



**HAL**  
open science

# Amélioration de la propulsion de systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales

Lucas Sedran

► **To cite this version:**

Lucas Sedran. Amélioration de la propulsion de systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2024. Français. NNT : 2024HESAE027 . tel-04886568

**HAL Id: tel-04886568**

**<https://pastel.hal.science/tel-04886568v1>**

Submitted on 14 Jan 2025

**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 (IBHGC) - Campus de Paris

# THÈSE

présentée par : LUCAS SEDRAN

soutenue le : 21 juin 2024

pour obtenir le grade de : Docteur d'HESAM Université

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

Spécialité : Biomécanique et ingénierie pour la santé

## Amélioration de la propulsion de systèmes prothétiques pour personnes amputées transfémorales

THÈSE dirigée par :  
**Mme PILLET Hélène**

et co-encadrée par :  
**M BONNET Xavier**

### Jury

<b>M. Raphaël DUMAS</b> , Directeur de recherche, LBMC, Université Gustave Eiffel, Bron	Président	<b>T</b> <b>H</b> <b>È</b> <b>S</b> <b>E</b>
<b>M. Davy LAROCHE</b> , Professeur des universités, INSERM CIC 1432 - CHU de Dijon, Dijon	Rapporteur	
<b>M. Wael BACHTA</b> , Maître de conférences HRD, ISIR, Sorbonne Université, Paris	Rapporteur	
<b>M. Joseph BASCOU</b> , Chef du CERAH, Créteil	Examineur	
<b>Mme Hélène PILLET</b> , Professeur des Universités, IBHGC, Arts et Métiers, Paris	Examineur	
<b>M. Xavier BONNET</b> , Maître de Conférences HDR, IBHGC, Arts et Métiers, Paris	Directrice	
<b>Mme Laurine CALISTRI</b> , Responsable recherche clinique, Proteor, Dijon	Co-encadrant	
	Invitée	



*« La perfection est atteinte, non pas  
lorsqu'il n'y a plus rien à ajouter, mais  
lorsqu'il n'y a plus rien à retirer. »*

Antoine de Saint-Exupéry,  
*Terre des hommes*, 1939.



# Remerciements

En premier lieu, je tiens à exprimer ma profonde gratitude à l'ensemble des membres du jury pour avoir accepté d'évaluer mon travail et pour l'apport de leur expertise dans leurs domaines respectifs. Je remercie tout particulièrement Raphaël DUMAS et Davy LAROCHE d'avoir accepté la tâche de rapporteurs pour ce manuscrit. Vos rapports ont constitué pour moi une étape cruciale dans l'achèvement de ma thèse, marquée par la reconnaissance de mon travail par mes pairs et la valorisation de trois années d'efforts intenses. Je vous remercie sincèrement pour vos remarques pertinentes et vos conseils avisés.

Je souhaite également adresser mes remerciements à Wael BACHTA, Joseph BASCOU et Laurine CALISTRI pour avoir accepté de faire partie des examinateurs de ce jury. La nature pluridisciplinaire de ce jury a permis une évaluation globale et rigoureuse de mes travaux, m'incitant à les défendre sous tous leurs aspects. J'ai sincèrement apprécié vous présenter mes recherches et échanger avec vous sur celles-ci.

Je souhaite ensuite remercier l'entreprise Proteor qui a financé ma thèse dans le cadre d'un contrat CIFRE. Cette collaboration m'a offert l'opportunité de m'intégrer dans un projet d'envergure, allant au-delà des seules frontières de ma recherche doctorale. Elle m'a également permis d'évoluer au sein d'un environnement pluridisciplinaire, au carrefour des compétences d'ingénieurs, de chercheurs et de cliniciens. Cette immersion dans un contexte alliant recherche académique et applications industrielles a été extrêmement enrichissante, tant sur le plan personnel que professionnel, et a considérablement façonné ma vision de la recherche appliquée.

Je tenais ensuite à remercier mon encadrement pour leur accompagnement scientifique et humain tout au long de ma thèse.

Merci Héléne d'avoir dirigé cette thèse. Ton expertise scientifique et ton encadrement ont été essentielles pour me maintenir sur la bonne voie, malgré les nombreuses directions que j'aurais pu emprunter. Merci pour ta rigueur et pour tout ton aide, en particulier durant les moments difficiles, comme l'écriture du manuscrit. Tu as su trouver les mots justes, ceux qui encouragent et font réellement la différence. Je tiens également à te remercier pour toutes nos discussions informelles, notamment celles sur le Japon, qui font qu'une thèse est aussi une expérience humaine.

Merci Xavier pour ta passion, elle est contagieuse. Malgré tes mille idées à la minute, tu parviens non seulement à les concrétiser, mais aussi à entraîner tout le monde avec toi. Merci d'avoir été là durant ces 3 années, tu as été un vrai mentor pour moi. La thèse n'a pas toujours été facile mais tu m'as énormément appris tant sur le plan scientifique qu'humain. Je n'oublierai pas toutes nos manip à l'IBHGC et au CERAH, ainsi que les moments partagés lors des événements, tels que les plénières d'AAFAPE ou les congrès à Marseille et à Grenoble.

Merci Clément pour ton soutien et ta bonne humeur. J'ai adoré passer ces 4 années avec toi, depuis le stage de Master jusqu'à la fin de cette thèse. Comme Xavier, tu es passionné par ce que tu fais et c'est un plaisir de travailler avec toi dans ces conditions. Merci pour tous ces bons moments de partage, en particulier ceux au CERAH et à l'IRR. Tu m'as énormément appris et je t'en suis vraiment reconnaissant.

Je tiens également à remercier toutes les personnes qui m'ont apporté leur aide durant cette thèse.

Je souhaite tout d'abord remercier chaleureusement les volontaires qui ont accepté de participer à nos expérimentations, en particulier les volontaires amputés, qui ont pris part à cette belle aventure malgré les contraintes qu'ils pouvaient rencontrer. Je tiens à remercier tout spécialement Sophie et Ophélie pour nos nombreux échanges. Merci d'avoir partagé avec moi vos histoires et vos ressentis, cela a grandement enrichi ma compréhension toute au long de cette thèse.

Je remercie l'IRR de Nancy de nous avoir permis de réaliser nos expérimentations au sein de leurs locaux, ainsi que tout son personnel, avec une mention particulière pour Isabelle, Nathalie et Christelle. Votre soutien et nos échanges ont été très enrichissants et ont grandement contribué à la réussite de cette étape clé.

Merci à mes collègues de Proteor, dont Francis, Laurine, Carolane, Victoria, Floriant, Foulques et Nicolas. Travailler avec vous et faire partie de votre équipe a été un véritable plaisir. Vos compétences et votre convivialité ont rendu ces années plus agréables et stimulantes. La réunion du lundi matin va, sans aucun doute, me manquer !

Je tiens à remercier Joseph et Marie pour leur précieuse expertise et leurs conseils avisés, qui ont grandement nourri et enrichi ma réflexion tout au long de ces trois années de thèse.

Je souhaite également exprimer ma gratitude à tous mes collègues de l'IBHGC, qui m'ont accueilli chaleureusement et avec qui j'ai partagé de très bons moments. Sébastien, je te remercie pour ton accueil au sein du laboratoire et pour avoir accepté, en 2017, l'idée un peu audacieuse de Philippe VIOT de proposer un séminaire de biomécanique pour trois étudiants sortis de nulle part. Cette première rencontre a été déterminante dans mon choix de poursuivre dans cette voie. Philippe, je tiens également à te remercier pour ton aide scientifique, qui m'a permis de débloquer des situations à plusieurs reprises, mais aussi pour ta bonne humeur et nos discussions musicales. C'est grâce à ce genre de relations que le travail devient un véritable plaisir. Enfin, je souhaite adresser un remerciement tout particulier à Marine, Sylvain, Laurent et Claudio, qui facilitent grandement notre quotidien au laboratoire, malgré nos nombreuses maladresses ... Sylvain, je te remercie infiniment pour ta présence constante. Tu as été d'une aide précieuse, tant sur le plan scientifique qu'humain, et je suis convaincu que le laboratoire ne serait pas le même sans toi.

Merci à Galo, Cécile et Aurore pour toute votre aide, votre soutien et vos conseils. Votre expérience m'a beaucoup aidé, et ce fut un plaisir de vivre cette aventure à vos côtés. Merci à Ali, Elise, Maïalen, Amandine et Valentin pour votre travail ; j'ai été heureux de pouvoir contribuer, de près ou de loin, à l'encadrement de vos projets. Tout votre travail m'a servi de socle pour avancer. Enfin, merci à Lucas, Gabriel, Anton, Thibault et Roch pour avoir participé à la conception du prototype de pied prothétique. Ce sont les avancées de chacun qui ont permis d'en arriver jusque-là.

Merci à tous mes amis doctorants et post-doc, avec qui une belle équipe s'est formée. C'était un plaisir de vous retrouver chaque jour. Nos repas tous ensemble vont me manquer, une petite pensée pour Mimi, Crazy Noodle, L'Empire du Ravioli, Royal Bombay ... Heureusement on se retrouvera prochainement à la Fût Gueuze ! Un immense merci à mes co-bureaux, que ce soit ceux de passage comme Christelle et Julia, ou les indéboulonnables : Alexandre pour toute ta gentillesse (parfois), ta bienveillance et tes gâteaux ; Chris pour ta bonne humeur, ton écoute et tes conseils de vieux sage ; Aude pour toutes nos conversations scientifiques et personnelles, tu as été un vrai pilier pour moi ; et Genki pour ta sympathie, ton sens de l'humour et ton expertise. La thèse n'aurait pas été pareil sans vous quatre !

Un grand merci à mes amis de BME, vous avez su me motiver dans les périodes les plus difficiles. Nos discussions et le partage de nos expériences de doctorants ont toujours été une source d'inspiration pour moi. Malgré la fin de nos thèses respectives, nos week-end, eux, continueront !

Je souhaite également remercier tous mes amis qui, bien que ne comprenant pas toujours ce que je faisais, m'ont apporté un vrai soutien. Un immense merci à Thibault, pour son soutien indéfectible. Je n'aurais clairement pas pu achever cette fin de thèse sans toi. Merci pour ta gentillesse et pour tes rires, ils ont été une source d'énergie inépuisable qui m'ont permis de traverser cette dernière ligne droite !

Merci à ma famille pour votre amour et votre soutien inconditionnels. Vous m'avez toujours encouragé à donner le meilleur de moi-même. Un merci tout particulier à mon père pour son aide précieuse sur le plan scientifique. J'ai énormément de chance de vous avoir à mes côtés.

Enfin, merci Élisabeth. Merci pour tout. Merci pour ta patience et ton soutien sans faille. Merci pour tout ce que tu apportes à ma vie.



# Table des matières

Remerciements .....	i
Table des matières .....	v
Sigles.....	xi
Introduction générale .....	1
<b>Chapitre 1. Etat de l'art : Locomotion des personnes amputées appareillées et quantification de la consommation énergétique.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1. Amputation d'un membre inférieur et appareillage.....</b>	<b>6</b>
1.1.1. Epidémiologie.....	6
1.1.1.1. Prévalence et étiologie .....	6
1.1.1.2. Impact sur les capacités locomotrices .....	8
1.1.2. Appareillage.....	8
1.1.3. Prothèse Synsys de Proteor®.....	12
<b>1.2. Etat de l'art : Dépense métabolique des personnes amputées lors de la marche 14</b>	
1.2.1. Fondements théoriques de la quantification de la dépense métabolique.....	14
1.2.1.1. Définition et composantes de la dépense métabolique .....	14
1.2.1.2. Mesure de la dépense métabolique.....	15
1.2.1.3. Consommation et coût métabolique .....	17
1.2.1.4. Capacité aérobie et effort aérobie relatif.....	21
1.2.2. Impact de l'amputation sur la dépense métabolique.....	21
1.2.2.1. Augmentation du coût en oxygène de la marche chez les amputés .....	21
1.2.2.2. Réduction des capacités physiques et respiratoires chez les amputés .....	25
1.2.2.3. Réduction de la vitesse de marche des personnes amputées .....	28
1.2.2.4. Importance de la réadaptation et de la rééducation .....	31
1.2.3. Conclusion .....	33
<b>1.3. Etat de l'art : Modélisation mécanique de la marche.....</b>	<b>34</b>

<b>1.3.1. Description de la marche humaine</b> .....	<b>34</b>
1.3.1.1. Définition des termes spécifiques à l'analyse du mouvement humain.....	34
1.3.1.2. Le cycle de marche .....	35
<b>1.3.2. Analyse quantifiée de la marche</b> .....	<b>37</b>
1.3.2.1. Variables cinématiques .....	37
1.3.2.2. Variables dynamiques.....	37
<b>1.3.3. Quantification des puissances mécaniques</b> .....	<b>38</b>
1.3.3.1. Puissances articulaires .....	39
1.3.3.2. Puissance des actions mécaniques distales au tibia .....	40
1.3.3.3. Puissances intérieures au corps.....	43
1.3.3.4. Modèle du pendule inversé .....	47
<b>1.4. Etat de l'art : Rôle de la puissance à la cheville</b> .....	<b>50</b>
<b>1.4.1. Introduction</b> .....	<b>50</b>
<b>1.4.2. Accélération du BCoM : Lien entre la puissance à la cheville et la puissance du membre arrière pendant la phase de propulsion</b> .....	<b>51</b>
1.4.2.1. Propulsion chez les personnes non amputées (NA).....	51
1.4.2.2. Propulsion chez les personnes amputées transtibiales (TT) .....	51
1.4.2.3. Propulsion chez les personnes amputées transfémorales (TF) .....	53
<b>1.4.3. Initiation de la flexion du genou</b> .....	<b>56</b>
1.4.3.1. Initiation de la flexion du genou chez les personnes NA et amputées TT ...	56
1.4.3.2. Initiation de la flexion du genou chez les personnes amputées TF .....	58
<b>1.4.4. Synthèse : Rôle de la puissance à la cheville</b> .....	<b>61</b>
<b>1.5. Etat de l'art : Lien entre puissance mécanique et consommation en oxygène</b>	<b>63</b>
<b>1.5.1. Introduction</b> .....	<b>63</b>
<b>1.5.2. Personnes non amputées</b> .....	<b>64</b>
<b>1.5.3. Personnes amputées transtibiales</b> .....	<b>66</b>
1.5.3.1. Variation de la puissance de propulsion par dispositif actif .....	66
1.5.3.2. Variation de la puissance de propulsion par dispositifs passifs.....	69
1.5.3.3. Synthèses : personnes amputées TT .....	73
<b>1.5.4. Personnes amputées transfémorales</b> .....	<b>73</b>
1.5.4.1. Variation de la puissance de propulsion par dispositif actif .....	74
1.5.4.2. Variation de la puissance de propulsion par dispositifs passifs.....	75
1.5.4.3. Synthèses : personnes amputées TF .....	77

1.5.5. Synthèse : Lien entre puissance mécanique et consommation en oxygène .....	77
1.6. Conclusion du Chapitre 1 .....	81
1.6.1. Synthèse de l'état de l'art .....	81
1.6.2. Objectifs de la thèse .....	82
<b>Chapitre 2. Travail mécanique lors de la marche avec une amputation transfémorale</b>	<b>84</b>
2.1. Introduction .....	85
2.2. Travail personnel : Quantification du travail de propulsion et de collision lors du passage d'un pas à l'autre chez les personnes amputées marchant à une vitesse de confort : effet du niveau d'amputation .....	86
2.2.1. Introduction .....	86
2.2.2. Matériel et méthode .....	87
2.2.2.1. Participants .....	88
2.2.2.2. Protocole expérimental et instrumentation .....	88
2.2.2.3. Analyse des données .....	89
2.2.2.4. Statistiques .....	90
2.2.3. Résultats .....	91
2.2.3.1. Données démographiques .....	91
2.2.3.2. Vitesse de marche de confort et longueur du pas .....	92
2.2.3.3. Travaux mécaniques effectués lors de la transition entre la prothèse et le membre controlatéral .....	93
2.2.4. Discussion .....	95
2.2.4.1. Le travail de propulsion au pied prothétique est similaire entre les TT et les TF .....	96
2.2.4.2. Le travail de propulsion au membre appareillé diffère entre les TT et les TF .....	96
2.2.4.3. La réduction du travail de propulsion au membre appareillé n'entraîne pas une augmentation du travail de collision du membre controlatéral chez les TF .....	97
2.2.4.4. Limitation .....	98
2.2.5. Conclusion .....	99
2.3. Travail personnel : impact de l'absence de propulsion au pied prothétique lors de la marche avec une amputation TF .....	101

<b>2.3.1. Introduction.....</b>	<b>101</b>
<b>2.3.2. Matériel et méthode.....</b>	<b>103</b>
2.3.2.1. Utilisation d'un simulateur d'amputation transfémorale.....	103
2.3.2.2. Participants.....	103
2.3.2.3. Configurations de marche.....	103
2.3.2.4. Protocole expérimental et instrumentation.....	105
2.3.2.5. Analyse des données.....	107
2.3.2.6. Statistiques.....	108
<b>2.3.3. Résultats.....</b>	<b>108</b>
<b>2.3.4. Discussion.....</b>	<b>111</b>
2.3.4.1. Comparaison avec la littérature.....	112
2.3.4.2. Impact de la restitution d'énergie sur la consommation en oxygène.....	112
2.3.4.3. Longueur de pas et travail de collision.....	113
2.3.4.4. Limites.....	113
<b>2.3.5. Conclusion.....</b>	<b>114</b>
<b>2.4. Conclusion du chapitre 2.....</b>	<b>115</b>
<b>Chapitre 3. Conception et évaluation d'un pied prothétique pour une prothèse genou-cheville.....</b>	<b>117</b>
<b>3.1. Introduction.....</b>	<b>118</b>
3.1.1. Problématique.....	118
3.1.2. Proposition de solutions visant à faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique.....	118
3.1.3. Prothèse Synsys de Proteor®.....	120
3.1.3.1. Initiation de la flexion du genou avec le Synsys.....	120
3.1.3.2. Limites du pied Synsys.....	123
3.1.4. Objectifs.....	124
<b>3.2. Etat de l'art : Conception et évaluation mécanique d'un prototype de pied prothétique.....</b>	<b>125</b>
3.2.1. Conception des pieds prothétiques.....	125
3.2.1.1. Conception de pieds prothétiques traditionnels.....	125
3.2.1.2. Analyse du Pro-Flex Pivot d'Össur® et de son impact sur la marche des personnes amputées.....	126
3.2.2. Méthodes d'évaluation des pieds prothétiques.....	128

3.2.2.1.	Essais mécaniques d'évaluation de la sécurité des pieds prothétiques .....	128
3.2.2.2.	Evaluation numérique des pieds prothétiques par méthode des éléments finis .....	135
<b>3.2.3.</b>	<b>Synthèse de l'état de l'art .....</b>	<b>137</b>
<b>3.3.</b>	<b>Travail personnel : Conception et évaluation mécanique d'un prototype de pied Synsys .....</b>	<b>139</b>
<b>3.3.1.</b>	<b>Cahier des charges .....</b>	<b>139</b>
<b>3.3.2.</b>	<b>Démarche de conception et choix de la géométrie .....</b>	<b>143</b>
3.3.2.1.	Passage du pied Synsys en carbone vers le PLA Tough .....	143
3.3.2.2.	Estimation des efforts extérieurs appliqués au prototype .....	145
3.3.2.3.	Conception itérative .....	146
3.3.2.4.	Forme finale .....	147
3.3.2.5.	Création d'un bâti .....	149
<b>3.3.3.</b>	<b>Matériels et méthodes : Test de résistance à la charge, à la fatigue et modèle EF 150</b>	
3.3.3.1.	Fabrication : impression en PLA Tough par DFF .....	150
3.3.3.2.	Essai de résistance à la charge quasi-statique et de restitution d'énergie .....	150
3.3.3.3.	Essai de résistance à la fatigue : simulateur de marche à charge alternée .....	152
3.3.3.4.	Modèle éléments finis .....	153
<b>3.3.4.</b>	<b>Résultats et discussion .....</b>	<b>154</b>
3.3.4.1.	Essai de restitution .....	154
3.3.4.2.	Essai de résistance à rupture .....	159
3.3.4.3.	Essai de résistance à la fatigue .....	160
<b>3.3.5.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>162</b>
<b>3.4.</b>	<b>Travail personnel : Evaluation biomécanique d'un prototype de pied Synsys 163</b>	
<b>3.4.1.</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>163</b>
<b>3.4.2.</b>	<b>Matériel et méthodes .....</b>	<b>164</b>
3.4.2.1.	Participant .....	164
3.4.2.2.	Configurations des prothèses .....	164
3.4.2.3.	Protocole .....	165
3.4.2.4.	Traitement des données .....	166
<b>3.4.3.</b>	<b>Résultats .....</b>	<b>167</b>
3.4.3.1.	Configurations .....	167

3.4.3.2. Longueur de pas .....	168
3.4.3.3. Puissance mécanique .....	168
3.4.3.4. Consommation métabolique.....	171
<b>3.4.4. Discussion .....</b>	<b>172</b>
3.4.4.1. Travail mécanique .....	172
3.4.4.2. Consommation métabolique.....	174
3.4.4.3. Limites.....	175
<b>3.5. Conclusion du Chapitre 3 .....</b>	<b>177</b>
<b>Conclusions et perspectives .....</b>	<b>178</b>
<b>Liste des figures .....</b>	<b>182</b>
<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>190</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>193</b>
Annexe 2.A .....	193
Annexe 2.B .....	194
Annexe 2.C .....	198
Annexe 3.A .....	200
Annexe 3.B .....	202
Annexe 3.C .....	203
Annexe 3.D .....	211
Annexe 3.E .....	213
Annexe 3.F.....	217
Annexe 3.G .....	218
<b>Bibliographie.....</b>	<b>222</b>

# Sigles

AQM	Analyse Quantifiée de la Marche
BCoM	Centre de masse du corps ( <i>Body Center of Mass</i> )
DFF	Dépôt de Fil Fondu
ESAR	Pied à restitution d'énergie ( <i>Energy Storage and Return</i> )
FA	Fabrication Additive
GRF	Effort de réaction au sol ( <i>Ground Reaction Force</i> )
MPK	Genou à microcontrôleur ( <i>MicroProcessor Knee</i> )
NA	Non Amputé
TF	Transfémoral
TT	Transtibial
SMR	Consommation basale debout ( <i>Standing Metabolic Rate</i> )
SSWS	Vitesse de marche de confort ( <i>Self-Selected Walking Speed</i> )
$W_{ankle-foot}^+$	Travail mécanique positif des actions mécaniques distales au tibia durant la phase de propulsion
$W_{StS}^+$	Travail mécanique positif des actions mécaniques au membre inférieur durant la phase de propulsion
$W_{StS}^-$	Travail mécanique négatif des actions mécaniques au membre inférieur durant la phase de collision



# Introduction générale

L'amputation d'un membre inférieur représente un tournant majeur dans la vie d'une personne, entraînant non seulement une perte de mobilité mais aussi un impact profond sur son autonomie et sa qualité de vie. En France, on dénombre 116 866 amputations majeures du membre inférieur entre 2011 et 2020 (Bruyant et al., 2022). Les types d'amputation les plus fréquents sont l'amputation au niveau du tibia, dite amputation transtibiale (TT), qui inclut l'ablation de la cheville et du pied, et l'amputation au niveau du fémur, dite amputation transfémorale (TF), où le genou est également retiré. Ces procédures chirurgicales drastiques, principalement dues à des maladies vasculaires, nécessitent une réadaptation spécifique pour permettre aux individus de retrouver une certaine mobilité et d'effectuer les activités de la vie quotidienne.

