Trends.* Cham: Springer International Publishing; p. 23–27.
- 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):175–181.
- Madgwick SOH, Harrison AJL, Vaidyanathan R. 2011. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In: 2011 IEEE Int Conf Rehabil Robot. Zurich: IEEE; p. 1–7.
- Mahony R, Hamel T, Pflimlin JM. 2008. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *IEEE Trans Automat Contr.* 53(5):1203–1218.
- Mariani B. 2012. Assessment of Foot Signature Using Wearable Sensors for Clinical Gait Analysis and Real-Time Activity Recognition [Phd Thesis]. Lausanne, Switzerland: École polytechnique fédérale de Lausanne.
- Mariani B, Hoskovec C, Rochat S, Büla C, Penders J, Aminian K. 2010. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *J Biomech.* 43(15):2999–3006.
- Marinelli C, Giberti H, Resta F. 2017. In vitro test method for the development of intelligent lower limb prosthetic devices. *Biocybern Biomed Eng.* 37(1):11–23.

## Références

- Markowitz J, Krishnaswamy P, Eilenberg MF, Endo K, Chris CB, Herr H. 2011. Speed adaptation in a powered transtibial prosthesis controlled with a neuromuscular model. *Philos Trans R Soc B Biol Sci.* 366(1570):1621–1631.
- Martin J, Pollock A, Hettinger J. 2010. Microprocessor lower limb prosthetics: Review of current state of the art. *J Prosthetics Orthot.* 22(3):183–193.
- Martinez-Villalpando EC, Herr H. 2009. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking. *J Rehabil Res Dev.* 46(3):361–373.
- Mazzà C, Donati M, McCamley J, Picerno P, Cappozzo A. 2012. An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. *Gait Posture.* 35(1):138–142.
- McFadyen BJ, Carnahan H. 1997. Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans. *Exp Brain Res.* 114(3):500–506.
- McGeer T. 1990. Passive Dynamic Walking. *Int J Rob Res.* 9(2):62–82.
- Mendez J, Hood S, Gunnel A, Lenzi T. 2020. Powered knee and ankle prosthesis with indirect volitional swing control enables level-ground walking and crossing over obstacles. *Sci Robot.* 5(44):eaba6635.
- Meng X, Yu Z, Huang G, Chen X, Qi W, Huang Q, Su B. 2019. Walking Control of Biped Robots on Uneven Terrains Based on SLIP Model. In: *Int Conf Adv Robot its Soc Impacts.* [place unknown]; p. 174–179.
- 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.
- Moore ST, MacDougall HG, Gracies JM, Cohen HS, Ondo WG. 2007. Long-term monitoring of gait in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 26(2):200–207.
- Morgenroth DC, Roland M, Pruziner AL, Czerniecki JM. 2018. Transfemoral amputee intact limb loading and compensatory gait mechanics during down slope ambulation and the effect of prosthetic knee mechanisms. *Clin Biomech.* 55(April):65–72.
- Moser D, Abimosleh F, Zahedi MS, Harris G, Lang ST, Sykes AJ. 2008. a Prosthetic Ankle and Foot Combination.
- Mosler L. 2012. Artificial foot.
- Mosler L, Pawlik R, Schorg J, Kaltenborn S, Zarling S, Schneider G. 2014. Passive orthopedic aid in the form of a foot prosthesis or foot orthosis.
- Müßig JA, Brauner T, Kröger I, Varady PA, Brand A, Klöpfer-Krämer I, Simmel S, Horstmann T, Augat P. 2019. Variability in trunk and pelvic movement of transfemoral amputees using a C-leg system compared to healthy controls. *Hum Mov Sci [Internet].* 68(June):102539. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102539>
- Myklebust H, Gløersen Ø, Hallén J. 2015. Validity of ski skating center-of-mass displacement measured by a single inertial measurement unit. *J Appl Biomech.* 31(6):492–498.
- Naseri A, Grimmer M, Seyfarth A, Ahmad Sharbafi M. 2020. Neuromechanical force-based control of a powered prosthetic foot. *Wearable Technol.* 1:1–17.
- Nickel EA, Sensinger JW, Hansen AH. 2014. Passive prosthetic ankle-foot mechanism for automatic adaptation to sloped surfaces. *J Rehabil Res Dev.* 51(5):803–814.
- Okita Y, Yamasaki N, Nakamura T, Kubo T, Mitsumoto A, Akune T. 2018. Kinetic differences between level walking and ramp descent in individuals with unilateral transfemoral amputation using a prosthetic knee without a stance control mechanism. *Gait Posture [Internet].* 63(January):80–85. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.043>