La réhabilitation qui suit l'opération chirurgicale est cruciale. Elle comprend la fabrication d'un appareillage adapté ainsi que la rééducation nécessaire pour réintégrer la personne dans son environnement quotidien et social. Ce processus vise non seulement à restaurer la fonction de marche mais aussi à prévenir les risques de comorbidités et à limiter l'isolement social, souvent observés chez les personnes amputées. L'appareillage est composé d'une emboiture, réalisée sur-mesure, qui sert d'interface entre le moignon et les composants prothétiques. Ces derniers, remplaçant les articulations manquantes, à savoir le pied prothétique et le genou prothétique dans le cas d'une amputation transfémorale, sont indépendants et peuvent être combinés afin de répondre au mieux au besoin du patient. Le pied prothétique remplace à la fois le segment du pied mais également l'articulation de la cheville, jouant donc un rôle primordial pour les personnes amputées transtibiales et les personnes amputées transfémorales. Actuellement, le type de pied prothétique de référence est un pied à restitution d'énergie (ESAR : *Energy-Storage-And-Return*), souvent en fibre de carbone, dont le rôle est d'emmagasiner de l'énergie durant la phase d'appui et de restituer cette énergie en fin de la phase d'appui, durant la phase de propulsion, afin de permettre la transition d'un pas à l'autre. D'autre part, depuis les années 90, les genoux prothétiques peuvent être pourvus d'un microcontrôleur leur permettant d'adapter en temps réel leur comportement à un certain nombre de situations rencontrées au quotidien, ce qui a été associé à une mobilité accrue (Sawers and Hafner, 2013).

Malgré des avancées significatives en matière de soins et d'appareillage, l'amputation d'un membre inférieur a toujours un fort impact négatif sur la qualité de vie, l'autonomie et la mobilité (van Velzen et al., 2006), en particulier dans le cas de l'amputation transfémorale (Davies et Datta, 2003 ; Sawers et Hafner, 2013). La perte de l'articulation du genou entraîne une diminution des capacités fonctionnelles (Jo et al., 2021) et une augmentation des douleurs (Smith et al., 1999) par rapport aux personnes amputées transtibiales. Les problématiques fonctionnelles et les comorbidités souvent associées à l'amputation d'un membre inférieur, se caractérisent, entre autres, par une augmentation de la consommation en oxygène lors de la marche avec prothèse par rapport aux personnes non amputées. A vitesse équivalente, on estime à 25% l'augmentation de la consommation en oxygène pour les personnes amputées transtibiales et à 50% celle pour les personnes amputées transfémorales (van Schaik et al., 2019), entraînant une réduction de la vitesse de marche pour maintenir une consommation d'oxygène équivalente à celle des personnes non amputées (Robert and Waters, 1992).

Afin de compléter les connaissances concernant les stratégies d'adaptation des personnes amputées aux situations de la vie quotidienne et de contribuer à l'amélioration des dispositifs prothétiques, un partenariat a vu le jour en 2011, mêlant industrie, recherche et clinique, entre la

société Proteor<sup>®</sup>, l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC), dépendant de l'école d'ingénieur 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). Depuis 2011, 3 projets ont été réalisés. Le premier, 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), a permis de mettre en évidence les difficultés de marche rencontrées par les personnes amputées dans des situations telles que les pentes ou les escaliers, ainsi que le manque de mobilité de la cheville offerte par la majorité des systèmes prothétiques dans ces situations contraignantes. A la suite de cela, la société Proteor<sup>®</sup> a commencé le développement d'un système prothétique genou-cheville pour personnes amputées transfémorales. L'objectif était de concevoir un dispositif incluant une liaison entre le genou et la cheville grâce à un système hydraulique, afin de permettre une triple flexion hanche-genou-cheville et ainsi améliorer l'adaptation de la marche dans des situations difficiles.

Deux autres projets ont suivi. Le premier, intitulé « Système Prothétique Contrôlé par Microprocesseur » (Projet DGA RAPID SPCM 2015-2019) avait pour objectif le développement de la prothèse et la vérification de la sécurité de son fonctionnement, en vue du marquage CE. Il a donné naissance à la version commerciale de la prothèse genou-cheville Synsys<sup>®</sup>. L'inscription de Synsys sur la Liste des Prestations et Produits Remboursés (LPPR), en vue de son remboursement par la sécurité sociale, nécessitait également une étude clinique destinée à positionner le dispositif par rapport aux produits équivalents sur le marché. Cette étude clinique a été lancée en parallèle de ces travaux.

Un dernier projet a été lancé, sous le nom de « Accroissement de l'Autonomie par Fonctionnalités Avancées d'une Prothèse Électronique » (Projet DGA RAPID AAFAPE, 2019-2023). Ce projet avait pour objectifs de poursuivre l'étude clinique dont les résultats étaient très encourageants (terminée en 2023), et de continuer le développement technologique de la prothèse. La thèse de Clément DURAFFOURG (2019-2021), sous convention CIFRE entre Proteor<sup>®</sup> et l'IBHGC, visait à l'amélioration du contrôle de la prothèse Synsys dans diverses situations de marche, dont les plus contraignantes. L'adaptation du comportement de la prothèse a été réalisée de façon proportionnelle à des grandeurs biomécaniques représentatives des situations de marche. Enfin, le dernier objectif du projet AAFAPE était de quantifier les améliorations du dispositif en termes d'ergonomie et de consommation énergétique de l'utilisateur pour de situation de vie quotidienne. A la suite de ce projet, la prothèse Synsys a été commercialisée en 2023, plus de 10 ans après le début de sa conception.

C'est dans ce contexte très riche et interdisciplinaire que la présente thèse a commencé en avril 2021, en convention CIFRE entre Proteor<sup>®</sup> et l'IBHGC. La thèse précédente s'était concentrée sur le contrôle du genou prothétique du Synsys dans l'optique d'améliorer l'adaptabilité de la prothèse aux différentes situations rencontrées au quotidien. Chez les personnes amputées d'un membre inférieur, la surconsommation en oxygène est généralement attribuée à la réduction de l'énergie positive restituée au pied prothétique en fin de phase d'appui. Cependant, le lien entre la puissance des actions mécaniques au niveau du pied prothétique, son rôle pendant la marche et la consommation en oxygène des personnes amputées TF, est loin d'être parfaitement compris. L'objectif de cette thèse est donc d'améliorer le pied prothétique du Synsys en vue de diminuer la consommation énergétique des personnes amputées transfémorales.

Pour répondre à cet objectif, l'état de l'art, présenté dans le Chapitre 1, met en lumière le caractère complexe de la dépense en oxygène des personnes amputées TF, mêlant à la fois une réduction des capacités physique et aérobie et une augmentation du coût en oxygène de la marche

(consommation d'oxygène par mètre). Or, l'utilisation de modèles théoriques de type pendule inversé suggère que le passage d'un pas à l'autre est un déterminant majeur du coût énergétique de la marche (Kuo et al., 2005). En effet, durant cette phase de transition, la vitesse du centre de masse (BCoM : Body Center of Mass) doit être redirigée. Pour ce faire, un travail négatif, appelé travail de collision, est réalisé par le membre inférieur avant, lors de la collision avec le sol. Ce travail négatif tend à décélérer le BCoM. Aussi, un travail positif, appelé travail de propulsion, est nécessaire pour réaccélérer le BCoM. Ce travail de propulsion est fourni par le membre inférieur arrière, en fin de phase d'appui. Chez les personnes non amputées, c'est la cheville qui produit la majorité de ce travail positif, qui peut permettre de réduire les pertes par collision et contribuer ainsi à diminuer la demande en oxygène (Houdijk et al., 2009; Kuo et al., 2005). En parallèle, il a été observé chez les personnes amputées une réduction des travaux de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé (membre ayant subi l'amputation), lors de la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral (l'autre membre inférieur). Chez les personnes amputées TF, cette réduction du travail de propulsion au membre appareillé pourrait en partie être liée à l'initiation de la flexion du genou prothétique, qui intervient pendant la phase de propulsion. Pour l'instant, la littérature ne nous permet pas de comprendre si le manque de travail de propulsion au membre appareillé provient 1) d'un manque de travail de propulsion au pied prothétique, ou 2) d'une limitation due à l'initiation de la flexion du genou prothétique. D'autre part, l'état de l'art a mis en évidence que l'effet du travail de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène des personnes amputées, n'était pas encore bien compris. Certains auteurs ont trouvé une diminution de la consommation en oxygène chez des personnes amputées TT lors de l'ajout de travail de propulsion au pied prothétique, quand d'autres n'en ont pas trouvé. Chez les personnes amputées TF, aucune étude n'a isolé l'effet du travail de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène. Il y a donc un réel manque de la littérature à ce sujet, qui ne permet pas de conclure à priori sur l'intérêt d'augmenter ou non le travail de propulsion au pied prothétique des personnes amputées TF.

Le second chapitre de ce manuscrit porte donc sur l'étude des travaux mécaniques au pied prothétique et au membre appareillé chez les personnes amputées TT et TF, pendant la phase de propulsion. Ces travaux de propulsion ont été comparés à ceux développés par des personnes non amputées. Nous cherchons à comprendre si 1) il y a une différence de travail de propulsion au pied prothétique entre les personnes amputées TT et celles amputées TF ; et 2) si le travail mécanique au membre appareillé est identique chez ces deux populations. Pour ce faire, une étude rétrospective sur 155 participants a été réalisée, dont 47 personnes non amputées, 40 amputées TT et 68 amputées TF. La vitesse de marche a été prise en compte comme covariable afin qu'elle n'influence pas notre comparaison. Dans notre seconde étude, et afin de caricaturer l'effet de la réduction du travail de propulsion, nous avons fait le choix, dans un premier temps, d'évaluer l'effet de l'absence totale de travail de propulsion au pied prothétique, sur la consommation en oxygène des personnes amputées TF. Un pied prothétique à restitution d'énergie (pied ESAR : Energy Storage and Return) a été comparé à un pied rigide, de masse identique, incurvé en arc de cercle afin de permettre le même déroulé de pas.

Enfin, notre dernier chapitre, quant à lui, se consacre à l'application des résultats du Chapitre 2 afin d'améliorer la prothèse Synsys. Pour évaluer l'effet de la propulsion, nous avons cette fois cherché à augmenter les capacités de restitution de manière passive du pied du Synsys. En effet puisque le système hydraulique du Synsys permet au genou d'augmenter la mobilité de cheville, on peut exploiter cette synergie pour modifier les conditions d'initiation de la flexion du genou prothétique et ainsi augmenter le travail de propulsion au membre appareillé. Nous espérons observer une diminution de la consommation en oxygène. Afin de faciliter la phase de prototypage, la

fabrication additive par dépôt de fil fondu (DFF) a été choisie pour réaliser rapidement des prototypes peu coûteux en PLA Tough. L'objectif à long terme est de fabriquer ce pied en fibre de carbone. La première partie de ce chapitre réalise un état de l'art des méthodes permettant d'évaluer la sécurité et les performances des pieds prothétiques, en nous focalisant sur la manière dont les normes sont appliquées et/ou adaptées aux prototypes de pieds fabriqués par DFF. Cet état de l'art met en avant la faisabilité de concevoir un pied prothétique par DFF, du point de vue de la résistance mécanique. Toutefois, elle révèle également les défis à relever pour concevoir un prototype qui offre à la fois de bonnes performances de marche et une résistance à la fatigue adéquate. Ainsi une première étude s'est concentrée sur le processus de développement d'un nouveau prototype de pied pour le Synsys, dont l'objectif est d'augmenter l'énergie restituée. Sa résistance à la rupture et à la fatigue, ainsi que ses performances de restitution d'énergie ont été évaluées afin de vérifier si 1) le prototype restitue plus d'énergie que le pied actuel du Synsys et 2) s'il est possible de marcher avec le prototype pendant une demi-journée, en toute sécurité. Enfin, une seconde étude a été menée pour évaluer si la marche avec ce prototype, couplé au Synsys, permettait d'une part une augmentation du travail de propulsion au membre appareillé, et d'autre part une diminution de la consommation en oxygène, par rapport à la marche avec des prothèses de références.

# Chapitre 1. Etat de l'art : Locomotion des personnes amputées appareillées et quantification de la consommation énergétique

## 1.1. Amputation d'un membre inférieur et appareillage

### 1.1.1. Epidémiologie

#### 1.1.1.1. Prévalence et étiologie

La prise en charge des personnes ayant subi une amputation de membre inférieur représente un défi majeur en matière de santé publique, avec un impact significatif tant sur le plan humain que financier, malgré les progrès médicaux. Une amputation est dite majeure lorsqu'elle nécessite le sacrifice de l'appui talonnier. On peut définir deux grandes catégories de niveau d'amputation : les amputations au niveau du tibia, dites **amputations transtibiales** (TT), et les amputations au niveau du fémur, dites **amputations transfémorales** (TF). Elles sont aussi souvent appelées respectivement amputations au-dessous et au-dessus du genou, mais ces termes peuvent porter à confusion concernant l'appartenance ou non des amputations plus distales (désarticulés de cheville par exemple, où le pied est retiré tout en gardant le tibia et le péroné) ou plus proximales (comme les désarticulés de hanche, dont la totalité de la jambe est enlevé laissant le bassin intact).

Bien que les bases de données médicales répertorient les amputations majeures, il n'y a cependant aucun suivi épidémiologique. Les données épidémiologiques publiées sur les amputations de membre inférieur sont donc limitées. La prévalence de ces amputations varie significativement à travers le monde, avec des estimations qui révèlent la complexité et la diversité des cas.

En France, l'étude la plus récente date de 2022 et se base sur la base de données « Scansanté.fr », mais elle ne concerne que les actes chirurgicaux sans analyse épidémiologique (Bruyant et al., 2022). Elle dénombre 116 866 amputations majeures du membre inférieur entre 2011 et 2020, avec en moyenne annuelle 3802 amputations TF et 3699 amputations TT. Les derniers chiffres de « [Scansanté.fr](#) » sont ceux de 2022 et révèlent que 3792 amputations TT et 3520 TF ont été réalisées en France cette année-là. Une étude réalisée par l'Institut National de Veille Sanitaire en 2006 a identifié 15 353 cas d'amputation par an dont 52% de personnes diabétiques, qui présentent une incidence 14 fois supérieure à celle des non-diabétiques (Fosse et al., 2006). L'incidence était également doublée chez les hommes, diabétiques ou non, et ce quel que soit l'âge. Parmi ces amputations, 37,7% étaient considérées comme majeures (20,9% TT, 16,8% TF) chez les diabétiques et 50,1% chez les non-diabétiques (19,0% TT, et 31,1% TF), illustrant la gravité de ces interventions. Concernant les étiologies, l'artérite est responsable de presque 90 % des cas d'amputation du membre inférieur (Berthel and Ehrler, 2010). Bien que les amputations résultant de traumatismes soient en diminution, grâce à une préférence croissante pour la conservation du membre affecté, elles demeurent néanmoins la seconde principale raison d'amputation dans cette catégorie. Les causes restantes d'amputations de membres inférieurs sont les malformations présentes dès la naissance et les cancers.

Aux États-Unis, la situation est également préoccupante avec environ 1,9 million d'Américains vivant avec une amputation d'un membre en 2008, et 185 000 nouvelles amputations enregistrées chaque année (Ziegler-Graham et al., 2008). Ziegler-Graham estime que ce nombre doublera d'ici 2050. L'amputation au-dessus du genou, le deuxième niveau de perte de membres inférieurs le plus commun, représente un cinquième de la perte de membres aux États-Unis (Adams et al., 1999). Près de 75% des amputations d'un membre sont attribuées aux maladies vasculaires périphériques, soulignant l'importance des facteurs de risque liés au mode de vie et aux conditions de

santé sous-jacentes (Ziegler-Graham et al., 2008). Ces données mettent en évidence la nécessité de stratégies de prévention ciblées et de prises en charge adaptées pour réduire l'incidence des amputations et améliorer la qualité de vie des personnes affectées.

Avant toute chose, il est important de souligner l'hétérogénéité de la population de sujets amputés de membre inférieur concernant les niveaux et les étiologies d'amputation, auxquels s'ajoutent souvent des facteurs concomitants. Cette hétérogénéité est considérée comme l'un des principaux facteurs contribuant aux différences de niveau de fonctionnement entre les personnes amputées d'un membre inférieur (Davies and Datta, 2003). Cette hétérogénéité complexifie l'étude de la marche des personnes amputées d'un membre inférieur et peut biaiser certains résultats d'études et paramètres d'intérêt. Nous reviendrons par la suite sur les facteurs intrinsèques et extrinsèques influençant les paramètres d'étude propre à cette thèse.

Les étiologies des amputations de membre inférieur sont variées, mais elles peuvent être généralement catégorisées en quelques grands groupes :

- Maladies vasculaires : La maladie artérielle périphérique, aggravée par le diabète, est la cause la plus fréquente d'amputation. Dans le contexte du diabète, des complications peuvent entraîner une diminution de la perfusion sanguine aux extrémités, favorisant l'ischémie, l'infection, et l'amputation.
- Traumatismes : Les accidents, qu'ils soient liés au travail, aux accidents de la voie publique ou autres, peuvent causer des blessures nécessitant l'amputation d'un membre.
- Infections : Les infections graves et non contrôlées, telles que l'ostéomyélite ou les infections à champignons, peuvent parfois conduire à l'amputation lorsque d'autres traitements échouent ou si l'infection menace la vie du patient.
- Tumeurs : Les cancers osseux ou des tissus mous peuvent parfois nécessiter une amputation pour enlever la tumeur et empêcher sa propagation.
- Malformations congénitales : Des patients peuvent naître avec une absence partielle ou totale d'un membre, lié ou non à des malformations, pouvant nécessiter dans certains cas des retouches chirurgicales dans une perspective d'appareillage.

Dans les articles concernant la marche de personnes amputées d'un membre inférieur, l'étiologie est régulièrement divisée en causes **vasculaires** et causes **non vasculaires** (Ettema et al., 2021). En général, les amputations des membres inférieurs d'origine vasculaire sont pratiquées chez des personnes âgées présentant des comorbidités médicales, notamment le diabète, alors que les amputations des membres inférieurs d'origine non vasculaire concernent souvent des personnes plus jeunes présentant moins de comorbidités (Mackenzie et al., 2004).

### **1.1.1.2. Impact sur les capacités locomotrices**

Dans la suite de ce document, nous parlerons de membre « appareillé » pour désigner le membre inférieur ayant subi une amputation, et de membre « controlatéral » pour le membre inférieur encore intact. Les articulations encore intactes du membre appareillé, comme la hanche par exemple, seront appelées articulations « résiduelles » (ex : hanche résiduelle). On parlera aussi de membre « résiduel » pour désigner la partie biologique restante du membre inférieur côté appareillé.

L'amputation affecte grandement la locomotion humaine. D'une part, les individus doivent s'adapter aux compensations physiologiques liées aux composantes musculosquelettiques après l'amputation. D'autres part, ils doivent également apprendre à utiliser un outil externe, telle que la prothèse, pour retrouver un schéma de marche adapté.

L'amputation d'un membre inférieur a un fort impact négatif sur la mobilité des patients, que ce soit dans leur vie privée ou dans les espaces communs : 56 à 97% des individus retrouvent leur capacité de marche, mais seulement 26 à 62% retrouvent la capacité de se déplacer à l'extérieur (van Velzen et al., 2006).

Il a été établi que le niveau et la cause de l'amputation ont un effet majeur sur la capacité de marche des personnes amputées d'un membre inférieur (Davies and Datta, 2003; Sansam et al., 2009; van Velzen et al., 2006; Waters et al., 1976). Comme le soulignent Sawers and Hafner, 2013, les individus avec amputation TF présentent des défis fonctionnels spécifiques en raison de la perte des articulations du genou et de la cheville. En effet, il a été rapporté que les amputés TF s'adaptent moins facilement aux prothèses (Fletcher et al., 2001; McWhinnie et al., 2005) et avaient plus fréquemment des douleurs au dos, au genou et à la hanche (Kulkarni, 1998; Norvell et al., 2005; Robbins et al., 2009; Smith et al., 1999), de l'obésité (Kurdiylo, 1996) et de l'arthrose (Norvell et al., 2005). De plus, l'amputation TF entraîne généralement de moins bons résultats fonctionnels que l'amputation transtibiale (TT) (Jo et al., 2021), comme en témoigne le nombre significativement moins élevé de personnes amputées TF que de personnes amputées TT parvenant à se déplacer dans leur domicile (50% contre 66%) ou en société (29% contre 54%) (Davies and Datta, 2003). Ceci souligne l'inégalité d'adaptation en fonction du niveau d'amputation, l'importance du genou prothétique et donc la nécessité de continuer à améliorer les solutions proposées aux personnes amputées TF.

### **1.1.2. Appareillage**

Une prothèse est un dispositif artificiel conçu pour remplacer la partie du corps qui manque suite à une amputation. Elle aide la personne à retrouver une certaine autonomie en lui permettant de se tenir debout, de marcher et d'effectuer diverses activités quotidiennes avec plus d'aisance. La prothèse vise à restaurer autant que possible la fonction du membre perdu, améliorant ainsi la qualité de vie de l'individu. En France, on estime que seulement 50 % des personnes amputées sont appareillées, les patients les plus âgés et présentant la comorbidité la plus importante ne bénéficiant pas de cette prise en charge (Berthel and Ehrler, 2010).

Il existe différents types de prothèses pour les personnes amputées d'un membre inférieur. Ces différences sont liées à plusieurs aspects, notamment : le niveau d'activité du patient, les préférences

et l'adaptation du patient, le temps écoulé depuis l'amputation/l'implantation de la prothèse ou encore les lois locales sur l'assurance pour le remboursement des prothèses.

L'appareillage prothétique pour les amputations de membre inférieur comprend quatre éléments clés essentiels à la fonctionnalité et au confort de l'utilisateur : l'emboîture, la prothèse de genou (pour les amputations au-dessus du genou), les pièces de liaison et d'alignement et enfin la prothèse de pied (Figure 1).