## Références

- Ottobock. 2014. Genium X3 brochure [Internet]. <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/genium-x3/>
- Pacini Panebianco G, Bisi MC, Stagni R, Fantozzi S. 2018. Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review: Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements. *Gait Posture*. 66:76–82.
- Parri A, Martini E, Geeroms J, Flynn L, Pasquini G, Crea S, Lova RM, Lefeber D, Kamnik R, Munih M, Vitiello N. 2017. Whole body awareness for controlling a robotic transfemoral prosthesis. *Front Neurobot*. 11(MAY).
- Pavei G, Salis F, Cereatti A, Bergamini E. 2019. Body center of mass trajectory and mechanical energy using inertial sensors: a feasible stride? *Gait Posture*. 74(2019):28.
- Pavei G, Salis F, Cereatti A, Bergamini E. 2020. Body center of mass trajectory and mechanical energy using inertial sensors: a feasible stride? *Gait Posture* [Internet]. 80(March):199–205. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.04.012>
- Pavei G, Seminati E, Cazzola D, Minetti AE. 2017. On the estimation accuracy of the 3D body center of mass trajectory during human locomotion: Inverse vs. forward dynamics. *Front Physiol*. 8(MAR):1–13.
- Peruzzi A, Della Croce U, Cereatti A. 2011. Estimation of stride length in level walking using an inertial measurement unit attached to the foot: A validation of the zero velocity assumption during stance. *J Biomech*. 44(10):1991–1994.
- Picerno P. 2017. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture*. 51:239–246.
- Pillai M V., Kazerooni H, Hurwicz A. 2011. Design of a semi-active knee-ankle prosthesis. In: *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom*. Shanghai, China; p. 5293–5300.
- 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):147–152.
- Pillet H, Drevelle X, Bonnet X, Villa C, Martinet N, Sauret C, Bascou J, Loiret I, Djian F, Rapin N, et al. 2014. APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *Irbm*. 35(2):60–65.
- Plate A, Klein K, Pelykh O, Singh A, Bötzel K. 2016. Anticipatory postural adjustments are unaffected by age and are not absent in patients with the freezing of gait phenomenon. *Exp Brain Res*. 234(9):2609–2618.
- Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. 2004. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait Posture*. 20(3):255–265.
- Pusch M, Boiten H, Zarling S. 2018. Method for controlling an orthopedic joint.
- Quintero D, Villarreal DJ, Gregg RD. 2016. Preliminary experiments with a unified controller for a powered knee-ankle prosthetic leg across walking speeds. *IEEE Int Conf Intell Robot Syst*. 2016-Novem:5427–5433.
- Quintero D, Villarreal DJ, Lambert DJ, Kapp S, Gregg RD. 2018. Continuous-Phase Control of a Powered Knee–Ankle Prosthesis: Amputee Experiments Across Speeds and Inclines. *IEEE Trans Robot*. 34(3):686–701.
- Radcliffe CW. 1977. The Knud Jansen lecture Above-knee prosthetics. *Prosthet Orthot Int*. 1:146–160.
- Ragnarsdottir HG. 2005. System and method for motion-controlled foot unit.
- Realmuto J, Klute G, Devasia S. 2015. Nonlinear passive cam-based springs for powered ankle prostheses. *J Med Devices, Trans ASME*. 9(1).
- Rezazadeh S, Quintero D, Divekar N, Reznick E, Gray L, Gregg RD. 2019. A Phase Variable Approach for Improved Rhythmic and Non-Rhythmic Control of a Powered Knee-Ankle Prosthesis. *IEEE Access*. 7:1–1.



## Références

- Richter H, Simon D, Smith WA, Samorezov S. 2015. Dynamic modeling, parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot. *Appl Math Model.* 39(2):559–573.
- Rietdyk S. 2006. Anticipatory locomotor adjustments of the trail limb during surface accommodation. *Gait Posture.* 23(3):268–272.
- Rohani F, Richter H, Van Den Bogert AJ. 2017. Optimal design and control of an electromechanical transfemoral prosthesis with energy regeneration. *PLoS One.* 12(11):1–13.
- Rouse EJ, Mooney LM, Herr HM. 2014. Clutchable series-elastic actuator: Implications for prosthetic knee design. *Int J Rob Res.* 33(13):1611–1625.
- Rouse EJ, Mooney LM, Martinez-Villalpando EC, Herr HM. 2013. Clutchable series-elastic actuator: Design of a robotic knee prosthesis for minimum energy consumption. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* Seattle, WA, USA.
- Rutkowska-Kucharska A, Wysocka K, Winiarski S, Szpala A, Sobera M. 2017. An Investigation into the Relation between the Technique of Movement and Overload in Step Aerobics. *Appl Bionics Biomech.* 2017.
- Sabatini AM. 2005. Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis. *Med Biol Eng Comput.* 43(1):94–101.
- Sabatini AM. 2011. Kalman-filter-based orientation determination using inertial/magnetic sensors: Observability analysis and performance evaluation. *Sensors.* 11(10):9182–9206.
- Sagawa K, Satoh Y, Inooka H. 2000. Non-restricted measurement of walking distance. In: *2000 IEEE Int Conf Syst Man Cybern.* Nashville, TN, USA; p. 1847–1852.
- Sahoo S, Maheshwari M, Pratihar DK, Mukhopadhyay S. 2020. A geometry recognition-based strategy for locomotion transitions early prediction of prosthetic devices. *IEEE Trans Instrum Meas.* 69(4):1259–1267.
- Samuelsson KAM, Toytari O, Salminen A-LA-LA-LA-L, Brandt A, Töytäri O, Salminen A-LA-LA-LA-L, Brandt A, Toytari O, Salminen A-LA-LA-LA-L, Brandt A. 2012. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthet Orthot Int.* 36(2):145–158.
- 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 (besoin cheville).* 50(3):273–314.
- Saxena SC, Mukhopadhyay P. 1977. E.M.G. operated electronic artificial-leg controller. *Med Biol Eng Comput.* 15(5):553–557.
- Seel T, Graurock D, Schauer T. 2015. Realtime assessment of foot orientation by Accelerometers and Gyroscopes. *Curr Dir Biomed Eng.* 1(1):446–469.
- Seel T, Raisch J, Schauer T. 2014. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Switzerland).* 14(4):6891–6909.
- Seifert. 2018. Method for controlling a change of damping in an artificial joint. 1.
- Seipel J, Kvalheim M, Revzen S, Sharbafi MA, Seyfarth A. 2017. Conceptual Models of Legged Locomotion. In: Sharbafi MA, Seyfarth A, editors. *Bioinspired Legged Locomot Model Concepts, Control Appl.* ScienceDir. [place unknown]; p. 55–56.
- Shahabpoor E, Pavic A, Brownjohn JMW, Billings SA, Guo LZ, Bocian M. 2018. Real-life measurement of tri-axial walking ground reaction forces using optimal network of wearable inertial measurement units. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 26(6):1243–1253.
- Sheehan RC. 2010. CHARACTERIZATION OF WALKING STRATEGIES DURING SLOPE AND STAIR by. State College, PA, United States: The Pennsylvania State University.