L'**emboîture**, ou socket, constitue le point de contact principal entre le membre résiduel de l'amputé et la prothèse. Sa conception doit assurer une distribution adéquate des pressions pour éviter les irritations et les douleurs au niveau du moignon, tout en fournissant un soutien stable pour le poids du corps. Elle joue un rôle crucial dans la marche des personnes amputées, car elle affecte directement la pression à l'interface et l'activité musculaire du membre résiduel (Hong and Mun, 2005). L'interaction entre l'emboîture et les tissus mous du membre résiduel peut être sous-optimale, entraînant un inconfort et une stabilité réduite (Paterno et al., 2018). Chez les amputés transfémoraux, l'emboîture peut limiter le mouvement de la hanche, entraînant des stratégies compensatoires qui peuvent aboutir à une démarche fonctionnelle, mais qui augmentent également le risque de lombalgie (Rabuffetti et al., 2005). L'emboîture doit donc être personnalisée pour chaque utilisateur afin de s'adapter précisément à la morphologie de son membre résiduel, garantissant ainsi un ajustement optimal et minimisant le risque de problèmes secondaires. Elle est la partie la plus importante dans l'appareillage : peu importe à quel point la prothèse est fonctionnelle et performante, si l'emboîture n'est pas bien adaptée au patient, il ne pourra pas marcher correctement (Fajal, 1972).

Le **genou prothétique** (pour les amputations au-dessus du genou) est conçu pour remplacer l'articulation de genou physiologique du patient. Pour répondre à l'ensemble des besoins de tous les patients, celui-ci peut présenter différentes caractéristiques, allant d'un genou verrouillé pendant tout le cycle de marche jusqu'à la reproduction des mouvements d'un genou physiologique durant la marche. Plus de 220 prothèses de genou étaient disponibles en 2013 (Sawers and Hafner, 2013), variant en complexité entre des modèles mécaniques basiques, mono et multiaxial, aux systèmes plus complexes. De nombreux paramètres doivent être pris en compte dans le choix des prothèses afin d'assurer la stabilité en phase d'appui et l'agilité en phase oscillante. C'est cette dualité qui rend l'articulation du genou complexe. Par exemple, la flexion du genou peut être réglée en ajoutant un verrouillage mécanique et un frein à friction mécanique, hydraulique ou pneumatique. Dans le cas des prothèses arrivées dans les années 90 et pourvues d'un microprocesseur (MPK : *Microprocessor-controlled prosthetic knees*) (Berry, 2006), elles peuvent adapter leur fonctionnement en temps réel, en résistant à la flexion pour les descentes de pentes et d'escaliers ou en adaptant la vitesse de flexion du genou, en fonction de signaux reçus par des capteurs de force, de position ou de vitesse. Ceci permet d'améliorer l'adaptabilité de la prothèse à la variation de vitesse et de situation. Ces adaptations sont en particulier nécessaires lors de petits pas à faible vitesse ou lors de marche rapide, et pour les terrains accidentés, les pentes et les escaliers où les personnes amputées TF ont particulièrement du mal à s'adapter (Jones et al., 2006; Ramstrand and Nilsson, 2009; Vrieling et al., 2008, 2007). Sawers and Hafner, 2013 ont montré dans leur revue de littérature que les genoux à microcontrôleur sont associés à une mobilité accrue, à une augmentation de la vitesse de marche, à une amélioration des schémas de marche dans la descente des escaliers et à une diminution de la consommation métabolique et du nombre de chutes. Ils sont également associés à une plus grande confiance en soi pendant la marche, à un bien-être accru et à une demande cognitive réduite pendant la marche.

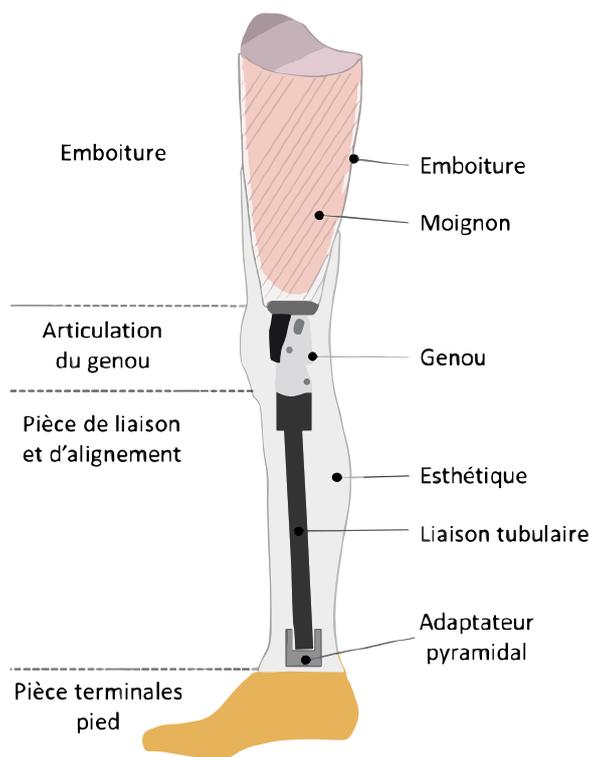


Figure 1 : Schéma d'une prothèse pour amputé transfémoral (tiré de Louessard, 2023, adapté de Chevalier, 2016)

Les pièces de liaison et d'alignement (ou effecteurs intermédiaires) correspondent aux pièces entre le pied prothétique et le reste de la prothèse. Elles comprennent une liaison tubulaire, offrant la résistance et la rigidité nécessaires pour supporter les charges lors de la marche et d'autres activités. La liaison tubulaire relie l'emboiture (ou le genou prothétique dans le cas des amputations au-dessus du genou) aux autres composants de la prothèse par des pièces de jonctions. Ces pièces de jonctions sont des translateurs et des adaptateurs pyramidaux qui permettent d'aligner la prothèse dans le plan souhaité, en fonction du besoin spécifique de chaque patient.

Le **pied prothétique** constitue le composant terminal de la prothèse de membre inférieur et est cruciale pour reproduire la fonction et la dynamique de la marche. Ces composants sont conçus pour reproduire le mouvement du pied et de la cheville. Les prothèses de pieds varient en complexité, et peuvent être regroupées en 4 catégories (Figure 2) :

- Les pieds **SACH** (*Solid Ankle Cushion Heel foot*) : ce sont 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, permettant le déroulé du pas. La déformation du pied lors de l'appui talon est dissipée et n'est donc pas réutilisée lors de la propulsion. Ils sont généralement prescrits aux personnes âgées ou à ceux qui ont un style de vie peu actif.
- Les pieds **ESAR** (*Energy-Storage-And-Return*) : à l'inverse, ces pieds sont conçus pour emmagasiner de l'énergie de déformation lors de la phase d'appui et la restituer durant la phase de propulsion, allant jusqu'à doubler le pic de puissance et le travail de propulsion à la cheville par rapport à un pied SACH (Houdijk et al., 2018; Pröbsting et al., 2022). Il a aussi été observé une augmentation de la symétrie de longueur de pas chez les personnes amputées TT (Houdijk et al., 2018) ainsi qu'une réduction du coût en oxygène de la marche de l'ordre de 5-10% chez les personnes amputées TT et TF portant un pied ESAR par rapport à un pied SACH (Graham et al., 2008; Hsu et al., 1999; Nielsen et al., 1989). Ces pieds sont

constitués de lames en matériaux composites, essentiellement réalisées par empilement de fibres de carbone ou de verre liées à l'aide d'une résine. Actuellement, les pieds ESAR sont les plus utilisés car ils offrent le meilleur compromis entre amélioration de la marche et simplicité d'utilisation.

- Les pieds **motorisés** : ce sont des pieds ESAR intégrant des composants électroniques, des moteurs et des capteurs pour simuler la fonctionnalité et les mouvements du pied et de la cheville d'une personne non amputée. L'apport d'énergie mécanique externe par le moteur leur permet d'atteindre des pics de puissance à la cheville similaires à ceux des personnes non amputées (Müller et al., 2019). Ces pieds prothétiques sont les seuls pouvant produire un travail mécanique net positif. Ils offrent une plus grande adaptabilité aux différentes surfaces et activités. Leur comportement est cependant plus compliqué à gérer puisque l'apport d'énergie doit être réalisé en bonne quantité et au bon moment pour ne pas perturber le cycle de marche, ce qui rendrait la marche moins efficace.
- Les pieds **articulés** : Contrairement aux autres pieds prothétiques qui utilisent la déformation du pied afin de permettre une amplitude angulaire entre le pied et le tibia, ces pieds utilisent une articulation physique. La plupart du temps, il s'agit de pieds ESAR combinés à une articulation contrôlée par hydraulique passive ou microprocesseur. Cela peut aussi correspondre à l'assemblage d'un pied SACH avec un élément élastomère fournissant un retour élastique et aidant le pied à revenir à sa position neutre après la flexion. Ces dispositifs peuvent améliorer la marche sur sol plat, sur les pentes et les escaliers (Agrawal et al., 2013), en réduisant notamment le coût métabolique de la marche de 0-10% (Askew et al., 2019).

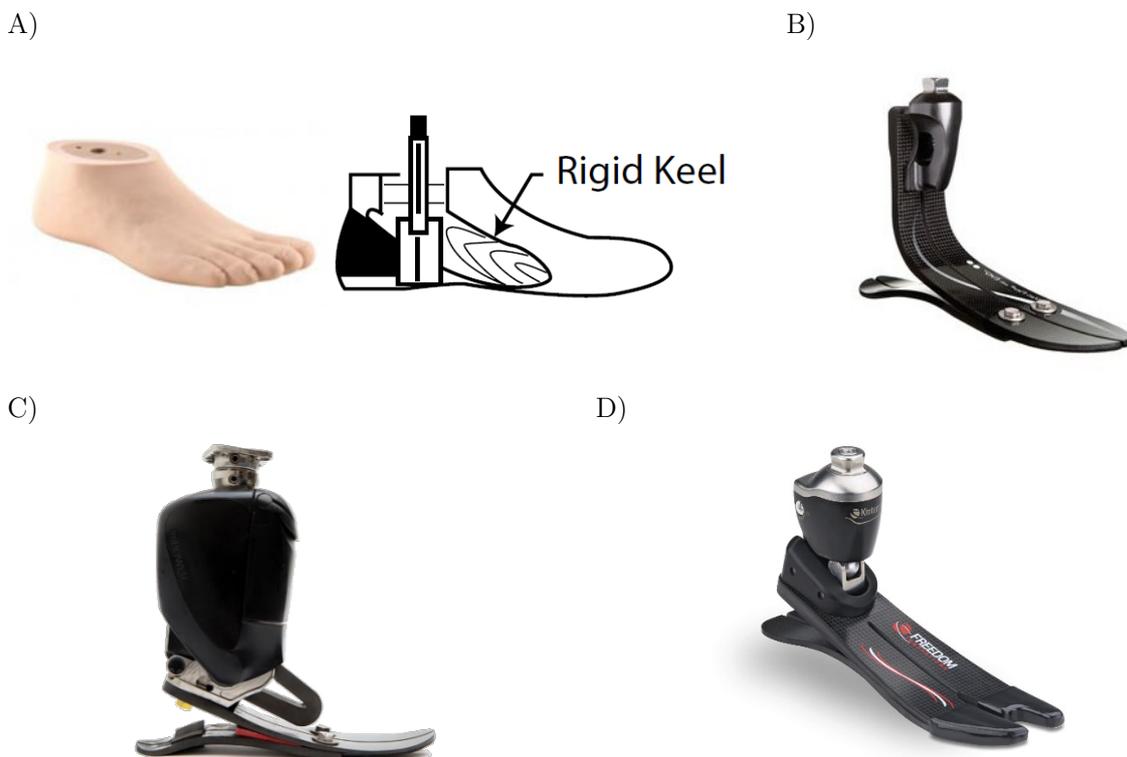


Figure 2 : Exemples de pieds prothétiques disponibles. A) pied SACH : pied avec un noyau en bois entouré d'un matériau souple. B) pied ESAR : lame en carbone permettant d'emmagasiner de l'énergie et de la restituer lors de la phase de propulsion. Ici Vari-Flex de Ossür. C) pied motorisé : seul pied prothétique générant un travail net positif au cours de la marche. Ici Empower d'Ottobock®. D) Pied articulé : pied améliorant la marche sur sol plat, en pentes et en escalier. Ici Kinterra de Proteor® (ex Freedom)

Une esthétique est ajoutée sur le pied prothétique et peut aussi être ajoutée au niveau de la liaison tubulaire et de l'emboîture. C'est au médecin MPR (médecine physique et de réadaptation) de choisir les prothèses que les patients utiliseront en fonction de leur projet de vie et de leur capacité physique. L'orthoprothésiste quant à lui s'occupera de la création personnalisée de l'emboîture ainsi que de l'assemblage et du réglage des éléments prothétiques pour fournir aux patients la capacité de se déplacer avec plus d'efficacité et de confort, améliorant ainsi considérablement leur qualité de vie.

Dans le prochain paragraphe, nous présenterons la prothèse Synsys développée par l'entreprise Proteor® durant ces 10 dernières années et commercialisée en 2023. Elle a spécialement été conçue pour adapter le comportement du genou et de la cheville aux situations de marche contraignantes, comme les pentes ou les escaliers. C'est sur l'amélioration de cette prothèse que porte la présente thèse.

### 1.1.3. Prothèse Synsys de Proteor®

La prothèse Synsys® de Proteor® (Figure 3) est un dispositif unique composé d'un pied prothétique en fibre de carbone et d'un genou à microcontrôleur reliés l'un à l'autre par un système hydraulique, constitué d'une bielle et de deux vérins hydrauliques (en bleu sur la Figure 4). Ce système synergique permet d'adapter conjointement le comportement du genou et à la cheville. Ce mécanisme offre la capacité de reproduire les amplitudes de mouvement physiologique des articulations, atteignant jusqu'à 125° d'amplitude pour le genou et 45° pour la cheville. La combinaison du système hydraulique, des capteurs et du microcontrôleur permet de moduler la mobilité articulaire en réponse aux activités variées du quotidien.



*Figure 3 : Prothèse Synsys de Proteor®*

En phase d'appui, la flexion du genou autorise une dorsiflexion proportionnelle de la cheville ce qui permet la triple flexion du membre appareillé (cheville-genou-hanche) utilisée pour s'asseoir, récupérer un objet au sol, ou dans la descente de pente et d'escalier. En phase d'appui, la plantiflexion de la cheville est amortie, ce qui permet une mise à plat du pied lors de l'appui talon, à plat et en pente, augmentant ainsi la surface de contact avec le sol et le temps où le pied est à plat sur le sol. Enfin, la position d'équilibre de la cheville (position neutre) peut être ajustée afin de permettre une plantiflexion au début de la phase d'appui puis, une fois la position neutre passée ( $\sim 90^\circ$ ), de bloquer la dorsiflexion afin de contraindre la lame carbone et emmagasiner de l'énergie. Ceci est particulièrement utile en montée de pente afin de ne pas forcer sur la lame du pied prothétique trop tôt. Enfin, en phase oscillante la flexion du genou entraîne la dorsiflexion automatique de la cheville

de  $\theta_{cheville} = \frac{1}{3}\theta_{genou}$ . Ceci a pour conséquence d'augmenter la distance entre le pied et le sol afin de limiter les risques de trébuchement et les compensations qui y sont liées (*vaulting*, *hip hiking*, *circumduction* de la hanche).

D'autres fonctionnalités sont disponibles afin d'adapter le comportement du genou à la vitesse de marche ou à des activités quotidiennes qui demandent un comportement de la prothèse particulier (vélo, déplacement par petits pas, attente debout, ...).

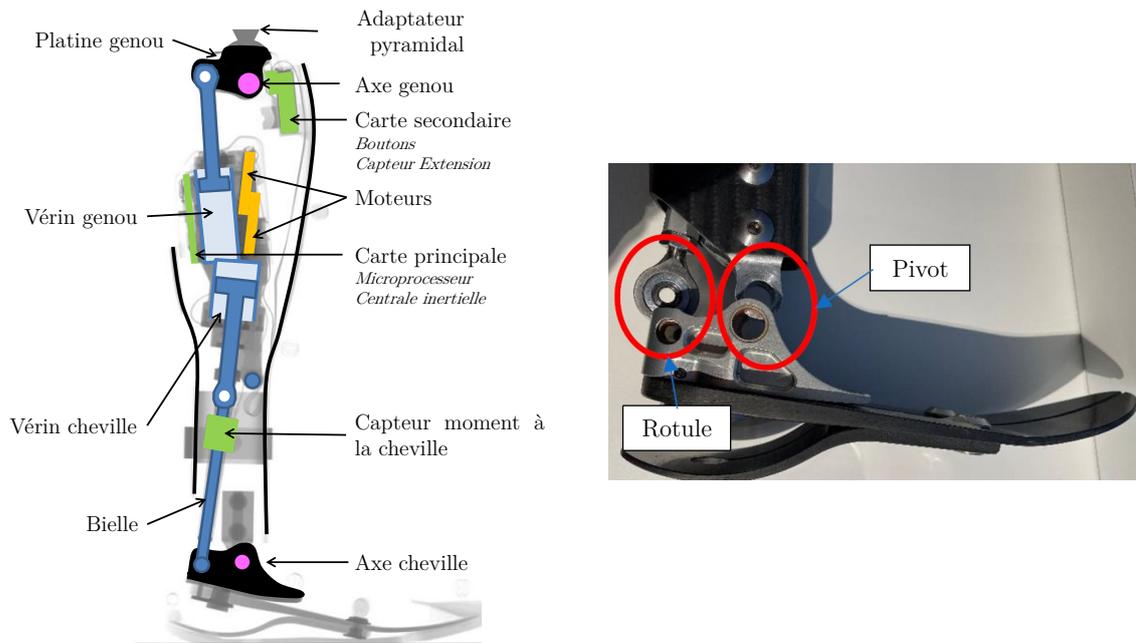


Figure 4 : Représentation de l'implémentation physique du Synsys<sup>®</sup>. A gauche en bleu, le système synergique permettant de générer un moment de flexion au genou à partir du moment de plantiflexion de la cheville durant la fin de la phase d'appui. A droite, les pieds ESAR du Synsys lié au tibia par un pivot et relié au système hydraulique par une rotule.

Les avancées technologiques, dont le Synsys est un parfait exemple, ont principalement permis d'améliorer les capacités d'adaptation des composants prothétiques aux différentes situation de locomotion. Cependant et malgré le recours aux solutions motorisées, ces évolutions ont eu un impact modeste sur le cout métabolique de cette locomotion (Knight et al., 2023; Sawers and Hafner, 2013).

## 1.2. Etat de l'art : Dépense métabolique des personnes amputées lors de la marche

Après avoir défini l'amputation d'un membre inférieur et décrit les technologies liées à l'appareillage, il est crucial de considérer leur impact direct sur la vie quotidienne des utilisateurs. Les progrès dans la conception des prothèses visent non seulement à améliorer le confort, la mobilité et la stabilité des utilisateurs, mais également à réduire les contraintes physiques imposées par l'amputation. Cependant, malgré ces avancées, les défis métaboliques associés à l'utilisation de ces dispositifs restent significatifs. C'est dans ce contexte que nous aborderons, dans la section suivante, la dépense métabolique chez les personnes amputées, un aspect fondamental pour évaluer l'efficacité de l'appareillage et identifier les axes d'amélioration.

La dépense métabolique peut être définie comme la quantité d'énergie consommée par un individu pour 1) assurer son métabolisme de base, à savoir maintenir ses fonctions vitales et 2) réaliser des activités physiques.

On estime que l'augmentation de la consommation d'oxygène lors de la marche à vitesse équivalente s'élève à 25% pour les amputés transtibiaux et à 50% pour les amputés transfémoraux (van Schaik et al., 2019). Cette augmentation de la dépense métabolique affecte le quotidien des personnes amputées, à leur domicile comme dans la société. Il est donc nécessaire de comprendre les origines mécaniques de la dépense métabolique chez les amputés d'un membre inférieur afin d'optimiser leur réadaptation et améliorer leur qualité de vie.

### 1.2.1. Fondements théoriques de la quantification de la dépense métabolique

#### 1.2.1.1. Définition et composantes de la dépense métabolique

La dépense métabolique peut être décomposée en deux principales catégories : la dépense métabolique au repos et la dépense métabolique liée à l'activité. La dépense métabolique au repos, aussi appelée **métabolisme basal** est l'énergie nécessaire pour soutenir les fonctions vitales fondamentales comme la respiration, la circulation sanguine et le maintien de la température corporelle. Le métabolisme basal est proportionnel à la surface corporelle ainsi qu'au pourcentage de masse corporelle maigre, ce qui explique en partie la différence de 5 à 10 % observée entre les femmes et les hommes (Waters and Mulroy, 1999). En termes d'âge, le métabolisme basal diminue d'environ 2 % par décennie tout au long de l'âge adulte (McArdle et al., 1981). La **dépense métabolique liée à l'activité** englobe quant à elle l'énergie consommée pour toutes les activités au-delà du repos comme les exercices physiques mais aussi les tâches quotidiennes simples, dont la marche.

Durant l'exercice, la consommation d'oxygène par le corps atteint un plateau qui reflète la filière énergétique utilisée (Astorino et al., 2006; Waters and Mulroy, 1999). Les filières énergétiques sont les mécanismes par lesquels le corps produit de l'ATP (molécule adénosine triphosphate), qui est

la source d'énergie immédiate pour les cellules musculaires. Il y a principalement trois filières énergétiques :

- La filière anaérobie alactique : Cette filière est la source d'énergie la plus rapide et est utilisée pour des efforts très courts et intenses, typiquement de moins de 10 secondes, comme un sprint ou un soulèvement de poids lourd. Elle repose sur les réserves de créatine phosphate dans les muscles pour régénérer rapidement l'ATP sans produire de lactate.
- La filière anaérobie lactique : Cette filière prend le relais pour des efforts intenses de courte durée, généralement entre 10 secondes et 2 minutes. Elle implique la dégradation du glucose en absence d'oxygène (anaérobie) pour produire de l'ATP, processus qui produit également du lactate comme sous-produit, pouvant conduire à l'acidification des muscles et à la fatigue.
- La filière aérobie : Pour des efforts prolongés (plus de 2 minutes), la production d'énergie repose principalement sur la filière aérobie, qui utilise l'oxygène pour dégrader les glucides, les lipides (graisses) et, dans une moindre mesure, les protéines afin de produire de l'ATP. Cette filière est plus lente à fournir de l'ATP mais peut le faire pendant une longue durée et est donc cruciale pour les activités d'endurance.

La courbe d'Howald visible sur la Figure 5 illustre le passage progressif de la prédominance d'une filière à l'autre en fonction de la durée et de l'intensité de l'effort. Au début d'un effort, la filière anaérobie alactique est prédominante, puis la contribution de la filière anaérobie lactique devient plus importante. Pour les efforts prolongés, c'est la filière aérobie qui fournit la majorité de l'énergie.