## Références

- Sheehan RC, Gottschall JS. 2011. Stair walking transitions are an anticipation of the next stride. *J Electromyogr Kinesiol.* 21(3):533–541.
- Shepherd MK, Rouse EJ. 2017. The VSPA foot: A quasi-passive ankle-foot prosthesis with continuously variable stiffness. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 25(12):2375–2386.
- Shin SH, Park CG. 2011. Adaptive step length estimation algorithm using optimal parameters and movement status awareness. *Med Eng Phys.* 33(9):1064–1071.
- Simao M, Mendes N, Gibaru O, Neto P. 2019. A Review on Electromyography Decoding and Pattern Recognition for Human-Machine Interaction. *IEEE Access.* 7(c):39564–39582.
- Simcox S, Parker S, Davis GM, Smith RW, Middleton JW. 2005. Performance of orientation sensors for use with a functional electrical stimulation mobility system. *J Biomech.* 38(5):1185–1190.
- Simonetti E. 2020. Contribution to the development and validation of wearable-sensor-based methodologies for gait assessment and rehabilitation of people with lower-limb amputation. Paris, France: HESAM Université; Università degli studi di Roma "Foro Italico".
- 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):588–594.
- Song S, Geyer H. 2015. A neural circuitry that emphasizes spinal feedback generates diverse behaviours of human locomotion. *J Physiol.*
- Spanias JA, Simon AM, Finucane SB, Perreault EJ, Hargrove LJ. 2018. Online adaptive neural control of a robotic lower limb prosthesis. *J Neural Eng.* 15(016015):16.
- Staros A, Murphy EF. 2013. Properties of fluid flow applied to above-knee prostheses. *J Rehabil Res Dev.* 50(3):16.
- Stolyarov R, Burnett G, Herr H. 2018. Translational Motion Tracking of Leg Joints for Enhanced Prediction of Walking Tasks. *IEEE Trans Biomed Eng.* 65(4):763–769.
- Stolyarov R, Carney M, Herr H. 2021. Accurate Heuristic Terrain Prediction in Powered Lower-Limb Prostheses Using Onboard Sensors. *IEEE Trans Biomed Eng.* 68(2):384–392.
- Strutzenberger G, Alexander N, De Asha A, Schwameder H, Barnett CT. 2019. Does an inverted pendulum model represent the gait of individuals with unilateral transfemoral amputation while walking over level ground? *Prosthet Orthot Int.* 43(2):221–226.
- Sturk JA, Lemaire ED, Sinitski E, Dudek NL, Besemann M, Hebert JS, Baddour N. 2018. Gait differences between K3 and K4 persons with transfemoral amputation across level and non-level walking conditions. *Prosthet Orthot Int.* 42(6):626–635.
- Sturk JA, Lemaire ED, Sinitski EH, Dudek NL, Besemann M, Hebert JS, Baddour N. 2019. Maintaining stable transfemoral amputee gait on level, sloped and simulated uneven conditions in a virtual environment. *Disabil Rehabil Assist Technol [Internet].* 14(3):226–235. <https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1420250>
- Sup F, Bohara A, Goldfarb M. 2007. Design and control of a powered knee and ankle prosthesis. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom.*(April):4134–4139.
- Sup F, Varol HA, Mitchell J, Withrow T, Goldfarb M. 2008. Design and control of an active electrical knee and ankle prosthesis. *Proc 2nd Bienn IEEE/RAS-EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatronics, BioRob 2008.*:523–528.
- Sup F, Varol HA, Mitchell J, Withrow TJ, Goldfarb M. 2009. Self-contained powered knee and ankle prosthesis: Initial evaluation on a transfemoral amputee. *2009 IEEE Int Conf Rehabil Robot ICORR 2009.*(May 2014):638–

644.

Tahir U, Hessel AL, Lockwood ER, Tester JT, Han Z, Rivera DJ, Covey KL, Huck TG, Rice NA, Nishikawa KC. 2018. Case study: A bio-inspired control algorithm for a robotic foot-ankle prosthesis provides adaptive control of level walking and stair ascent. *Front Robot AI*. 5(APR).

Teruyama Y, Watanabe T. 2013. Effectiveness of Variable-Gain Kalman Filter Based on Angle Error Calculated from Acceleration Signals in Lower Limb Angle Measurement with Inertial Sensors. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. 2013:3423–3426.

Thatte N. 2019. Design and Evaluation of Robust Control Methods for Robotic Transfemoral Prostheses. Pittsburgh, PA, USA: Carnegie Mellon University.

Thatte N, Duan H, Geyer H. 2018. A Method for Online Optimization of Lower Limb Assistive Devices with High Dimensional Parameter Spaces. In: *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom*. Brisbane, Australia; p. 5380–5385.

Thatte N, Geyer H. 2014. Towards local reflexive control of a powered transfemoral prosthesis for robust amputee push and trip recovery. In: *IEEE Int Conf Intell Robot Syst*. Chicago, IL, USA; p. 2069–2074.

Thiele J, Gallinger S, Seufert P, Kraft M. 2015. The gait simulator for lower limb exoprostheses – Overview and first measurements for comparison of microprocessor controlled knee joints. *Facta Univ Ser Mech Eng*. 13(3):193–203.

Thiele J, Schöllig C, Bellmann M, Kraft M. 2018. Designs and performance of three new microprocessor-controlled knee joints. *Biomed Tech*. 64(1):119–126.

Thiele J, Westebbe B, Bellmann M, Kraft M. 2014. Designs and performance of microprocessorcontrolled knee joints. *Biomed Tech*. 59(1):65–77.

Thomas-Pohl M, Villa C, Davot J, Bonnet X, Facione J, Lapeyre E, Bascou J, Pillet H. 2019. Microprocessor prosthetic ankles: comparative biomechanical evaluation of people with transtibial traumatic amputation during standing on level ground and slope. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 0(0):1–10.

Thong YK, Woolfson MS, Crowe JA, Hayes-Gill BR, Jones DA. 2004. Numerical double integration of acceleration measurements in noise. *Meas J Int Meas Confed*. 36(1):73–92.

Tian Y, Wei H, Tan J. 2013. An adaptive-gain complementary filter for real-time human motion tracking with MARG sensors in free-living environments. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 21(2):254–264.

Tkach DC, Hargrove LJ. 2013. Neuromechanical sensor fusion yields highest accuracies in predicting ambulation mode transitions for trans-tibial amputees. In: *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. Osaka, Japan; p. 3074–3077.

Torrealba RR, Fonseca-Rojas ED. 2019. Toward the Development of Knee Prostheses: Review of Current Active Devices. *Appl Mech Rev*. 71(3).

Tran M, Gabert L, Cempini M, Lenzi T. 2019. A Lightweight, Efficient Fully Powered Knee Prosthesis with Actively Variable Transmission. *IEEE Robot Autom Lett*. 4(2):1186–1193.

Tucker MR, Olivier J, Pagel A, Bleuler H, Bouri M, Lamercy O, Del Millán JR, Riener R, Vallery H, Gassert R. 2015. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review. *J Neuroeng Rehabil*. 12(1).

Valenti RG, Dryanovski I, Xiao J. 2015. Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors (Switzerland)*. 15(8):19302–19330.

Varol HA, Sup F, Goldfarb M. 2010. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. *IEEE Trans Biomed Eng*.

## Références

- Villa C, Drevelle X, Bonnet X, Lavaste F, Loiret I, Fode P, Pillet H. 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):623–628.
- Voloshina AS, Collins SH. 2019. A Review of Design and Control Approaches in Lower-Limb Prosthetic Devices. :1–21.
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Hof AL, Otten B, Halbertsma JPK, Postema K. 2009. Gait adjustments in obstacle crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation. *Clin Rehabil.* 23(7):659–671.
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, Postema K. 2008a. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 28(2):235–242.
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, Postema K. 2008b. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait Posture.* 27(3):423–430.
- Wang J, Kannape OA, Herr HM. 2013. Proportional EMG Control of Ankle Plantar Flexion in a Powered Transtibial Prosthesis. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* Seattle, Washinton USA.
- Weygers I, Kok M, Konings M, Hallez H, De Vroey H, Claeys K. 2020. Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review. *Sensors (Switzerland).* 20(3):1–26.
- Windrich M, Grimmer M, Christ O, Rinderknecht S, Beckerle P. 2016. Active lower limb prosthetics: A systematic review of design issues and solutions. *Biomed Eng Online.* 15.
- Wisse M, Schwab AL, Van Der Helm FCT. 2004. Passive dynamic walking model with upper body. *Robotica.* 22(6):681–688.
- Wolf E, Everding V, Linberg A. 2013. Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks. *Gait Posture.* 38(3):397–402.
- 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):831–842.
- Woodman OJ. 2007. An introduction to inertial navigation. Univ Cambridge, Comput Lab Tech Rep UCAMCL-TR-696. 14:15.
- Wu G, Cavanagh PR. 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* [Internet]. 28(10):1257–1261. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S002192909500017C?via%3Dihub>
- 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):383–393.
- Yang S, Li Q. 2010. Ambulatory walking speed estimation under different step lengths and frequencies. In: *IEEE/ASME Int Conf Adv Intell Mechatronics, AIM.* [place unknown].
- Yang S, Li Q. 2012. IMU-based ambulatory walking speed estimation in constrained treadmill and overground walking. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 15(3):313–322.
- 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):217–225.
- Yuan Q, Chen IM. 2011. Simultaneous localization and capture with velocity information. *IEEE Int Conf Intell Robot Syst.*:2935–2940.