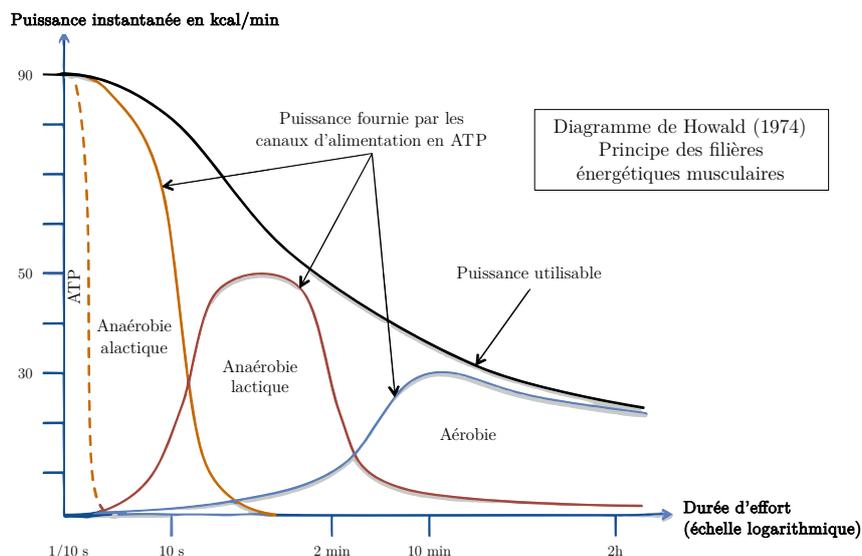


Figure 5 : Diagramme d'Howald (1974) (adapté de *Cyclisme entraînement*)

### 1.2.1.2. Mesure de la dépense métabolique

Le premier principe de la thermodynamique, à savoir la conservation de l'énergie au cours de sa transformation, s'applique aussi à l'être humain : l'énergie produite par les processus des trois filières énergétiques vues précédemment est transformée en chaleur et en travail musculaire. Cette énergie peut être mesurée par deux méthodes distinctes (Jequier et al., 1987) :

### Calorimétrie directe

Le calcul de la dépense métabolique à partir de la méthode de calorimétrie directe implique la mesure directe de la quantité de chaleur produite par l'organisme en réponse à diverses activités métaboliques. Dans cette approche, un individu est placé dans une chambre calorimétrique spécialement conçue, où toutes les formes d'énergie échangées sous forme de chaleur avec l'environnement peuvent être mesurées avec précision. La chambre est thermiquement isolée pour assurer que toute variation de température à l'intérieur est uniquement due à l'activité métabolique de l'individu. En mesurant l'augmentation de température dans la chambre sur une période donnée, il est possible de déterminer la quantité totale d'énergie dépensée par le corps. Cette mesure fournit des informations précieuses sur le métabolisme basal (la quantité d'énergie requise pour maintenir les fonctions vitales au repos) et sur l'énergie dépensée lors d'activités physiques, permettant ainsi une évaluation complète de la dépense énergétique de l'individu.

### Calorimétrie indirecte

La méthode de calorimétrie indirecte calcule la dépense métabolique en analysant les échanges gazeux, notamment la consommation d'oxygène ( $O_2$ ), notée  $\dot{V}O_2$  et la production de dioxyde de carbone ( $CO_2$ ), notée  $\dot{V}CO_2$ , pour estimer la quantité d'énergie dépensée par l'organisme. Cette technique se fonde sur le principe que la quantité d'énergie produite par l'organisme est proportionnelle à la quantité d'oxygène consommée et de dioxyde de carbone produit, comme vu précédemment. En mesurant ces échanges gazeux à l'aide d'un spiromètre ou d'un système similaire, il est possible de déduire le type de substrat énergétique (glucides, lipides) utilisé par l'organisme et calculer la dépense énergétique totale, i.e. la dépense métabolique, en appliquant des équations spécifiques. Il existe de multiples équations publiées pour calculer la dépense métabolique d'une activité, notée  $-\Delta H$ , à partir des valeurs mesurées de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  en  $L \cdot s^{-1}$ , et de l'azote (N) rejeté en gramme (Tableau 1). Les coefficients  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $c_3$  (Eq. 1) varient en fonction des modèles, et dépendent des données sur lesquelles les modèles ont été ajustés : l'oxydation des graisses pendant l'exercice peut être influencée par l'intensité et la durée de l'exercice, le régime alimentaire, l'entraînement, le mode d'exercice et le sexe des individus, comme le souligne [Kipp et al., 2018](#). Ces auteurs ont trouvé que la dépense métabolique calculée à l'aide des équations du Tableau 1 durant la course de 10 coureurs de haut niveau différait jusqu'à 5,2%.

$$-\Delta H = c_1 \cdot \dot{V}O_2 + c_2 \cdot \dot{V}CO_2 - c_3 \cdot N \quad \text{Eq. 1}$$

Chez un sujet au repos, dans un environnement thermique neutre, les quantités d'énergie produite, mesurées simultanément par calorimétrie directe et par calorimétrie indirecte, sont identiques ([Jequier et al., 1987](#)).

Tableau 1 : Équations publiées pour le calcul de la dépense énergétique, où  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  sont exprimés en  $L \cdot s^{-1}$ , et  $N$  en g. Adapté de Kipp et al., 2018.

	Equation
Lusk, 1924 <sup>a</sup>	$16,00 \cdot \dot{V}O_2 + 5,15 \cdot \dot{V}CO_2 - 7,80 \cdot N$
Weir, 1949	$16,50 \cdot \dot{V}O_2 + 4,62 \cdot \dot{V}CO_2 - 9,06 \cdot N$
Weir <sup>b</sup> (corrigé)	$16,62 \cdot \dot{V}O_2 + 4,51 \cdot \dot{V}CO_2 - 9,22 \cdot N$
Garby and Astrup, 1987	$16,04 \cdot \dot{V}O_2 + 4,94 \cdot \dot{V}CO_2$
Ferrannini, 1988 (glucose)	$16,15 \cdot \dot{V}O_2 + 4,82 \cdot \dot{V}CO_2 - 4,79 \cdot N$
Ferrannini, 1988 (glycogène)	$16,38 \cdot \dot{V}O_2 + 4,64 \cdot \dot{V}CO_2 - 4,51 \cdot N$
Brockway, 1987	$16,58 \cdot \dot{V}O_2 + 4,51 \cdot \dot{V}CO_2 - 5,90 \cdot N$
Péronnet and Massicotte, 1991	$16,89 \cdot \dot{V}O_2 + 4,84 \cdot \dot{V}CO_2$
Jeukendrup and Wallis, 2005 (intensité entre 40%-50% $\dot{V}O_{2max}$ )	$18,56 \cdot \dot{V}O_2 + 2,40 \cdot \dot{V}CO_2 - 4,14 \cdot N$
Jeukendrup and Wallis, 2005 (intensité entre 50%-75% $\dot{V}O_{2max}$ )	$18,71 \cdot \dot{V}O_2 + 2,30 \cdot \dot{V}CO_2 - 4,14 \cdot N$

Note : N : nitrogène ;  $\dot{V}CO_2$  : production de dioxyde de carbone ;  $\dot{V}O_2$  : consommation d'oxygène ;  $\dot{V}O_{2max}$  : consommation maximale d'oxygène.

<sup>a</sup> comme calculé par Abramson, 1943

<sup>b</sup> corrigé par Brockway, 1987

Il est important de noter que cette méthode de calorimétrie indirecte suppose un état stable de l'effort aérobie, où la production de dioxyde de carbone et la consommation d'oxygène sont à l'équilibre. Dans des conditions anaérobies ou lors de transitions rapides dans l'intensité de l'effort, cette relation peut ne pas être directe ou nécessite des ajustements supplémentaires. Puisque chaque source d'ATP produit une quantité connue de molécules de CO<sub>2</sub> pour une quantité connue de molécules d'O<sub>2</sub>, ces deux grandeurs peuvent être utilisées pour suivre le moyen de production d'énergie que l'activité demande. On utilise alors le quotient respiratoire (QR) qui est défini comme le ratio entre le volume de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ) rejeté et le volume d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) consommé :

$$QR = \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2} \quad \text{Eq. 2}$$

Un QR < 1 signifie que la filière aérobie est utilisée. L'utilisation de lipides (graisses) pour produire de l'ATP génère un QR ~ 0,7, l'utilisation des protéines génère un QR ~0,9 et la consommation de glucides génère un QR ~1. Un QR > 1 indique que l'organisme utilise la filière anaérobie pour produire de l'énergie. Durant les expérimentations, il est donc important de garder un QR < 1 pour s'assurer d'un effort aérobie et donc pouvoir utiliser les équations du Tableau 1.

### 1.2.1.3. Consommation et coût métabolique

La dépense métabolique est un terme général définissant la quantité d'énergie dépensée par un organisme pour une période ou une activité donnée. Toutefois, la distinction entre consommation métabolique et coût métabolique est cruciale dans l'étude de la biomécanique et de la physiologie de

l'exercice. La consommation métabolique, mesurée en joules par kilogramme et par minute ( $J \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ), reflète la quantité d'énergie utilisée par l'organisme pendant une activité physique et sert d'indicateur de l'intensité de l'effort (Brockway, 1987). En revanche, le coût métabolique, exprimé en joules par kilogramme et par mètre ( $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ), évalue l'efficacité avec laquelle cette énergie est dépensée pour accomplir une tâche spécifique, permettant de comparer l'efficacité énergétique entre différentes modalités de locomotion (Minetti et al., 2002). Ces deux grandeurs sont affectées par la dimension et la composition corporelle de l'individu, c'est pourquoi elles sont normalisées par le poids corporel afin de faciliter les comparaisons interindividuelles. Les articles scientifiques dont nous discuterons par la suite se focaliseront quasi tous sur l'activité de marche qui est une activité aérobie, i.e. durant laquelle la production d'ATP est faite par la consommation d'oxygène. De ce fait, la majorité des articles étudiés durant cette thèse discuteront de la consommation d'oxygène ( $mL O_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ) et du coût en oxygène de la marche ( $mL O_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ), aussi appelé CoT (*Cost of Transport*). La consommation d'oxygène et le coût en oxygène de la marche varient en fonction de plusieurs paramètres :

### Vitesse de marche

La forme mathématique de la courbe empirique reliant la consommation métabolique lors de la marche ( $E_w$ ) à la vitesse de marche ( $v$ ), peut s'écrire par une fonction polynomiale du second-ordre (Figure 6) :

$$E_w = av^2 + bv + c \quad \text{Eq. 3}$$

Où  $E_w$  est exprimé en joules par kilogramme de poids corporel par minute,  $v$  en mètre par minute, et où  $a$ ,  $b$  et  $c$  sont des constantes. Le coût énergétique de la marche ( $E_m$ ) augmente lui aussi de manière non linéaire avec la vitesse mais cette fois en formant une hyperbole (Figure 6). Le coût de la marche est égal à la consommation métabolique ( $E_w$ ) divisée par la vitesse de marche ( $v$ ) :

$$E_m = \frac{E_w}{v} = av + b + \frac{c}{v} \quad \text{Eq. 4}$$

À des vitesses très basses ou très élevées, le coût de la marche tend à augmenter. Il atteint un minimum  $E_{min} = 2\sqrt{ac} + b$  à une vitesse intermédiaire, nommée vitesse optimale :  $v_{opt} = \sqrt{\frac{c}{a}}$ . Les personnes saines ont tendance à marcher à cette vitesse qui minimise le coût de la marche (Ralston, 1958).

Note : La consommation d'oxygène et le coût en oxygène de la marche se calculent aussi à partir des équations Eq. 3 et Eq. 4 respectivement, aux constantes près.

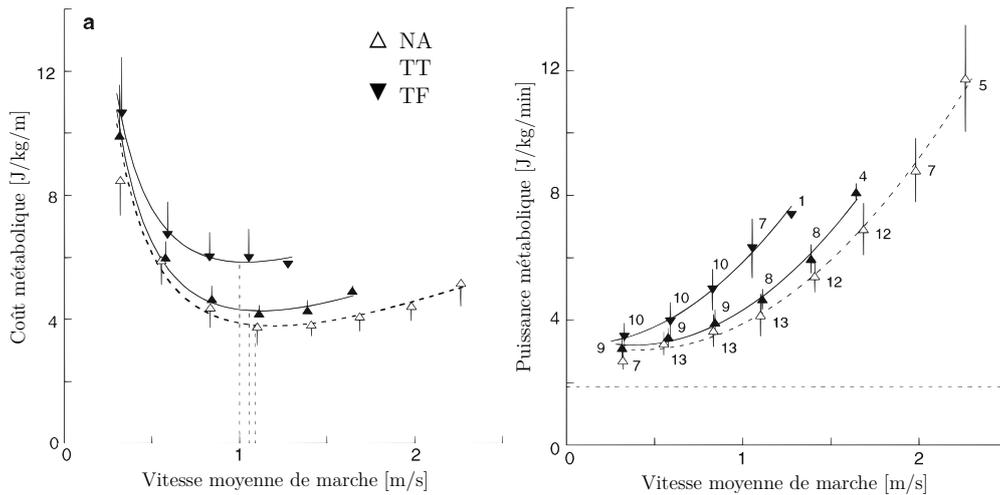


Figure 6 : Coût métabolique brute (gauche) et puissance métabolique (droite) en fonction de la vitesse de marche chez des sujets non-amputés (triangles ouverts), des sujets amputés transtibiaux (triangles supérieurs remplis) et des sujets amputés transfémoraux (triangles inférieurs remplis). Les symboles représentent les valeurs moyennes ; le nombre de sujets est donné par les chiffres près de chaque point ; les barres d'écart-type sont tracées lorsqu'elles dépassent la taille du symbole. Les courbes sont des régressions polynomiales de second ordre pour tous les points de données. Adapté de Genin et al., 2008.

### Sexe

Plusieurs recherches ont rapporté des valeurs de consommation d'oxygène plus élevées chez les hommes pendant la marche (Cotes and Meade, 1960). D'autres ont rapporté des valeurs plus élevées chez les femmes ou aucune différence significative (Booyens and Keatinge, 1957; Mahadeva et al., 1953). Selon Waters et Mulroy, parmi 225 sujets sains âgés de 6 à 80 ans, aucune différence significative n'a été observée dans la consommation d'oxygène en fonction du sexe à des vitesses lentes, normales ou rapides (Waters and Mulroy, 1999).

### Âge

Grimby and Söderholm, 1962 ont constaté que la consommation d'oxygène augmente avec l'âge pendant la marche, tout comme Waters and Mulroy, 1999 qui ont trouvé une différence significative de consommation et de coût en oxygène entre les enfants, adolescents et adultes (Figure 7). Les personnes âgées ont tendance à présenter un coût de la marche plus élevée (Ortega and Farley, 2007), tout comme les enfants qui ont un métabolisme basal plus élevé et qui ont une cadence plus rapide pour compenser une longueur de foulée plus courte (Waters and Mulroy, 1999).

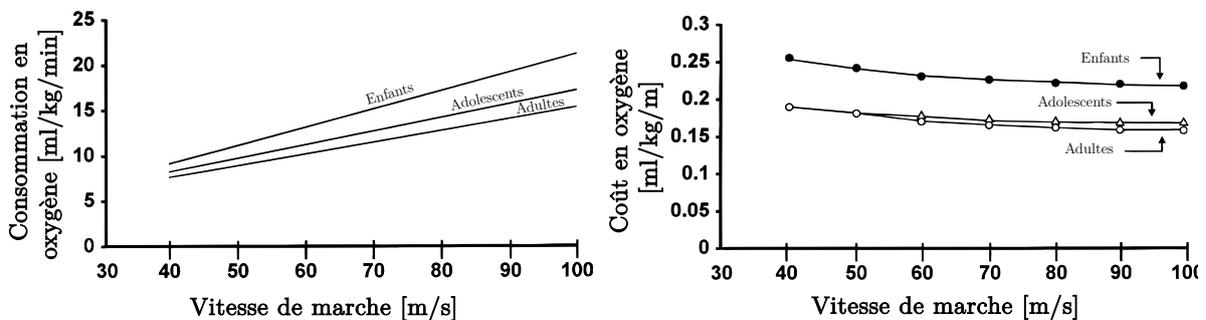


Figure 7 : Consommation d'oxygène (à gauche) et coût de la marche (à droite) en fonction de la vitesse de marche pour les enfants, les adolescents et les adultes. Adapté de Waters and Mulroy, 1999.

### **Biomécanique de la marche**

Les caractéristiques individuelles de la marche, telles que la longueur du pas, la fréquence des pas, et la posture, peuvent influencer le coût en oxygène de la marche. De nombreuses études ont montré que les personnes saines choisissent une fréquence de pas qui rend la marche moins coûteuse (Bertram and Ruina, 2001; Holt et al., 1991; Minetti et al., 1995; Umberger and Martin, 2007; Zarrugh et al., 1974). D'autre part, une largeur de pas de 0,45 fois la longueur de jambe peut augmenter de 40 % l'énergie métabolique par rapport à la largeur de pas optimale (qui est de 0,12 fois la longueur de jambe) (Donelan et al., 2001). Une optimisation de la mécanique de la marche peut réduire la consommation d'énergie (Alexander, 2004).

### **Masse corporelle**

Les personnes avec une masse corporelle plus élevée consomment plus d'oxygène pour une même vitesse de marche en raison de la plus grande quantité d'énergie nécessaire pour déplacer une masse plus importante. Browning and Kram, 2005 ont par exemple montré que la consommation d'oxygène nette moyenne était 11 % plus élevée chez les sujets obèses que chez les sujets d'indice de masse corporelle (IMC) normal, toutes vitesses de marche confondues. Toutefois, le coût de la marche peut être similaire à celui des individus plus légers, comme cela a été démontré chez les femmes obèses (Browning and Kram, 2005). En effet, le coût de la marche est généralement exprimé par unité de masse (ml O<sub>2</sub>/kg/m), ce qui signifie que les personnes avec une masse corporelle plus importante peuvent avoir un coût de la marche absolu (ml O<sub>2</sub>/m) plus élevé, bien que le coût relatif (par kilogramme) puisse être identique. Toutefois, la vitesse à laquelle le coût de la marche est minimal est 8% plus faible chez les femmes obèses (Browning and Kram, 2005). A noter de plus que l'augmentation du coût de la marche absolu est principalement attribuée à la masse corporelle totale plutôt qu'à un taux de graisse plus élevé (Ayub and Bar-Or, 2003).

Concernant l'impact de l'ajout de masse localisée, cela dépend de l'endroit où la masse est placée. L'ajout d'une masse augmentera d'autant plus la consommation en oxygène que la masse est élevée et est positionnée de manière distale : Browning et al., 2007 ont montré que l'ajout de 4 kg à chaque pied augmente la consommation métaboliques nette de 48% par rapport à une marche avec une charge similaire au niveau du bassin. Ces résultats revêtent une importance clinique pour les patients nécessitant des prothèses pour les membres inférieurs, soulignant ainsi l'importance de réduire au minimum le poids des dispositifs.

### **Condition physique**

Les niveaux d'endurance et de condition physique peuvent avoir un impact significatif sur le coût de la marche, en particulier chez les personnes âgées. Bien que Mian et al., 2006 ont constaté qu'un programme de conditionnement physique de 12 mois améliorerait la capacité fonctionnelle, mais ne réduisait pas le coût de la marche. Wert et al., 2013 et VanSwearingen et al., 2009 ont tous deux démontré une corrélation entre le coût énergétique de la marche et la condition physique, et ont constaté que les activités thérapeutiques axées sur la synchronisation et la coordination peuvent réduire ce coût.

### **Terrain et type de surface**

Marcher sur des surfaces inégales ou molles augmente le coût énergétique par rapport à la marche sur des surfaces dures et planes, en raison de la plus grande instabilité et résistance rencontrée. Lejeune et al., 1998 l'a démontré lors de la marche sur du sable, et Kowalsky et al., 2021 sur plusieurs terrains : trottoir, terre, gravier, herbe et copeaux de bois, avec un coût de marche environ 27 % sur des copeaux de bois que sur le trottoir.

### Inclinaison du sol

L'étude de [Minetti et al., 2002](#) démontre que le coût de la marche en montée de pente est directement proportionnel à la pente quand celle-ci est supérieure à 15%. En descente, le coût de la marche montre une relation linéaire négative avec les pentes inférieures à -15%. Cependant, les humains ne minimisent pas toujours le coût énergétique lorsqu'ils marchent en descente de pente, pouvant plutôt préférer une stratégie de marche qui augmente la stabilité ([Hunter et al., 2010](#)).

#### **1.2.1.4. Capacité aérobie et effort aérobie relatif**

##### Capacité aérobie : $\dot{V}O_{2max}$

Un indicateur clé de la capacité d'endurance est la capacité aérobie, plus connue sous le nom de  $\dot{V}O_{2max}$ , qui représente la quantité maximale d'oxygène qu'un individu peut utiliser pendant un effort intense, en  $mL O_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ . Elle est atteinte dans un intervalle de 2 à 3 minutes lors d'une activité physique poussée à l'épuisement. La  $\dot{V}O_{2max}$  s'avère être de 10 à 15% plus élevée chez les enfants de 6 à 12 ans par rapport à un adulte de 20 ans lorsqu'elle est normalisée par la masse ([Åstrand, 1968](#)), bien que la  $\dot{V}O_{2max}$  absolue ( $mL O_2 \cdot min^{-1}$ ) atteigne quant à elle son apogée vers 20 ans avant de décliner, souvent en raison d'un mode de vie sédentaire qui affecte la fréquence cardiaque maximale. La  $\dot{V}O_{2max}$  est également influencée par le type et l'intensité de l'exercice, étant directement liée à la masse musculaire sollicitée durant l'activité. Bien que le  $\dot{V}O_{2max}$  ne présente pas de différence significative entre hommes et femmes, la  $\dot{V}O_{2max}$  absolue est quant à elle supérieure de 15 à 20% chez les hommes, en raison d'une composition en masse maigre plus importante, tandis que les femmes présentent une proportion plus grande de tissu adipeux ([Waters and Mulroy, 1999](#)).

##### Charge aérobie relative : $\dot{V}O_{2rel}$

La charge (ou effort) aérobie relative correspond au pourcentage de la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) utilisée pour une activité par rapport à la consommation d'oxygène maximum ( $\dot{V}O_{2max}$ ). Cette notion peut permettre de graduer la difficulté aérobie d'une activité par rapport aux capacités personnelles d'un individu. [Browning and Kram, 2005](#) ont par exemple montré que les sujets obèses préféraient marcher à une vitesse de confort similaire à celle des sujets plus minces, mais, ayant une  $\dot{V}O_{2max}$  plus faible, devaient donc fournir un effort aérobie relatif plus important (51% contre 36%).

## **1.2.2. Impact de l'amputation sur la dépense métabolique**

L'impact de l'amputation d'un membre inférieur sur la dépense métabolique pendant la marche est une question centrale dans la recherche en biomécanique et en réadaptation. Cette section vise à explorer les implications de l'amputation sur le coût en oxygène de la marche, en prenant en compte différents facteurs tels que le niveau et la cause de l'amputation, ainsi que les capacités physiques et respiratoires des individus amputés.

### **1.2.2.1. Augmentation du coût en oxygène de la marche chez les amputés**

De nombreuses études ont porté sur le coût en oxygène de la marche chez les individus ayant subi une amputation d'un membre inférieur. Parmi les pionnières, l'étude de [Waters et al., 1976](#) a

exploré le coût en oxygène de la marche pour des amputés de différents niveaux et pour diverses causes. Cinquante ans plus tard, cette étude sert toujours de référence. Il en ressort que le coût en oxygène est influencé tant par le niveau que par la cause de l'amputation. Les augmentations constatées étaient de 25 % et 55 % pour les amputations TT et TF non vasculaires, en comparaison avec des individus non amputés (NA). Les chiffres grimpent pour les amputations vasculaires, avec des hausses de 65 % et 120 % pour les mêmes niveaux d'amputation, respectivement (Figure 8).

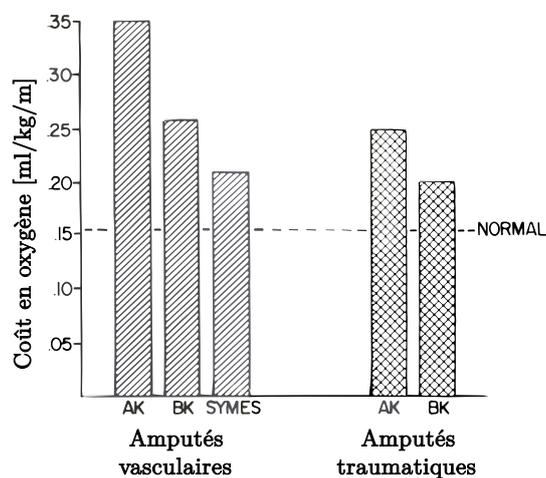


Figure 8 : Coût en oxygène de la marche pour des amputés transfémoraux (AK : Above Knee), transtibiaux (BK : Below Knee) et partiel du pied (SYMES) et pour diverses causes (vasculaire et traumatique). Adapté de Waters et al., 1976.

Toutefois, il convient de se demander si les valeurs fournies par Waters et al., 1976 sont toujours applicables à la population actuelle de personnes amputées d'un membre inférieur, étant donné que la taille de l'échantillon dans l'étude était relativement restreinte (environ 15 personnes pour chaque sous-groupe d'amputés et cinq NA), ce qui pourrait limiter la généralisation des résultats à l'ensemble de la population d'amputés de membre inférieur. De plus, il est possible que les avancées en matière de prothèses et les méthodes d'évaluation aient évolué au fil du temps. C'est pourquoi Ettema et al., 2021 a réalisé une revue systématique de la littérature et une méta-analyse concernant le coût en oxygène de la marche chez les personnes présentant différents niveaux et causes d'amputation des membres inférieurs. Conformément aux résultats de Waters, les résultats d'Ettema basés sur 55 articles ont démontré que le coût en oxygène de la marche est significativement plus élevé chez les personnes amputées par rapport aux personnes NA, avec une augmentation moyenne de 35%. De manière plus spécifique, l'écart du coût en oxygène est particulièrement marqué chez les individus présentant une amputation TF pour causes vasculaires (102%), suivi par les amputations TF non vasculaires (41%), les amputations TT vasculaires (36%) et, enfin, les amputations TT non vasculaires (12%).

Globalement, et comme indiqué à la Figure 9, les personnes amputées d'un membre inférieur ont une courbe de coût en oxygène en fonction de la vitesse de marche décalée vers le haut, révélant un coût en oxygène plus élevé, indépendamment de la vitesse de marche (Detrembleur et al., 2005; Genin et al., 2008).

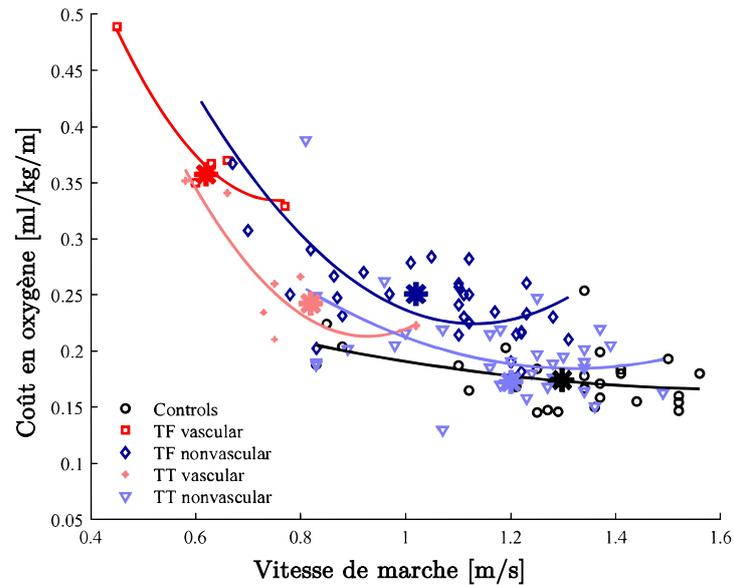


Figure 9 : Effet de la vitesse de marche sur le coût en oxygène de la marche. TT : transtibial ; TF : transfémoral ; controls : non-amputé. Adapté d'Ettema et al., 2021.

Dans une étude sur l'effet de la cause de l'amputation chez les personnes âgées, [Wezenberg et al., 2013](#) a observé des résultats similaires (Figure 10). Bien qu'on puisse avoir l'impression que les courbes vitesse-coût en oxygène sont aussi décalées vers la droite pour les personnes amputées, nous pouvons voir que les minimums théoriques des courbes vitesse-coût en oxygène (marqués par des triangles) correspondent à des vitesses équivalentes pour les trois groupes. Que ce soit dans la Figure 9 ou Figure 10, cette impression de décalage vers la droite est donnée par la plage de vitesse de marche plus faible chez les amputés que chez les NA.

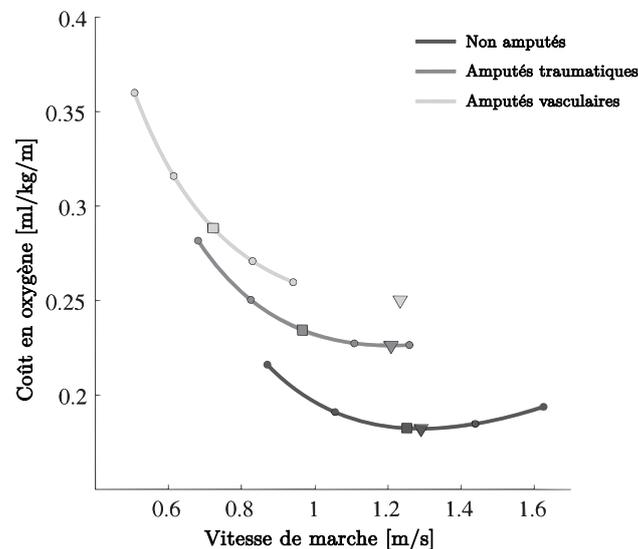


Figure 10 : Coût en oxygène de la marche en fonction de la vitesse de marche. Les carrés représentent la vitesse de confort moyenne et les triangles représentent le coût en oxygène de la marche à la vitesse qui théoriquement serait la plus économique. Trois groupes sont représentés : des personnes non amputées, des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause traumatique et des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause vasculaire. Adapté de [Wezenberg et al., 2013](#).

Cette augmentation du coût en oxygène de la marche (i.e. par mètre) chez les personnes amputées par rapport aux NA entraîne une augmentation de la consommation d'oxygène (i.e. par minute) par rapport aux NA, à vitesse équivalente. La revue systématique et la méta-analyse de [van Schaik et al., 2019](#) incluant 61 études met en évidence d'une part l'augmentation de la consommation d'oxygène avec l'augmentation de la vitesse (Eq. 3) et d'autre part une surconsommation d'oxygène chez les amputés par rapport aux NA, avec une augmentation plus importante pour les TF. Nous pouvons de plus voir sur la Figure 11 que plus la vitesse de marche augmente, plus l'écart entre TT et NA se réduit mais plus l'écart entre TF et NA augmente.

Nous pouvons nous demander si cette surconsommation d'oxygène durant la marche est liée à l'activité de la marche en elle-même ou si elle est liée à une consommation basale (au repos) plus élevée chez les amputés : supporter le poids du corps et maintenir l'équilibre sur un pied et une prothèse coûte-t-il plus d'énergie que sur deux pieds ? Malheureusement, il n'existe que très peu d'articles s'intéressant spécifiquement à cette question ou présentant les consommations basales de leurs sujets. [Kuga et al., 1959](#) ont observé une augmentation de 8,7% chez les personnes amputées unilatérales (1 TT et 4 TF) et de 13,7% chez les amputées bilatérales (3 double TF et 3 TT-TF) comparé aux personnes non-amputées. De même, une étude de [Ganguli et al., 1973](#) menée auprès de 10 TT a révélé une augmentation de 30% de la consommation basale en position debout par rapport aux 16 NA de leur étude. Ces deux études datant d'y a plus de 50 ans, nous pouvons nous demander si ces résultats sont encore d'actualité. A l'inverse, [Genin et al., 2008](#) montrent dans leur étude composée de 13 NA, 9 TT et 10 TF que, bien que la consommation métabolique liée à la marche était de 30-60% plus élevée chez les TF et 0-15% plus élevée chez les TT par rapport à celle des NA, la consommation métabolique en position debout était quant à elle la même chez les amputés que chez les NA (~1,85 W/kg). Enfin, [Cheever et al., 2021](#) n'ont trouvé aucune différence significative entre leur cohorte de 27 TT et celle de 27 NA, bien les TT aient montré une augmentation significativement plus importante de la consommation en oxygène en position debout qu'en position assise, par rapport aux NA. Le manque d'étude et la taille limitée des cohortes ne nous permet donc pas de conclure sur la question.

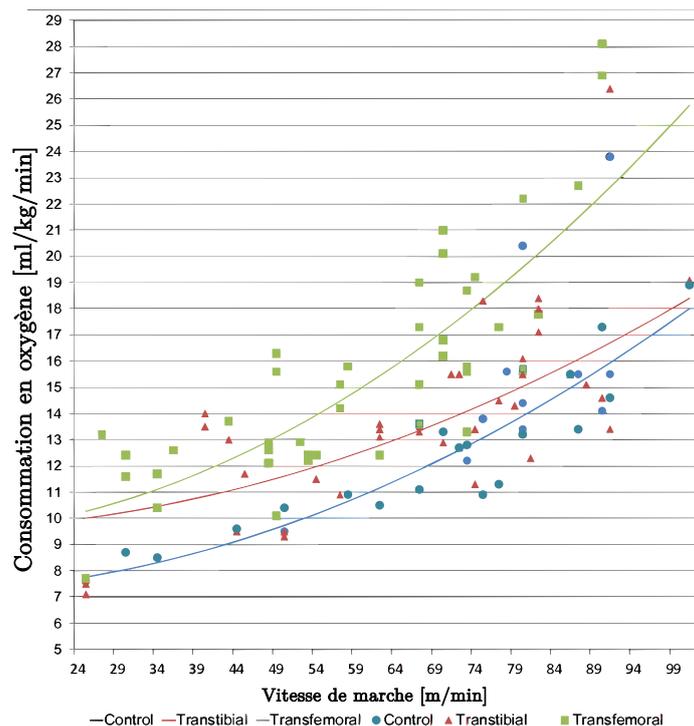


Figure 11 : Consommation d'oxygène, lignes de régression et moyennes de la consommation d'oxygène (ml O<sub>2</sub>/kg/min) des études incluses dans la revue systématique et la méta-analyse. Adapté de van Schaik et al., 2019.

### Synthèse :

Chez les personnes amputées, la courbe du coût en oxygène en fonction de la vitesse est décalée vers le haut : le coût minimal théorique est plus élevé, indépendamment de la vitesse.

Le coût en oxygène de la marche chez les amputés dépend :

- Du niveau d'amputation (TF > TT)
- De la cause de l'amputation (vasculaire > traumatique)
- De l'âge (âgé > jeune)

La courbe de la consommation en oxygène en fonction de la vitesse est décalée vers le haut : pour une même vitesse, la consommation est supérieure chez les personnes amputées.

La consommation en oxygène est plus importante chez les TF que chez les TT.

### **1.2.2.2. Réduction des capacités physiques et respiratoires chez les amputés**

#### Capacité aérobie

En plus d'une augmentation du coût en oxygène de la marche, les personnes amputées affichent des capacités physiques et respiratoires réduites. Wezenberg et al., 2012 ont rapporté une diminution de 13,1% de la capacité aérobie chez les personnes amputées par rapport aux personnes non amputées, après correction pour l'âge, l'indice de masse corporelle et le sexe. Gjovaag et al., 2014

ont quant à eux observé une diminution de 40% chez les personnes amputées TF spécifiquement, par rapport aux personnes non amputées. [Wezenberg et al., 2012](#) montrent toutefois qu'aucune association n'a été trouvée entre le niveau d'amputation et la  $\dot{V}O_{2max}$ . Ils relèvent cependant une diminution de 29,1 % de la  $\dot{V}O_{2max}$  chez les amputés vasculaires, tout comme [Cruts et al., 1987](#), tandis qu'aucune réduction n'est observée chez les amputés traumatiques. A l'inverse, [Chin et al., 2002](#) ont constaté que la condition physique des jeunes amputés traumatiques était significativement inférieure à celle des sujets non amputés, avec une  $\dot{V}O_{2max}$  de 18,8 ml/kg/min contre 23,5 ml/kg/min pour les non amputés. Cette réduction des capacités se manifeste également par une vitesse de marche maximale soutenable inférieure dépendant du niveau d'amputation : 1,2 m/s pour les TF et 1,6 m/s pour les TT, contre 2 m/s pour les NA ([Genin et al., 2008](#)).

### **Charge aérobie relative**

Pour une vitesse donnée, la marche des personnes amputées leur demande donc plus d'oxygène alors qu'ils ont une capacité aérobie plus faible. Ils ont donc une charge aérobie relative plus importante, c'est-à-dire une énergie aérobie nécessaire à la marche par rapport à la capacité aérobie disponible plus importante, et cela indépendamment de la vitesse (Figure 13). [Wezenberg et al., 2013](#) ont montré que, à vitesse de confort, les amputés traumatiques étaient capables de marcher à la même  $\dot{V}O_{2rel}$  que les NA (respectivement 50,1% et 48,7%), mais à une vitesse de marche inférieure, contrairement aux personnes amputées vasculaires qui ont une augmentation de plus de 40% de leur  $\dot{V}O_{2rel}$  (70,9%) lors de la marche à vitesse de confort. Une représentation simplifiée du phénomène est disponible Figure 12. La  $\dot{V}O_{2rel}$  à vitesse de confort n'a pas été trouvée comme étant associée au niveau d'amputation. Cependant, le choix de la vitesse de confort dépend du niveau d'amputation : les participants TF ont marché à une vitesse de confort inférieure à celle des participants TT. Par conséquent, les participants TF ont marché au même  $\dot{V}O_{2rel}$  que les participants TT, mais ont atteint ce  $\dot{V}O_{2rel}$  en marchant plus lentement.

L'augmentation de la valeur de la vitesse de marche la plus économique coïncide avec un effort de marche plus important. [Wezenberg et al., 2013](#) ont calculé que marcher à la vitesse de marche théoriquement la plus économique représenterait une charge aérobie relative de 60,5% pour les traumatiques (contre 50,1% à vitesse de confort) et 109,3% pour les vasculaires (contre 70,9% à vitesse de confort).

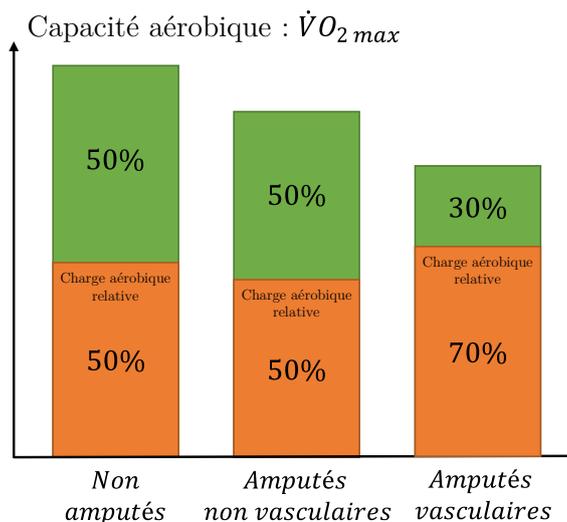


Figure 12 : Représentation simplifiée de la capacité aérobie ( $\dot{V}O_{2max}$ ) et de la charge aérobie relative ( $\dot{V}O_{2rel}$ ) en orange lors de la marche à vitesse de confort chez les individus non amputés, amputés non vasculaires et amputés vasculaires.

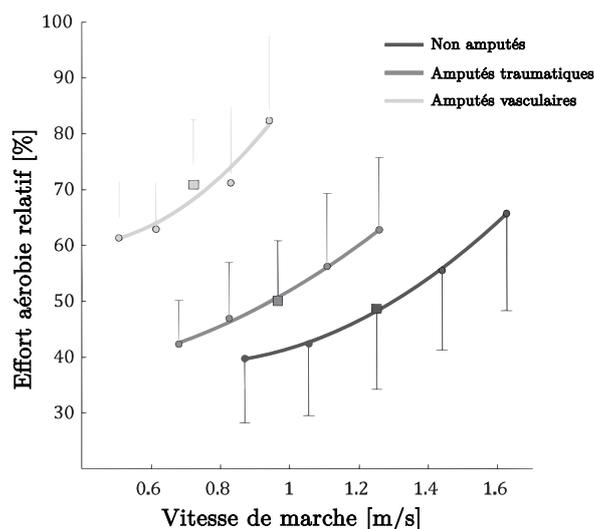


Figure 13 : Effort aérobie relatif en fonction de la vitesse de marche. La moyenne (carré) et l'écart type sont représentés pour trois groupes : des personnes non amputées, des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause traumatique et des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause vasculaire. Adapté de Wezenberg et al., 2013.

### Synthèse :

#### Capacité aérobie :

- Les personnes amputées ont une capacité aérobie plus faible que les personnes non amputées.
- Les personnes amputées vasculaires ont une capacité aérobie plus faible que les traumatiques.
- La capacité aérobie ne dépend pas du niveau d'amputation.
- Plus l'amputation est proximale, plus de la vitesse de marche maximale soutenable est faible.

Charge aérobie relative :

- Les personnes amputées pour cause vasculaire ont une charge aérobie relative plus importante que les personnes amputées pour cause traumatique, indépendamment de la vitesse de marche.
- La charge aérobie relative, indépendamment de la vitesse, ne dépend pas du niveau d'amputation.

### 1.2.2.3. Réduction de la vitesse de marche des personnes amputées

Comme nous venons de le voir, l'augmentation du coût en oxygène de la marche, couplée à une capacité aérobie réduite, entraîne une augmentation de la charge aérobie relative lors de la marche des personnes amputées. Afin de réduire cette charge aérobie relative, les personnes amputées tentent de diminuer leur consommation en oxygène. Puisque celle-ci dépend du carré de la vitesse (Eq. 3 et Figure 11), une des stratégies utilisées par les personnes amputées est de réduire leur vitesse de marche (Detrembleur et al., 2005; Ettema et al., 2021; Jaegers et al., 1993; Robert and Waters, 1992; Wezenberg et al., 2013). Dans sa revue systémique et sa méta-analyse, Ettema et al., 2021 rapporte la vitesse de marche moyenne préférée pour chaque groupe : TF vasculaires :  $0,62 \pm 0,11$  m/s ; TT vasculaires :  $0,82 \pm 0,15$  m/s ; TF non vasculaires :  $1,02 \pm 0,20$  m/s ; TT non vasculaires :  $1,20 \pm 0,51$  m/s.

Cette vitesse de marche (aussi appelé vitesse de confort) réduite résulte en une marche non-optimale d'un point de vue métabolique. En effet une diminution de la vitesse revient à se déplacer vers la gauche sur la courbe en U modélisant la relation coût en oxygène en fonction de la vitesse, ce qui signifie une augmentation du coût en oxygène. Ceci est visible sur la Figure 9 de Ettema et al., 2021 où les étoiles correspondant à la vitesse de marche moyenne adoptée par chaque groupe ne correspondent pas chez les personnes amputées à la vitesse pour laquelle le coût en oxygène est le plus faible. Idem sur la Figure 10 de Wezenberg et al., 2013 où les triangles inversés correspondent à la vitesse pour laquelle le coût en oxygène est le plus faible, et les carrés correspondent aux vitesses de marche moyennes réellement utilisées par chaque groupe. Nous voyons que seuls les NA marchent à leur vitesse de marche optimale d'un point de vue métabolique.

Ettema et al., 2021 souligne que l'augmentation du coût en oxygène qui pourrait être expliquée par les différences de vitesse de marche (c'est-à-dire un déplacement d'un groupe spécifique sur sa propre courbe vitesse-coût en oxygène vers le flanc ascendant gauche) semble considérable par rapport à la variation expliquée par la cause ou le niveau d'amputation uniquement (c'est-à-dire un déplacement vers le haut des courbes vitesse-coût en oxygène entre les groupes).

Il est important de noter que cette tendance est particulièrement marquée chez les individus présentant une faible capacité aérobie et/ou une surconsommation métabolique, comme les personnes âgées, les amputés vasculaires, ou ceux en mauvaise forme physique. De plus, cette augmentation du coût en oxygène et cette diminution de la vitesse de marche sont également influencées par le niveau d'amputation : plus le nombre d'articulations et de muscles de la jambe perdus en raison d'amputations de niveau supérieur est important (i.e. plus le niveau d'amputation est proximal), plus la perte des mécanismes locomoteurs normaux est importante ; par conséquent, le coût énergétique est plus élevé et la vitesse de confort plus lente, comme le montre la revue de littérature de Waters and Mulroy, 1999 concernant la dépense énergétique de la marche normale et pathologique (Figure 14). Cette revue, publiée dans un premier temps par Robert and Waters, 1992, est une analyse groupée

des articles de [Nowrozzi and Salvaneli, 1983](#) (amputés jeunes ayant subi une désarticulation de la hanche ou une amputation transpelvienne par acte chirurgical) et [Waters et al., 1976](#) (amputés traumatiques transtibiaux, désarticulés du genou ou transfémoraux), dont les participants amputés marchaient à vitesse de confort dans des conditions expérimentales similaires. Cela explique aussi certains résultats de la littérature où des personnes âgées TF vasculaires avaient une vitesse de confort de 0,41 m/s ([Pinzur et al., 1992](#)) alors que des jeunes militaires TF traumatiques en avaient une de 1,23 m/s ([Russell Esposito et al., 2018](#)).