## Références

- Yuan Q, Chen IM. 2012. Human velocity and dynamic behavior tracking method for inertial capture system. *Sensors Actuators, A Phys.* 183:123–131.
- Yuan Q, Chen IM. 2014. Localization and velocity tracking of human via 3 IMU sensors. *Sensors Actuators, A Phys.* 212:25–33.
- Yuan Q, Chen IM, Causo A. 2013. Human velocity tracking and localization using 3 IMU sensors. In: *IEEE Conf Robot Autom Mechatronics, RAM - Proc.* [place unknown]; p. 25–30.
- Yuan Q, Chen IM, Lee SP. 2011. SLAC: 3D localization of human based on kinetic human movement capture. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom.*:848–853.
- Yun X, Bachmann E, Moore H, Calusdian J. 2007. Self-Contained Position Tracking of Human Movement Using Small Inertial/Magnetic Sensor Modules. In: *2007 IEEE Int Conf Robot Autom.* Roma, Italy; p. 2526–2533.
- Yun X, Calusdian J, Bachmann ER, McGhee RB. 2012. Estimation of human foot motion during normal walking using inertial and magnetic sensor measurements. *IEEE Trans Instrum Meas.* 61(7):2059–2072.
- Zahedi MS, Stech N, Moser D, Sykes AJ. 2019. Lower Limb Prosthesis with Knee Flexion Control During Descent of a Downward Incline.
- Zahedi S, Sykes A, Lang S. 2003. Lower Limb Prosthesis.
- Zampella F, Khider M, Robertson P, Jiménez A. 2012. Unscented Kalman filter and Magnetic Angular Rate Update (MARU) for an improved Pedestrian Dead-Reckoning. In: *Proc 2012 IEEE/ION Position, Locat Navig Symp.* Myrtle Beach, SC, USA; p. 129–139.
- Zelik KE, Adamczyk PG. 2016. A unified perspective on ankle push-off in human walking. *J Exp Biol.* 219(23):3676–3683.
- Zheng E, Wang L, Luo Y, Wei K, Wang Q. 2013. Non-contact capacitance sensing for continuous locomotion mode recognition: Design specifications and experiments with an amputee. In: *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* Seattle, WA, USA.
- Zijlstra W, Bisseling RW, Schlumbohm S, Baldus H. 2010. A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. *Gait Posture.* 31(2):272–278.



## ADAPTATION EN TEMPS REEL D'UN SYSTEME PROTHETIQUE POUR PERSONNES AMPUTEES TRANSFEMORALES

### Résumé

Malgré les récentes avancées, les prothèses de membres inférieurs actuelles imposent toujours des limitations, en particulier dans les pentes et les escaliers. Afin de permettre une plus grande adaptation dans ces situations, la société Proteor™ développe un Système Prothétique genou-cheville utilisant des capteurs intégrés et un microprocesseur pour adapter son comportement. Celui-ci n'est cependant pas optimal et l'objectif de ces travaux de thèse est de modifier le contrôle de la prothèse de façon à permettre son adaptation aux différentes situations de marche. À l'issue de la revue de littérature, nous proposons d'exploiter les variations de la cinématique du centre de masse de la personne lors de la marche dans les différentes situations pour réaliser cette adaptation. Afin de pouvoir utiliser cette variable pour le contrôle, nous développons et validons une méthode permettant l'obtention de la cinématique du centre de masse de la personne à l'aide de centrales inertielles compatibles avec les problématiques spécifiques du contrôle de prothèse : calcul temps réel et capteurs embarqués dans la prothèse. Enfin, afin de tester les modifications du contrôle de la prothèse proposé, nous présentons des méthodes permettant l'évaluation préclinique de ce dispositif de recherche.

### Résumé en anglais

Despite recent advances, lower limb prosthesis limits ambulation capabilities of people with an amputation, especially during ramp and stairs walking. The company Proteor™ develop a knee-ankle prosthetic system that uses onboard sensor and a microcontroller to adapt its behavior. However, the current adaptation isn't optimal therefore the objective of this thesis is to modify the control of this prosthesis in order to allow its adaptation to different walking situations. Following the literature review, we proposed to exploit the variations in the kinematics of the person's body center of mass when walking in different situations to adapt the control of the prosthesis. In order to be able to use this variable for control, we developed and validated a method to obtain the kinematic of the body center of mass using inertial measurements units compatible with specific issues of prosthetic control: real time computation and sensors embedded in the prosthesis. Finally, in order to test the modifications of the proposed control, we present methods for the pre-clinical evaluation of this research device.