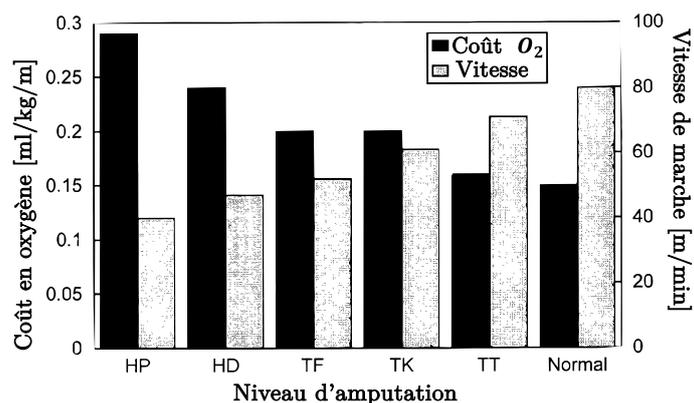


Figure 14 : Coût en oxygène et vitesse de marche chez les personnes non amputées et amputées à différents niveaux. HP : hémipelvectomies ; HD : désarticulées de hanche ; TF : transfémoraux ; TK : désarticulées du genou ; TT : transtibiaux ; Normal : non amputées. Adapté de [Waters and Mulroy, 1999](#).

Cette analyse croisée montre de plus que, bien que la consommation d'oxygène à vitesse fixe soit supérieure chez les personnes amputées par rapport aux NA (Figure 11), la stratégie des personnes amputées de diminuer leur vitesse de confort, au prix d'une augmentation du coût en oxygène et d'une diminution de l'efficacité de la marche, leur permet toutefois d'avoir une consommation d'oxygène qui ne dépende pas du niveau d'amputation et qui soit proche de celle des personnes NA (Figure 15).

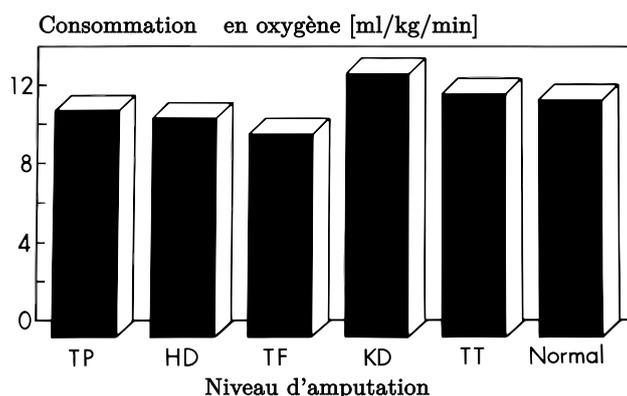


Figure 15 : Consommation d'oxygène (« O<sub>2</sub> rate ») durant la marche chez les personnes non amputées et amputées à différents niveaux. TP : transpelviennes ; HD : désarticulées de hanche ; TF : transfémoraux ; KD : désarticulées du genou ; TT : transtibiaux ; Normal : non amputées. Adapté de [Robert and Waters, 1992](#).

Les résultats de cette étude croisée sont présentés dans le Tableau 2 ci-dessous :

Tableau 2 : (Waters and Mulroy, 1999) Dépenses énergétiques chez les personnes amputées unilatérales

	Vitesse de marche [m/min]	Consommation d'oxygène [ml/kg/min]	Coût en oxygène [ml/kg/m]	Fréquence cardiaque [bpm]
<b>Amputés traumatiques *</b>				
TT	71	12,4	0,16	106
TK (aussi appelé KD)	61	13,4	0,20	109
TF	52	10,3	0,20	111
<b>Amputés chirurgicaux +</b>				
HD	47	11,1	0,24	99
HP	40	11,5	0,29	97
<b>Amputés vasculaires *</b>				
Symes	54	9,2	0,17	108
TT	45	9,4	0,20	105
TF	36	10,8	0,28	126

\* Waters et al., 1976

+ Nowrozzi and Salvaneli, 1983

Il faut toutefois noter que certains amputés, notamment les jeunes amputés transtibiaux pour cause traumatique, mais pas seulement, peuvent tolérer l'augmentation de la consommation d'oxygène nécessaire pour maintenir une vitesse de marche proche de leur vitesse économique, suggérant une efficacité métabolique plus favorable. Par exemple, dans l'étude de Gailey et al., 1994, la dépense énergétique de 39 amputés TT en bonne santé, non vasculaires, âgés de 22 à 75 ans, a été comparée à celle de 21 NA en bonne santé, âgés de 27 à 47 ans. Une diminution de 11% de la vitesse de confort et une augmentation de 16% de la consommation d'oxygène ont été trouvées. De manière similaire, Torburn et al., 1995 ont quant à eux observé des vitesses de confort chez les TT traumatiques proches de la normale et plus élevées que chez les TT vasculaires (82,3 vs 61,7 m/min contre 86 m/min chez les NA), associées à une plus grande consommation d'oxygène chez les TT traumatiques que chez les TT vasculaires (17,72 vs 13,23 ml/kg/min contre 13 m/min chez les NA). Cela soutient que les TT traumatiques, étant en meilleure condition physique que les TT vasculaires, choisissent d'augmenter leur consommation d'oxygène afin de marcher plus rapidement, proche de la normale.

Russell Esposito s'est demandé s'il était possible que des amputés d'un membre inférieur avec de bonnes conditions physiques, aient la même demande métabolique que des personnes NA, à vitesse équivalente. Russell Esposito et al., 2014 ont trouvé une consommation d'oxygène et un coût en oxygène équivalents entre 13 militaires TT traumatiques actifs et jeunes ( $29,9 \pm 5,3$  ans) et 13 NA du même âge, sur une gamme de cinq vitesses de marche, normalisées par la longueur des jambes (de  $0,74 \pm 0,02$  à  $1,68 \pm 0,05$  m/s). Dans cette étude, les TT ont choisi une vitesse de confort équivalente aux NA ( $1,29 \pm 0,14$  vs  $1,32 \pm 0,16$  m/s). Dans une étude complémentaire sur TF, Russell Esposito et al., 2018 ont comparé la demande métabolique de 14 militaires TF traumatiques actifs et jeunes ( $27 \pm 5$  ans) à celle de 14 NA du même âge marchant à vitesse de confort et à quatre vitesses normalisées. La vitesse de confort était cette fois 8,6 % plus faible chez les TF ( $1,23 \pm 0,10$  m/s) que chez les NA ( $1,34 \pm 0,16$  m/s), avec une augmentation de la consommation d'oxygène de 34% (respectivement  $19,2 \pm 3,2$  ml/kg/min et  $14,3 \pm 2,0$  ml/kg/min) et du coût en oxygène de 44% (respectivement  $0,26 \pm 0,03$  ml/kg/m et  $0,18 \pm 0,02$  ml/kg/m). Pour les vitesses standardisées, la

consommation d'oxygène et le coût en oxygène étaient supérieurs de 44 % à 47 % chez les TF par rapport aux NA. Ainsi, bien que le groupe de TF soit relativement jeune, en bonne forme physique et ait bénéficié d'un accès étendu aux soins de rééducation, la consommation et le coût en oxygène de la marche se situait dans la fourchette de valeurs rapportée dans la littérature et n'était pas plus économique que dans les rapports précédents portant sur des TF plus âgés et potentiellement en moins bonne condition physique.

Ces études mettent en évidence l'adaptation que peut fournir une personne amputée pour augmenter sa vitesse de marche vers sa vitesse économique théorique, s'il est capable de tolérer la surconsommation métabolique. Toutefois, bien que des études ont montré que certains TF dans de bonnes conditions physiques pouvaient atteindre une vitesse de confort, une consommation d'oxygène et un coût en oxygène équivalents à ceux des NA, ces résultats ne semblent pas valables pour les TF.

#### **Synthèse :**

- Les personnes amputées réduisent leur vitesse de marche afin de garder une consommation métabolique proche des NA.
- Plus l'amputation est proximale, plus le coût en oxygène de la marche est élevé et plus la vitesse de confort est faible.
- Les amputés peuvent augmenter leur vitesse de confort vers leur vitesse théorique la plus économique à condition de pouvoir tolérer la surconsommation métabolique.

#### ***1.2.2.4. Importance de la réadaptation et de la rééducation***

La réadaptation et la rééducation des personnes amputées d'un membre inférieur vise à rétablir une marche énergétiquement efficace, préserver le membre controlatéral, et prévenir les complications secondaires. Cette approche inclut une évaluation post-prothétique, la formation, et une réadaptation qui intègre des exercices spécifiques, l'entraînement à la marche et à l'équilibre, ainsi que des activités fonctionnelles. Il est important de prendre en charge de manière personnalisée la réadaptation des personnes amputées, et de fournir un programme physique visant à optimiser leur coût métabolique lors de la marche et à améliorer leur capacité aérobie. Les activités thérapeutiques axées sur la synchronisation et la coordination par exemple ont été rapportées comme réduisant le coût de la marche (VanSwearingen et al., 2009; Wert et al., 2013).

Un mode de vie sédentaire a un effet négatif sur la consommation maximale d'oxygène (Waters and Mulroy, 1999). La sédentarité entraîne non seulement une atrophie des structures musculosquelettiques périphériques, mais aussi un déclin du débit cardiaque, ainsi qu'une augmentation de la fréquence cardiaque au repos et durant l'exercice en raison de l'inactivité. Tout processus pathologique affectant les systèmes respiratoire, cardiovasculaire, musculaire ou métabolique, qui limite l'apport d'oxygène aux cellules, entraînera également une diminution du  $\dot{V}O_{2max}$ . Suite à sa revue systématique concernant la capacité physique et l'aptitude à la marche après l'amputation d'un membre inférieur (48 études), van Velzen et al., 2006 recommande de continuer à entraîner la capacité aérobie, l'équilibre et la force musculaire ainsi que la capacité de marche fonctionnelle au cours du processus de réadaptation des amputés afin de retrouver une certaine capacité physique et d'améliorer la capacité de marche. La revue systématique et la méta-analyse de

Bouzas et al., 2021 confirme avoir trouvé des preuves que l'exercice physique a eu des effets positifs sur les paramètres de la condition physique aérobie et musculaire chez les personnes amputées d'un membre inférieur. A noter toutefois que les résultats de la méta-analyse indiquent que l'exercice physique améliore la distance parcourue mais n'a pas d'impact significatif sur la mobilité fonctionnelle ou la capacité fonctionnelle déclarée.

Wezenberg et al., 2013 a prédit qu'une augmentation de 10 % de la  $\dot{V}O_{2max}$  pourrait potentiellement entraîner une réduction de la charge aérobie relative de 9,1 %, une augmentation de la vitesse de marche de 17,3 % et 13,9 %, et une réduction du coût en oxygène de 6,8 % et 2,9 %, pour les personnes ayant subi une amputation vasculaire ou traumatique, respectivement, et sans distinction de niveau d'amputation. Des interventions telles que le programme sportif « *Amputee Parateam* » de 6 semaines ont démontré leur efficacité pour améliorer la capacité de marche et la mobilité fonctionnelle des amputés (aucune précision n'est donnée sur le niveau d'amputation), bien que leur impact sur l'activité quotidienne et la qualité de vie liée à la santé reste à confirmer (Van Oorschot et al., 2023).

Certaines équipes travaillent sur de nouveaux programmes de réadaptation plus moderne. Par exemple, une étude a été menée sur l'entraînement à la marche appareillée basé sur la facilitation neuromusculaire proprioceptive (PNF), i.e. le **retour proprioceptif**. Le PNF est une technique de rééducation qui utilise des mouvements et des exercices spécifiques pour améliorer la réponse neuromusculaire à travers la stimulation des propriocepteurs. Elle vise à renforcer la capacité du muscle à répondre aux signaux du système nerveux, améliorant ainsi la coordination, la force, et la flexibilité. Cette rééducation proprioceptive a été comparée à une rééducation traditionnelle basée sur des exercices de transfert de poids, d'équilibre, de marche sur un tabouret et de marche. Après 10 jours d'entraînement quotidien de 30 min chacun, la PNF a été évaluée comme plus efficace pour améliorer le port de poids et les paramètres temporels-spatiaux que la rééducation traditionnelle de la marche chez 50 nouveaux amputés TF portant une prothèse pour la première fois (Yigiter et al., 2002). L'entraînement de la marche basé cette fois sur la **réalité virtuelle** avec un retour biomécanique en temps réel a été rapporté comme améliorant le mouvement de la hanche, du bassin et du tronc dans le plan frontal lors de la marche sur tapis d'un amputé TF de 24 ans, après 3 semaines d'entraînement (Darter and Wilken, 2011). En particulier, une diminution de 23% de la consommation d'oxygène a été observée. De nouveaux programmes d'entraînements doivent continuer à être testés afin d'améliorer les capacités fonctionnelles et diminuer le coût en oxygène de la marche des patients amputés.

L'état actuel des efforts de recherche semble privilégier la conception et l'évaluation des composants prothétiques, qu'ils soient passifs (Fey et al., 2012; Heitzmann et al., 2018; Zelik et al., 2011) ou actifs (Pröbsting et al., 2022; Russell Esposito et al., 2015) mais intègre rarement tout type de programme de physiothérapie ou d'entraînement spécifique à l'appareil (Gailey et al., 2012). Étant donné le rythme accéléré de l'innovation technologique dans les dispositifs prothétiques, il existe une lacune dans les connaissances concernant la manière dont les individus atteints de perte de membre inférieur devraient apprendre à utiliser correctement cette technologie avancée et motorisée pour un bénéfice maximal. Une attention particulière doit être portée sur l'amputation TF qui entraîne généralement de moins bons résultats fonctionnels que l'amputation TT (Jo et al., 2021) et dont les patients doivent apprendre à gérer deux appareils prothétiques. A notre connaissance, seuls Finucane et al., 2022 ont proposé un protocole détaillé d'entraînement à l'utilisation de prothèses motorisées du genou et de la cheville à des personnes amputées TF ou désarticulée du genou. 27 participants sur 30 ont réussi à se déplacer confortablement en marchant sur un terrain plat, une montée d'escalier et

une descente de pente après avoir participé à 1-3 sessions d'entraînement d'une durée de 1-2 heures. Les techniques thérapeutiques doivent elles aussi évoluer au fur et à mesure que ces prothèses progressent.

### **1.2.3. Conclusion**

L'amputation d'un membre inférieur est généralement associée à une augmentation du coût en oxygène de la marche ainsi qu'une diminution de la capacité aérobie des patients. Afin de garder une consommation d'oxygène proche des personnes non amputées et pour limiter l'augmentation de la charge aérobie relative, les personnes amputées diminuent leur vitesse de marche, rendant leur locomotion moins efficace d'un point de vue énergétique. Seuls les individus pouvant tolérer une surconsommation d'oxygène peuvent se permettre d'augmenter leur vitesse de marche dans le but de se rapprocher de leur vitesse la plus économique.

Il est important de garder à l'esprit que l'étude de cette population peut impliquer de nombreux biais à cause de son hétérogénéité. Les différents paramètres d'intérêt dépendent de nombreux facteurs comme le niveau d'amputation, la cause de l'amputation, l'âge, le poids, les comorbidités, les conditions physiques, l'adéquation de l'adaptation prothétique, la durée depuis l'amputation, le type de prothèses, la longueur de la jambe résiduelle etc. Une attention particulière doit donc être accordée lors de l'étude de cette population.

La compréhension approfondie de la dépense métabolique chez les individus amputés, explorée précédemment, souligne l'importance d'aborder également les aspects mécaniques de la marche afin de comprendre les origines de la surconsommation métabolique observée chez les personnes amputées. La suite de ce Chapitre 1 se consacrera à la modélisation de la marche et aux méthodes permettant de calculer les puissances mécaniques mises en jeu durant la marche. Ensuite, nous aborderons le lien entre ces puissances mécaniques et la dépense métabolique. En explorant la dépense mécanique de la marche, nous espérons non seulement comprendre les limitations physiques imposées par l'amputation, mais aussi proposer des solutions technologiques pour les atténuer, améliorant ainsi la qualité de vie des utilisateurs.

#### **Synthèse :**

- Le coût en oxygène de la marche est plus élevé chez les personnes amputées.
- Les personnes amputées ont généralement une capacité aérobie plus faible.
- Les deux points précédents implique une charge aérobie de la marche relativement à la capacité des amputés est plus importante.
- Les personnes amputées diminuent leur vitesse de confort afin de maintenir une consommation proche des celles des personnes non amputées.
- Les personnes amputées peuvent augmenter leur vitesse de confort vers leur vitesse théorique la plus économique à condition de pouvoir tolérer la surconsommation métabolique.

## 1.3. Etat de l'art : Modélisation mécanique de la marche

Cette partie de la revue de littérature se consacre à explorer la marche humaine sous l'angle de sa modélisation mécanique. L'objectif est de déchiffrer les mécanismes sous-jacents de la locomotion bipède et d'évaluer comment ces mécanismes influencent la consommation énergétique. Cette approche nous permet non seulement d'appréhender les aspects mécaniques et énergétiques de la marche chez les individus non-amputés, mais aussi de discerner les particularités présentes chez les personnes amputées. En analysant la puissance et le travail mécaniques, nous cherchons à établir un lien entre les patterns de marche, les différences de puissances mécaniques entre personnes amputées et non amputées, et leurs conséquences métaboliques.

### 1.3.1. Description de la marche humaine

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

Dans l'étude du mouvement humain, on décrit souvent les mouvements à l'aide d'un système de coordonnées centré sur la personne. Ce système intègre un axe vertical et un axe antéropostérieur horizontal, qui s'étend de l'arrière vers l'avant du sujet. Il inclut également un troisième axe, le médio-latéral, qui traverse le corps d'un côté à l'autre. La direction latérale se réfère au côté externe du sujet, tandis que la direction médiale fait référence au centre du corps. Ces axes définissent trois plans principaux liés à la personne. Le plan sagittal, couramment utilisé dans l'analyse de la marche, est le plan formé par les axes vertical et antéropostérieur. Le plan frontal est celui qui combine l'axe vertical et l'axe médio-latéral, et le plan transverse (ou coronal) est le plan comprenant l'axe antéropostérieur et l'axe médio-latéral (Figure 16).

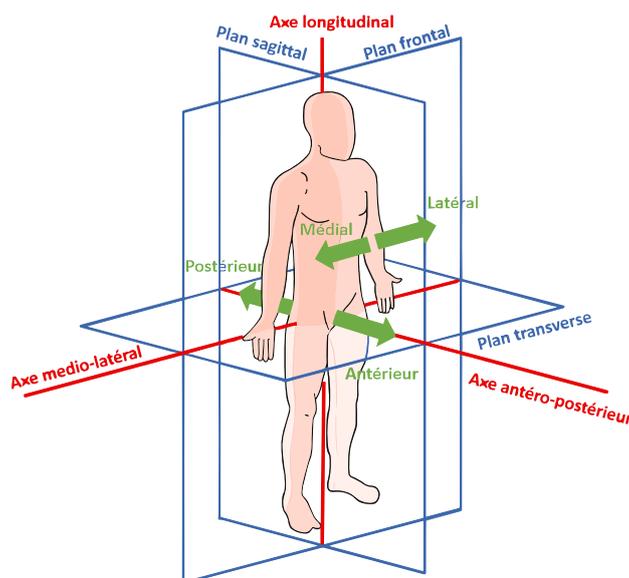


Figure 16 : Définition des axes et plans anatomiques (adapté de [Wikimedia Commons](#), 2014 par Louessard, 2023).

Les mouvements de rotations des articulations définis dans ces trois plans sont décrits dans la Figure 17.

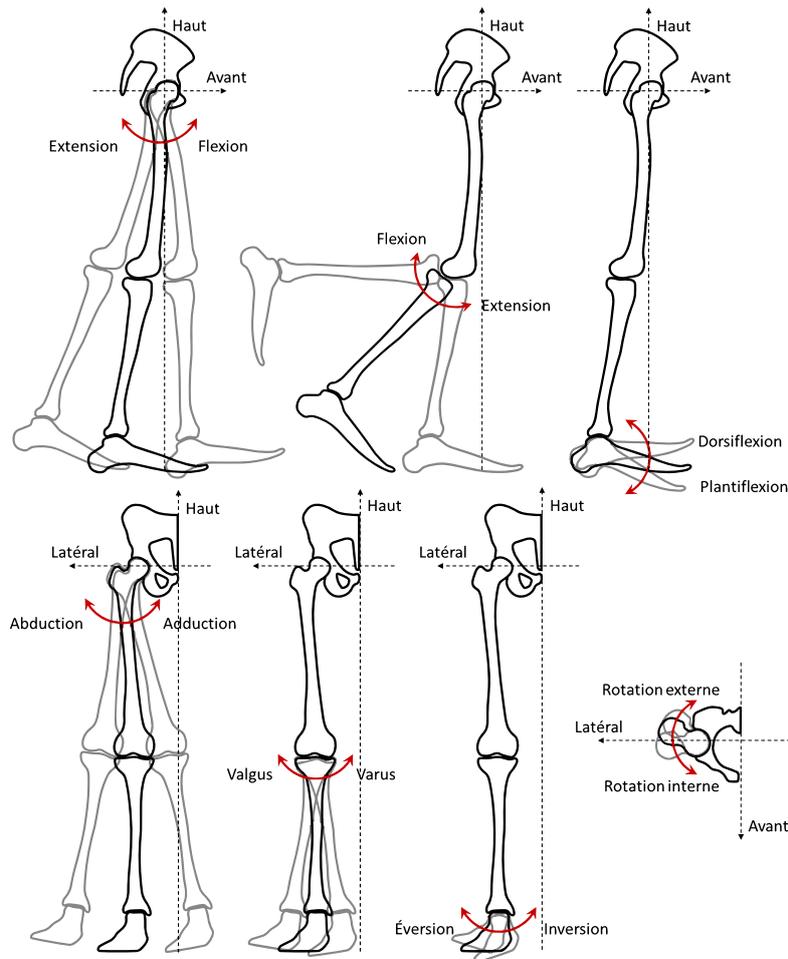


Figure 17 : Définition des termes utilisés pour décrire les mouvements anatomiques d'après Duraffourg, 2021.

### 1.3.1.2. Le cycle de marche

La locomotion humaine se caractérise par sa nature périodique, se divisant en cycles. Ces derniers, dans l'analyse du mouvement, sont habituellement délimités par deux contacts successifs du talon du même pied avec le sol. Différents moments clés jalonnent ce cycle, permettant de le segmenter en deux phases principales, la phase d'appui et la phase oscillante, chacune subdivisée en sous-phases.

Le début de la phase d'appui est marqué par l'appui talon, qui signifie le contact initial du pied du côté analysé avec le sol (Figure 18). Cet instant introduit également le premier double appui. La transition vers l'appui unipodal se produit quand l'autre pied se soulève du sol, et l'appui talon suivant indique le début du second double appui. Lorsque les orteils du pied étudié quittent le sol, on entre dans la phase oscillante, marquée par le début de la flexion pendulaire du genou. Le cycle de marche se conclut avec un nouvel appui talon, après le retour du genou en extension.

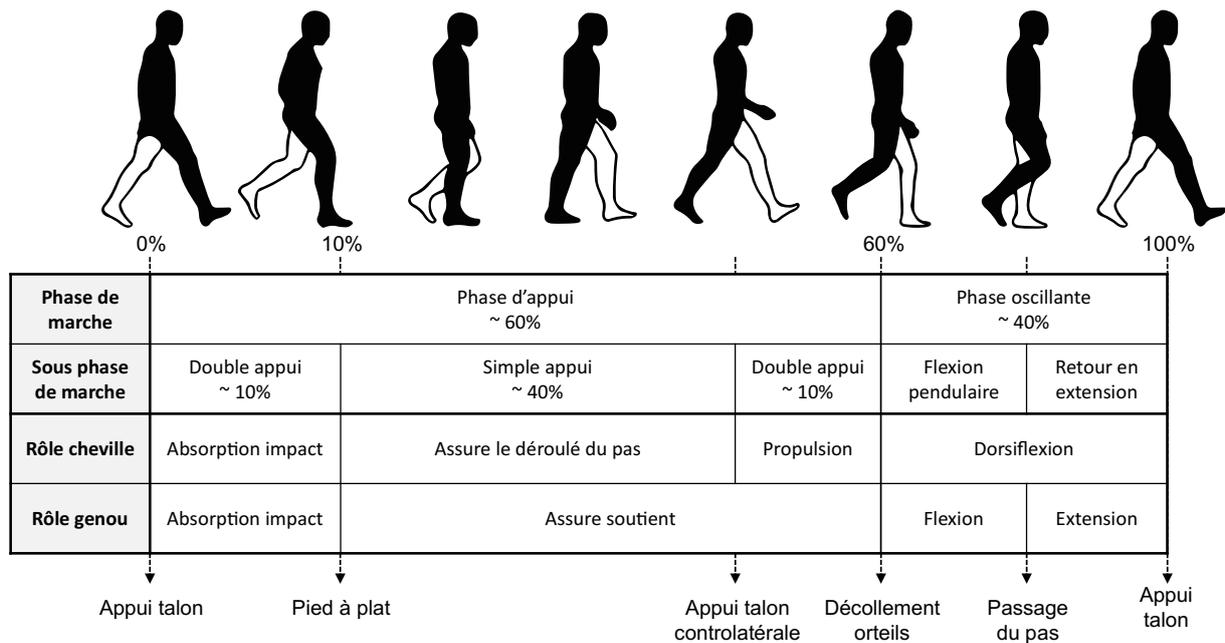


Figure 18 : Définition des phases et sous-phases du cycle de marche et rôles des articulations du genou et de la cheville pour chacune de ces phases d'après Duraffourg, 2021, adapté de Perry and Burnfield, 2010.

Pour mieux comprendre le fonctionnement des prothèses, il est essentiel d'examiner le comportement des articulations qu'elles remplacent. Ainsi, nous aborderons brièvement le comportement des articulations du genou et de la cheville durant la marche sur une surface plane chez des individus non amputés.

Durant la phase d'appui, le genou contribue à soutenir le poids du corps tandis que la cheville facilite le déroulement du pas (Uchida et al., 2020). Au début de cette phase, la flexion du genou et le mouvement de la cheville, en accompagnant la mise à plat du pied, jouent un rôle crucial dans l'amortissement de l'impact du talon avec le sol. Par ailleurs, la cheville est un acteur majeur de la propulsion en fin de phase d'appui, durant le second double appui (Winter, 1983).

Au cours de la phase oscillante, le genou se fléchit avant de passer le pas, puis s'étend de nouveau. Cette flexion réduit la distance entre la hanche et l'extrémité du pied, facilitant ainsi le passage de la jambe sous le bassin sans toucher le sol. La dorsiflexion de la cheville aide également à ce mouvement. La flexion maximale du genou se produit quand le pied dépasse la jambe opposée. Finalement, le genou s'étend en préparation pour le prochain appui talon (De Asha and Buckley, 2014; Mills and Barrett, 2001).

Enfin, la longueur de pas est la distance le long de la ligne de progression entre le même point sur deux empreintes consécutives (Figure 19). La distance parcourue en deux pas consécutifs, ou la distance parcourue en un cycle de marche, sont appelées longueur de cycle. L'angle d'ouverture est l'angle que forme l'axe antéro-postérieur du pied avec la ligne de progression de la marche.

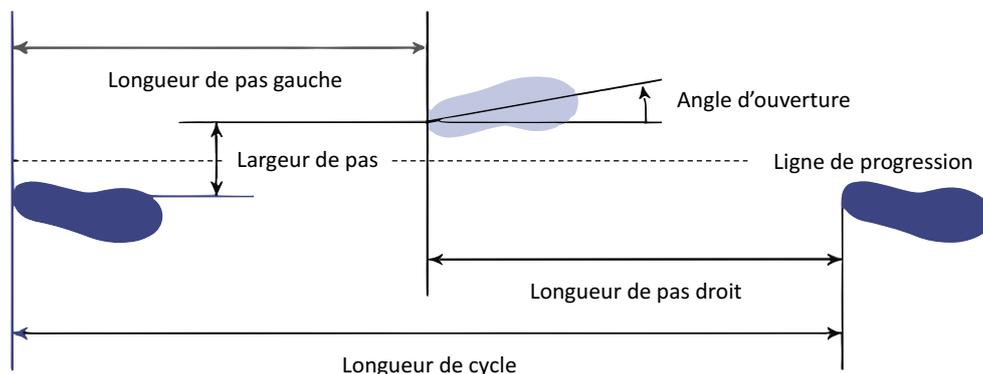


Figure 19 : (Uchida et al., 2020) Mesures spatiales de la marche dans le plan transverse.

## 1.3.2. Analyse quantifiée de la marche

### 1.3.2.1. Variables cinématiques

L'analyse quantitative de la marche (AQM) constitue une facette essentielle de la biomécanique, permettant une compréhension approfondie des mécanismes sous-jacents à la locomotion humaine. Cette analyse s'appuie sur des outils et méthodes sophistiqués pour mesurer et interpréter les mouvements et les forces générés lors de la marche. Parmi ces outils, les systèmes de caméras optoélectroniques constituent la référence, capturant les mouvements tridimensionnels des marqueurs réfléchissants placés sur des points anatomiques clés du sujet. Ces données permettent ensuite de reconstruire les trajectoires des segments corporels et de calculer les variables cinématiques telles que les angles articulaires, ainsi que les vitesses et les accélérations linéaires et angulaires (Cappozzo et al., 1995; Legnani et al., 1996).

### 1.3.2.2. Variables dynamiques

En parallèle, les plateformes de force sont utilisées pour mesurer les forces de réaction du sol (GRF : *Ground Reaction Force*) exercées pendant la marche. Ces données sont indispensables pour analyser les forces transmises à travers les articulations et les segments corporels, permettant ainsi de calculer les variables dynamiques, telles que les forces et les moments articulaires. La dynamique inverse, un processus clé dans cette analyse, implique le calcul des forces et des moments intersegmentaires à partir des mouvements observés et des forces mesurées. En d'autres termes, cette approche consiste à déterminer les causes (forces et moments intersegmentaires) à partir des effets observés (mouvements des segments) en appliquant la 2<sup>nd</sup> loi de Newton sur le mouvement (Figure 20).

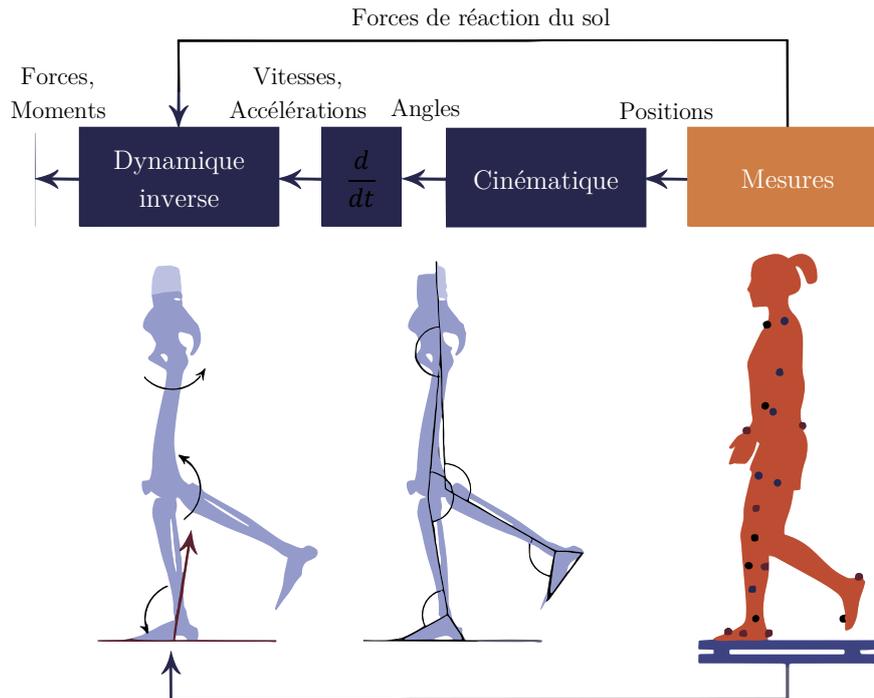


Figure 20 : Éléments typiques d'une analyse dynamique inverse. L'analyse commence par des mesures des trajectoires des marqueurs et des forces de réaction du sol (à droite) et utilise un modèle biomécanique pour estimer les angles, les vitesses et les accélérations des segments du corps et des articulations. Un modèle de dynamique inverse permet d'estimer les moments articulaires et une procédure d'optimisation peut permettre d'estimer les efforts musculaires. Adapté de Uchida et al., 2020.

Concrètement, on modélise le corps humain comme un système polyarticulé où chaque segment est supposé être un solide rigide lié à ses voisins soit par une liaison à 3 degrés de liberté (DOF : *degrees of freedom*), soit une liaison à 6 DOF. En partant du pied, on peut isoler chaque segment et lui appliquer la 2<sup>nd</sup> loi de Newton afin de calculer les forces et les moments exercés aux articulations qui l'entourent, à partir de la masse, de l'inertie, de la géométrie et de la cinématique (positions, vitesses et accélérations) de chaque segment du corps (ainsi que les forces externes, lorsqu'elles sont disponibles). Les paramètres inertiels de chaque segment, tels que la masse, le centre de masse et le moment d'inertie, peuvent être estimés à partir de tables anthropométriques (De Leva, 1996; Dempster, 1955; Dumas et al., 2007a, 2007b) ou estimés via des techniques d'imagerie.

### 1.3.3. Quantification des puissances mécaniques

Après un court rappel concernant le calcul de la puissance d'une action mécanique dans le cas général et dans le cas d'une action mécanique appliquée à un solide indéformable, nous discuterons des puissances articulaires et des puissances intérieures au corps complet, utile pour l'analyse de la marche.

Soit un ensemble matériel  $E$ , en mouvement par rapport à un repère  $R$ . L'ensemble  $E$  est soumis à une action mécanique représentée par une densité de force  $\vec{f}(P)$  relative à l'élément  $d\mu$  en chaque point  $P$  de  $E$ . L'élément  $d\mu$  représente soit un élément de masse ( $dm$ ), de surface ( $ds$ ) ou de volume ( $dv$ ) suivant la nature de la densité de force.

La puissance développée à un instant  $t$  par l'action mécanique de densité  $\overrightarrow{f(P)}$  relativement à  $d\mu$  dans le mouvement de  $E$  par rapport à  $R$ , est :

$$P_{\overrightarrow{f(P)} \rightarrow E/R} = \int_E \overrightarrow{f(P)} \cdot \overrightarrow{V}_{P/R} d\mu \quad \text{Eq. 5}$$

La puissance est exprimée en Watt [W] ou Joules par seconde [J/s], et correspond à une variation d'énergie [J] au cours du temps.

Dans le cas d'un solide indéformable, la puissance mécanique développée par les actions mécaniques agissant sur un solide  $S$  au cours de son mouvement par rapport à  $R$  est égale au comoment du torseur des actions mécaniques agissant sur  $S$  et du torseur cinématique du solide  $S$  dans son mouvement par rapport à  $R$ , exprimé au même point  $A$  :

$$P_{\overrightarrow{f(P)} \rightarrow E/R} = \{\mathcal{F}_{f \rightarrow S}\} \otimes \{\mathcal{V}_{S/R}\} = \left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{R_{f \rightarrow S}} \\ \overrightarrow{M_{A,f \rightarrow S}}_A \end{array} \right\} \otimes \left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{\Omega}_{S/R} \\ \overrightarrow{V}_{A \in S/R}_A \end{array} \right\} \quad \text{Eq. 6}$$

$$P_{\overrightarrow{f(P)} \rightarrow E/R} = \overrightarrow{R_{f \rightarrow S}} \cdot \overrightarrow{V}_{A \in S/R} + \overrightarrow{M_{A,f \rightarrow S}} \cdot \overrightarrow{\Omega}_{S/R} \quad \text{Eq. 7}$$

Avec  $\overrightarrow{R_{f \rightarrow S}}$  l'action mécanique appliquée sur  $S$ ,  $\overrightarrow{M_{A,f \rightarrow S}}$  le moment au point  $A$  induit par l'action de  $\overrightarrow{R_{f \rightarrow S}}$  sur  $S$ ,  $\overrightarrow{\Omega}_{S/R}$  la vitesse de rotation de  $S$  par rapport à  $R$  et  $\overrightarrow{V}_{A \in S/R}$  la vitesse du point  $A$  appartenant à  $S$  par rapport à  $R$ .

Nous allons à présent appliquer ces principes au corps humain.

### 1.3.3.1. Puissances articulaires

Les variables cinématiques et dynamiques obtenues par dynamique inverse sont utilisées pour calculer les puissances mécaniques articulaires (Buczek et al., 1994). On appelle « puissance articulaire » la puissance d'inter-efforts d'un segment distal  $S_d$  sur un segment proximal  $S_p$ , et de  $S_p$  sur  $S_d$ . Dans le cas d'un système multicorps articulé, il s'agit de la puissance d'une action mécanique intérieure au système. Par commodité, nous utilisons le terme « travail articulaire » (calculé comme l'intégration au cours du temps de la puissance articulaire) pour décrire le travail effectué par la contraction concentriques et excentriques des muscles ainsi que par l'élasticité passive des tendons, qui agissent pour faire tourner chaque articulation.

La puissance articulaire  $P_{int,J}$  de l'articulation  $J$  à 6 DOF reliant un segment rigide proximal  $S_p$  et un segment rigide distal  $S_d$ , est la somme de la puissance articulaire de translation  $P_{int,J trans}$  et de la puissance articulaire de rotation  $P_{int,J rot}$ , le tout défini dans un repère global  $R$ .

$P_{int,J trans}$  est le produit scalaire de la vitesse d'un point  $A$  appartenant à  $S_d$  par rapport à  $S_p$  et de l'effort que  $S_p$  applique sur  $S_d$ :

$$P_{int,J trans} = \vec{F}_{S_p \rightarrow S_d} \cdot \overrightarrow{V}_{A \in S_d/S_p} \quad \text{Eq. 8}$$

$P_{int,J rot}$  est quant à lui le produit scalaire entre la vitesse angulaire de  $S_d$  par rapport à  $S_p$  et le moment au point  $A$  que génère l'effort que  $S_p$  applique sur  $S_d$  :

$$P_{int,J rot} = \vec{M}_{A, \vec{F}_{S_p \rightarrow S_d}/R} \cdot \overrightarrow{\Omega}_{S_d/S_p} \quad \text{Eq. 9}$$

Nous avons ainsi une puissance articulaire  $P_{int,J}$  définie comme :

$$P_{int,J} = P_{int,J trans} + P_{int,J rot} = \vec{F}_{S_p \rightarrow S_d} \cdot \overrightarrow{V_{A \in S_d/S_p}} + \vec{M}_{A, \vec{F}_{S_p \rightarrow S_d}/R} \cdot \overrightarrow{\Omega_{S_d/S_p}} \quad Eq. 10$$

La puissance de translation  $P_{int,J trans}$  est régulièrement négligée devant la puissance de rotation  $P_{int,J rot}$ , auquel cas l'articulation  $J$  est modélisée comme une articulation à 3 DOF et la puissance intérieure  $P_{int,J}$  est approximée par  $P_{int,J rot}$  seule. Toutefois, il a été montré que l'analyse à 6 DOF (rotation plus translation) permet une meilleure estimation des variations d'énergie du corps que les estimations à 3 DOF plus conventionnelles (Zelik et al., 2015).

Cette analyse de la puissance articulaire révèle l'énergie transférée ou dissipée au niveau de chaque articulation, fournissant des perspectives précieuses sur l'efficacité et la stratégie de la locomotion (Winter, 2009).

A partir de l'Eq. 10, nous pouvons calculer la puissance à la cheville telle que :

$$P_{int,cheville} = \vec{F}_{tibia \rightarrow pied} \cdot \overrightarrow{V_{A \in pied/tibia}} + \vec{M}_{A, \vec{F}_{tibia \rightarrow pied}/R} \cdot \overrightarrow{\Omega_{pied/tibia}} \quad Eq. 11$$

Avec  $A$  le centre de la cheville appartenant au tibia,  $\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}$  l'effort appliqué par le tibia sur le pied,  $\vec{M}_{A, \vec{F}_{tibia \rightarrow pied}/R}$  le moment induit par cette force au point  $A$ ,  $\overrightarrow{V_{A \in pied/tibia}}$  la vitesse linéaire du point  $A$  appartenant au pied par rapport au tibia et  $\overrightarrow{\Omega_{pied/tibia}}$  la vitesse angulaire du pied par rapport au tibia.

### 1.3.3.2. Puissance des actions mécaniques distales au tibia

La méthode de calcul présentée précédemment n'estime que la puissance articulaire à la cheville, en supposant le pied comme un unique segment rigide. Or si nous voulons estimer l'ensemble de la puissance générée par le complexe pied-cheville, il est essentiel de considérer le pied comme un segment multicorps articulé ou déformable et ainsi tenir compte de la puissance intérieure au pied. De plus, les hypothèses de corps rigides en liaison autour d'un axe ne sont plus valides pour les pieds prothétiques ESAR, qui sont déformables et non articulés. La puissance articulaire à la cheville impose donc de définir un « centre de cheville » qui soit comparable d'un pied prothétique à l'autre, et qui soit aussi comparable à la cheville d'une personne non amputée. Ceci est peu réalisable. Par conséquent, les calculs dynamiques standards qui supposent des segments de corps rigides liés à une articulation n'estiment pas la puissance générée par le complexe pied-cheville, en particulier pour un pied prothétique (Prince et al., 1994).

Une autre méthode a été proposée pour prendre en compte l'ensemble du complexe pied-cheville, nommée *Distal Shank Method* (méthode DS) (Prince et al., 1994; Takahashi et al., 2012). Cette méthode quantifie la puissance des actions mécaniques distales à un segment rigide (le tibia) dont la partie distale est déformable ou multicorps articulés (le pied) et de masse négligeable. Dans le cas du pied d'une personne non amputée, cela est équivalent à sommer la puissance articulaire à la cheville et la puissance liée la déformation des structures internes du pied.

#### Démonstration

Soit un système isolé  $\{pied\}$  déformable soumis à 3 forces (Figure 21).

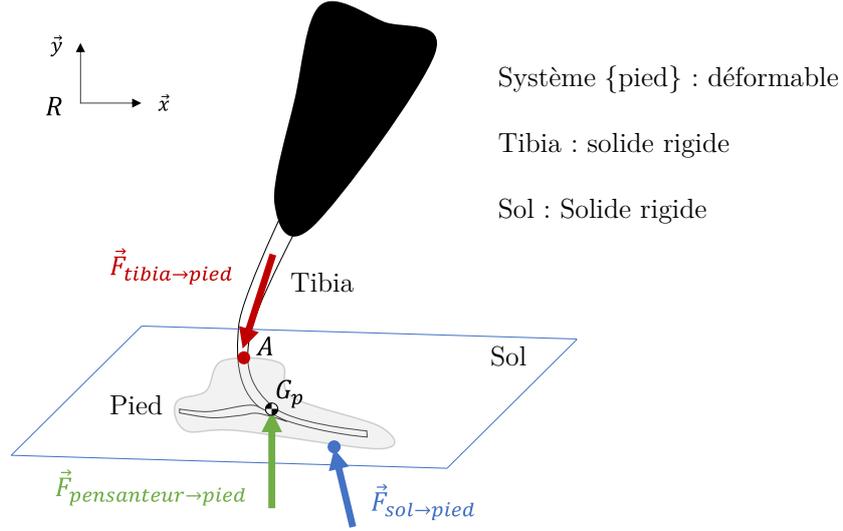


Figure 21 : Bilan des forces s'exerçant sur le système {pied}, considéré comme déformable.

On effectue le bilan des forces externes appliquées au système {pied} :

$$\vec{F}_{tibia \rightarrow pied} + \vec{F}_{sol \rightarrow pied} + \vec{F}_{pesanteur \rightarrow pied} = m_p \vec{a}_{G_p/R} \quad Eq. 12$$

Avec  $\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}$  l'action du solide rigide tibia sur le pied,  $\vec{F}_{sol \rightarrow pied}$  l'action du solide rigide sol sur le pied,  $\vec{F}_{pesanteur \rightarrow pied}$  l'action de pesanteur sur le pied,  $m_p$  la masse du pied et  $\vec{a}_{G_p/R}$  l'accélération du centre de masse du pied,  $G_p$ , dans le repère global  $R$ .

On réalise le bilan des puissances sur le système {pied} :

$P_{ext,pied} + P_{int,pied} = \frac{d(E_c(pied/R))}{dt}$	Eq. 13
---	--------

Avec  $P_{ext,pied}$  la puissance développée par les forces extérieures appliquées au {pied},  $P_{int,pied}$  celle développée par les forces intérieures appliquées au {pied} et  $\frac{d(E_c(pied/R))}{dt}$  puissance cinétique du {pied}. On note :

$$P_{ext,pied} = P_{\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}} + P_{\vec{F}_{sol \rightarrow pied}} + P_{\vec{F}_{pesanteur \rightarrow pied}} \quad Eq. 14$$

On suppose la masse du pied négligeable :

$$P_{\vec{F}_{pesanteur \rightarrow pied}} = \frac{d(E_c(pied/R))}{dt} = 0 \quad Eq. 15$$

Estimer la puissance cinétique d'un pied comme nulle est cohérent avec les résultats de Prince et al., 1994 qui estiment la puissance cinétique d'un pied SACH durant la phase de propulsion à 20 W et les puissances développées par les forces extérieures et intérieures à 292 W.

On suppose que le pied ne glisse pas sur le sol donc :

$$P_{\vec{F}_{sol \rightarrow pied}} = 0 \quad Eq. 16$$

L'Eq. 13 devient alors :

$$P_{\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}} + P_{int,pied} = 0 \quad Eq. 17$$

La puissance des actions mécaniques du tibia sur le pied peut s'écrire :

$$P_{\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}} = \int_{\text{liaison pied/tibia}}^{\square} \vec{f}_{tibia \rightarrow pied} \cdot \vec{V}_{P/R} ds \quad \text{Eq. 18}$$

Avec  $\vec{f}_{tibia \rightarrow pied}$  la densité de force surfacique en chaque point  $P$  de la liaison entre le système  $\{\text{pied}\}$  et le tibia,  $\vec{V}_{P/R}$  la vitesse de  $P$  dans  $R$  et  $ds$  l'élément de surface.

Enfin, comme tous les points de la liaison entre le système  $\{\text{pied}\}$  et le tibia appartiennent au tibia, ces points ont un mouvement de solide rigide (puisque l'on considère le tibia comme rigide). On peut alors écrire :

$$P_{\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}} = \{\mathcal{F}_{tibia \rightarrow pied}\} \otimes \{\mathcal{V}_{tibia/R}\} \quad \text{Eq. 19}$$

$$P_{\vec{F}_{tibia \rightarrow pied}} = \vec{F}_{tibia \rightarrow pied} \cdot \vec{V}_{A \in tibia/R} + \vec{M}_{A, \vec{F}_{tibia \rightarrow pied/R}} \cdot \vec{\Omega}_{tibia/R} \quad \text{Eq. 20}$$

Avec  $A$  n'importe quel point du tibia. Expérimentalement, nous prenons  $A$  comme le centre de la cheville, déterminé comme le point médian entre les malléoles internes et externes.

En injectant l'Eq. 20 dans l'Eq. 17, on peut estimer la puissance des actions intérieures au système  $\{\text{pied}\}$  comme égale à :

$P_{int,pied} = \vec{F}_{pied \rightarrow tibia} \cdot \vec{V}_{A \in tibia/R} + \vec{M}_{A, \vec{F}_{pied \rightarrow tibia/R}} \cdot \vec{\Omega}_{tibia/R} \quad \text{Eq. 21}$
--

### Interprétation

Il est déjà connu que la méthode par dynamique standard (Eq. 10) montre une plus grande asymétrie entre la production de puissance du membre intact et celle du membre appareillé par rapport à la méthode DS (Zelik and Honert, 2018). Elle a de plus tendance à sous-estimer la puissance négative de collision au moment du contact du pied (0-20 % de l'appui), de surestimer la puissance négative au milieu de l'appui (40-85 % de l'appui) et à surestimer la puissance positive de propulsion à la fin de l'appui (Figure 22), par rapport à la méthode DS (Farinelli et al., 2019; Heitzmann et al., 2018; Zelik and Honert, 2018). Pour certaines prothèses toutefois, la puissance positive de propulsion en fin de phase d'appui est sous-estimée avec la méthode par dynamique standard (Heitzmann et al., 2018; Zelik and Honert, 2018). Cela dépend du design des prothèses et prouve l'importance d'utiliser une méthode adéquate pour ne pas biaiser les conclusions de nos études.

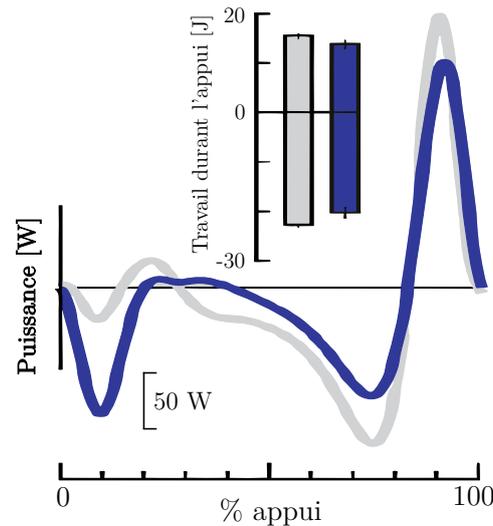


Figure 22 : (Zelik and Honert, 2018) Comparaison entre la puissance des actions mécaniques distales au tibia (en bleu) calculée à partir de l'Eq. 21 et la puissance à la cheville à 3 DOF, i.e. la puissance de rotation (3 DOF) du tibia par rapport au pied (en gris), calculée à partir de l'Eq. 9. Ces puissances correspondent à la marche avec un pied prothétique ESAR (All Pro de Fillauer) à une vitesse de 1,25 m/s.

Par commodité et pour simplifier la comparaison entre auteurs qui n'utilisent pas les mêmes termes et les mêmes méthodes de calcul, nous parlerons de « puissance à la cheville » pour parler de la puissance articulaire à la cheville et/ou de la puissance des actions distales au tibia. Une précision sera toujours apportée quand cela sera nécessaire.

### 1.3.3.3. Puissances intérieures au corps

Les puissances articulaires peuvent nous aider à comprendre l'efficacité et la stratégie de la marche. Par exemple, entre 40 et 60% du cycle de marche, la fin de l'appui unipodal et le second appui bipodal correspondent à une phase de propulsion. Pour les personnes non amputées, on observe une puissance positive au niveau de la cheville et de la hanche (Figure 23), mais également une puissance négative au niveau du genou et du pied (Zelik and Adamczyk, 2016).

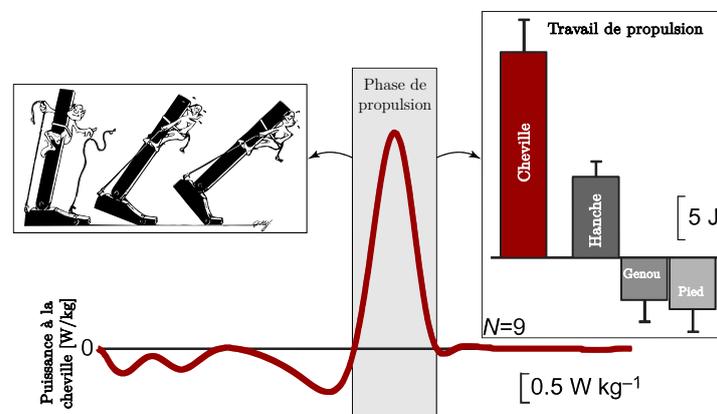


Figure 23 : Puissance et travail de la cheville. Puissance de la cheville au cours du cycle de marche. Encadré de gauche : dessin adapté de Inman et al., 1981 décrivant le comportement propulsif de la cheville. Encadré de droite :

travail de propulsion de la cheville par rapport au travail de propulsion effectué par d'autres articulations et segments du membre inférieur (hanche, genou, pied). Adapté de Zelik and Adamczyk, 2016.

Une approche plus globale consiste à appliquer le théorème de l'énergie cinétique à l'ensemble du corps.

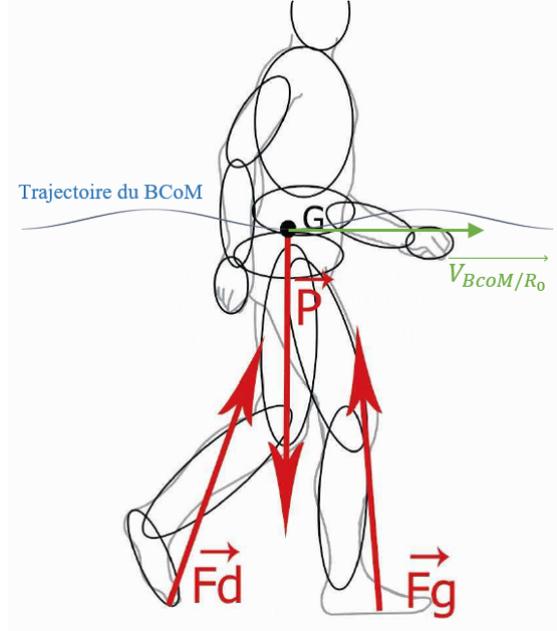


Figure 24 : Bilan des forces s'exerçant sur le corps

Au cours de la marche, on peut effectuer le bilan des forces externes appliquées au système {corps complet} (Figure 24). On obtient :

$$\vec{F}_d + \vec{F}_g + \vec{P} = m * \vec{a}_{G/R} \quad \text{Eq. 22}$$

Avec  $\vec{F}_d$  et  $\vec{F}_g$  les forces de réaction au sol appliquées au centre de pression de chaque pied,  $\vec{P}$  la force de pesanteur appliquée au BCoM, appelé ici  $G$  pour s'amplifier les notations,  $m$  la masse totale du sujet et  $\vec{a}_{G/R_0}$  l'accélération du BCoM dans le repère global  $R$ .

On réalise le bilan des puissances sur le système {corps complet} en faisant les hypothèses suivantes :

H1 : Les pieds ne glissent pas sur le sol.

H2 : On néglige l'énergie de translation des segments par rapport au repère  $R_G$  et l'énergie cinétique due aux termes de rotations des différents segments (Pillet, 2015).

$$P_{int} + P_{ext} = P_{ciné} = \frac{d(E_c/R)}{dt} \quad \text{Eq. 23}$$

Avec  $P_{ext}$  la puissance développée par les forces extérieures appliquées au système,  $P_{int}$  celle développée par les forces intérieures appliquées au système (ce qu'on cherche à calculer) et  $P_{ciné}$  la puissance cinétique du système {corps complet}. On note :

$$P_{ext} = P_{\vec{p}} + P_{\vec{F}_d} + P_{\vec{F}_g} \quad \text{Eq. 24}$$

Par H1, les pieds ne bougent pas dans le repère global  $R$ , donc les forces ne travaillent pas :

$$P_{\vec{F}_d} = P_{\vec{F}_g} = 0 \quad \text{Eq. 25}$$

La puissance développée par le poids est quant à elle égale à :

$$P_{\vec{p}} = \vec{P} \cdot \overrightarrow{V_{G/R_0}} \quad \text{Eq. 26}$$

Enfin, l'énergie cinétique du système est la somme des énergies de translation et de rotation des segments :

$$E_{c/R} = \underbrace{\sum_{segments} \frac{1}{2} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R}})^2}_{\text{Energie de translation des segments / R}} + \underbrace{\sum_{segments} \frac{1}{2} \overrightarrow{\Omega_{S_i/R}} [I_{G_i}(S_i)] \overrightarrow{\Omega_{S_i/R}}}_{\text{Energie de rotation des segments / R}} \quad \text{Eq. 27}$$

L'énergie de translation des segments par rapport à  $R$  peut s'écrire en fonction de la vitesse du centre de masse  $G$  par la relation de composition des vitesses :

$$\sum_{segments} \frac{1}{2} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R}})^2 = \sum_{segments} \frac{1}{2} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}} + \overrightarrow{V_{G/R}})^2 \quad \text{Eq. 28}$$

$$\sum_{segments} \frac{1}{2} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R}})^2 = \frac{1}{2} \sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G/R}})^2 + \frac{1}{2} \sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}})^2 + \sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}}) \quad \text{Eq. 29}$$

Or :

$$\sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}}) = \frac{d \sum_{segments} m_i \overrightarrow{GG_i}}{dt} \Big|_{R_G} = \frac{d \sum_{segments} m_i (-\overrightarrow{OG} + \overrightarrow{OG_i})}{dt} \Big|_{R_G} \quad \text{Eq. 30}$$

Avec  $G$  le barycentre des centres de masse  $G_i$  des segments :

$$\overrightarrow{OG} = \frac{1}{m} \sum_{segments} m_i \overrightarrow{OG_i} \Leftrightarrow \sum_{segments} m_i \overrightarrow{OG} = \sum_{segments} m_i \overrightarrow{OG_i} \quad \text{Eq. 31}$$

En remplaçant l'Eq. 31 dans l' Eq. 30, on a :

$$\sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}}) = \vec{0} \quad \text{Eq. 32}$$

L'Eq. 29 devient alors :

$$\sum_{segments} \frac{1}{2} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R}})^2 = \frac{1}{2} m (\overrightarrow{V_{G/R}})^2 + \frac{1}{2} \sum_{segments} m_i (\overrightarrow{V_{G_i/R_G}})^2 \quad \text{Eq. 33}$$

Ainsi l'énergie cinétique du système {corps complet} peut s'écrire :

$$E_{c/R} = \underbrace{\frac{1}{2}m(\overrightarrow{V_{G/R}})^2}_{\text{Energie de translation de } G / R} + \underbrace{\frac{1}{2} \sum_{\text{segments}} m_i(\overrightarrow{V_{G_i/R_G}})^2}_{\text{Energie de translation des segments / } R_G} + \underbrace{\sum_{\text{segments}} \frac{1}{2} \overrightarrow{\Omega_{S_i/R}} [I_{G_i}(S_i)] \overrightarrow{\Omega_{S_i/R}}}_{\text{Energie de rotation des segments / } R} \quad \text{Eq. 34}$$

Par H2 on néglige l'énergie de translation des segments par rapport au repère  $R_G$  et l'énergie cinétique due aux termes de rotations des différents segments :

$$E_{c/R} = \frac{1}{2}m(\overrightarrow{V_{G/R}})^2 \quad \text{Eq. 35}$$

Et la puissance cinétique du système {corps complet} est alors :

$$P_{ciné} = \frac{d(E_{c/R})}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{1}{2}m(\overrightarrow{V_{G/R}})^2 \right) = m * \overrightarrow{V_{G/R}} \cdot \overrightarrow{a_{G/R}} \quad \text{Eq. 36}$$

En reprenant l'Eq. 24 on a :

$$P_{int} + \vec{P} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}} = m * \overrightarrow{V_{G/R}} \cdot \overrightarrow{a_{G/R}} \quad \text{Eq. 37}$$

En multipliant l'Eq. 22 du bilan des forces externes appliquées au système {corps complet}, par  $\overrightarrow{V_{BCoM/R}}$  :

$$\overrightarrow{F_d} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}} + \overrightarrow{F_g} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}} + \vec{P} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}} = m * \overrightarrow{a_{G/R}} \cdot \overrightarrow{V_{G/R}} \quad \text{Eq. 38}$$

On peut alors identifier à partir de l'Eq. 37 et Eq. 38, et en reprenant la notation BCoM à la place de  $G$  :  $\overrightarrow{V_{G/R}} = \overrightarrow{V_{BCoM/R}}$ .

$$P_{int} = \overrightarrow{F_d} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}} + \overrightarrow{F_g} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}} \quad \text{Eq. 39}$$

La puissance interne du système {corps complet} peut donc être approximée par la somme de deux termes  $\overrightarrow{F_d} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}}$  et  $\overrightarrow{F_g} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}}$ , résultant de l'effort exercé par le sol sur le membre inférieur droit et sur le membre inférieur gauche respectivement. L'intégration au cours du temps de chaque terme reflète le travail mécanique qui serait effectué par la force de réaction du sol sous un pied si elle était appliquée directement au BCoM pendant qu'il se déplace (Zelik and Adamczyk, 2016). Si on suppose que la dynamique de l'ensemble des segments du corps a une influence sur la vitesse du BCoM et/ou sur les actions exercées sur le sol, alors il est raisonnable de considérer que la contribution des membres inférieurs est prépondérante par rapport au reste du corps (Donelan et al., 2002a; Zelik et al., 2015). Dans ce cas,  $\overrightarrow{F_d} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}}$  correspond à la puissance interne résultant principalement de l'action du membre inférieur droit et le terme  $\overrightarrow{F_g} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R_0}}$  celle résultant principalement de l'action du membre inférieur gauche. L'intégration au cours du temps de chaque terme (travail mécanique) peut être considérée comme la contribution des forces appliquées par les membres inférieurs au changement d'énergie du BCoM.

### Notation

Par la suite, nous utiliserons le nom que [Donelan et al., 2002a](#) ont donné à cette méthode : « *Individual Limb Method* » (ILM). Nous parlerons aussi de :

- Puissance au membre droit (ou gauche) : le terme de la puissance interne du corps résultant de l'action du membre *droit* (ou *gauche* respectivement) sur le sol.

- Puissance au membre appareillé (ou controlatéral) : le terme de la puissance interne du corps résultant de l'action du membre *appareillé* (ou *gauche* respectivement) sur le sol.

Lors de la transition d'un pas à l'autre, nous utiliserons aussi les termes de « membre arrière » (i.e. le membre inférieur qui est en arrière du tronc) et « membre avant » (i.e. le membre inférieur qui est en avant du tronc). Dans ce cas, nous appellerons :

- Puissance au membre arrière (ou avant) : le terme de la puissance interne du corps résultant de l'action du membre *arrière* (ou *avant* respectivement) sur le sol.

#### 1.3.3.4. Modèle du pendule inversé

[Donelan et al., 2002a](#) a montré que durant la période du double appui, correspondant à la transition d'un pas vers l'autre, les deux termes  $\vec{F}_d \cdot \vec{V}_{BCoM/R_0}$  et  $\vec{F}_a \cdot \vec{V}_{BCoM/R_0}$  sont de signes opposés. Pour mieux comprendre les mécanismes énergétiques mis en jeu, [Kuo, 2007](#) a fait l'analogie avec un pendule inversé, comme illustré Figure 25. La marche peut alors être modélisée comme une succession de pendules inversés. En considérant chaque phase unipodale comme un pendule inversé, la puissance interne est censée être nulle au cours de cette phase. Toutefois, de l'énergie est nécessaire pour passer d'un pendule inversé à l'autre, i.e. durant la transition d'un pas vers l'autre, lors du double appui.

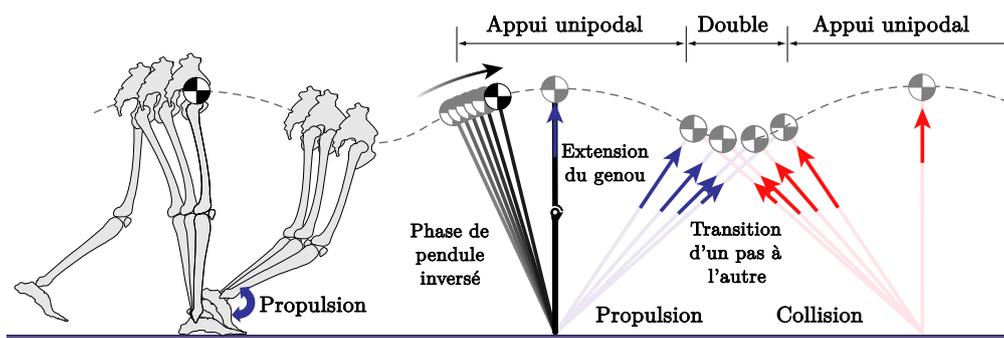


Figure 25 : Modélisation de la marche humaine comme une succession de pendule inversé (adapté de [Kuo, 2007](#))

En effet, durant cette phase, la vitesse du BCoM doit être redirigée pour passer d'une vitesse descendante  $v_{pre}$  à la fin d'un arc en une vitesse ascendante  $v_{post}$  au début de l'arc suivant, comme illustré Figure 26. Pour ce faire, un travail négatif est réalisé lors de la collision du membre avant avec le sol. Ce travail négatif qui redirige le BCoM, tend aussi à le décélérer. Aussi, un travail positif doit être fourni pour le compenser et réaccélérer le BCoM. Ainsi, le membre arrière fournit un travail positif, appelé travail de propulsion, et le membre avant fournit un travail négatif, appelé travail de collision ([Adamczyk and Kuo, 2009](#); [Kuo, 2002](#); [Zelik et al., 2014](#)). Par commodité nous pourrions appeler « propulsion » et « collision » le travail de propulsion et le travail de collision, respectivement.

Chez les personnes non amputées, la grande majorité (>80% à 0,9 m/s et >90% à 2 m/s) de la variation d'énergie (i.e. la variation du travail mécanique) du membre arrière contribue directement à la variation d'énergie du BCoM pendant la propulsion (d'après la réanalyse des données de Zelik et al., 2015 par Zelik and Adamczyk, 2016). Le reste de la variation d'énergie correspond aux changements d'énergie dus au mouvement des segments composants le membre inférieur par rapport au BCoM.

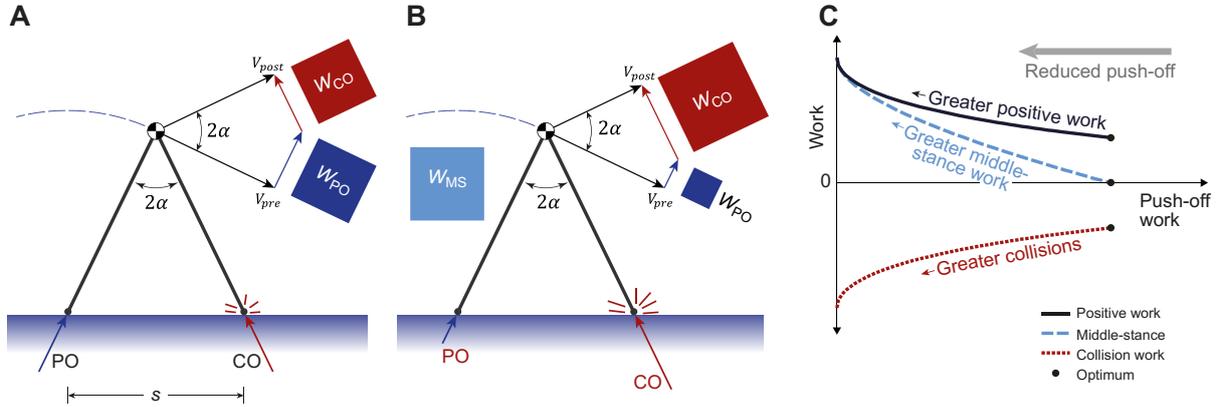


Figure 26 : Illustration du travail mécanique nécessaire à la redirection du centre de masse durant la marche humaine. Le modèle du pendule inversé prédit qu'une réduction du travail de propulsion du membre arrière augmentera le travail de collision du membre avant. A) Optimum. B) Réduction de la propulsion. C) Travail compensatoire : En partant du cas le plus économique (point le plus à droite sur le graphique), la réduction du travail de propulsion entraîne une plus grande amplitude du travail de collision négatif et du travail du milieu de l'appui unipodal positif.  $S$  la longueur de pas et  $2\alpha$  l'angle entre les deux membres inférieurs (Huang et al., 2015).

Cette stratégie de redirection du BCoM a été montrée comme plus économique lorsque le travail de propulsion  $W_{PO}$  du membre arrière est effectué juste avant le travail de collision  $W_{CO}$  du membre avant, et de même amplitude (Huang et al., 2015; Kuo, 2002) comme illustré Figure 26.A. Les impulsions (intégration des efforts au cours du temps) idéales PO (propulsion) et CO (collision) produisent un travail  $W_{PO}$  et  $W_{CO}$  proportionnel au carré de l'amplitude de l'impulsion (intégrale de la force exercé au sol) (Kuo, 2002). Pour une même vitesse et une même longueur de pas  $S$ , une réduction de l'impulsion de propulsion PO (Figure 26.B) induit une diminution du travail de propulsion ce qui devrait entraîner une plus grande impulsion de collision CO et une plus grande dissipation d'énergie, sous forme de travail de collision  $W_{CO}$ . Ceci entraîne une augmentation du travail mécanique durant la transition d'un pas à l'autre (travail de propulsion plus valeur absolue du travail de collision), qui est minimisé lorsque ces deux travaux sont de même amplitude (Soo and Donelan, 2012).

Suite à la diminution du travail de propulsion, l'énergie dissipée lors de la collision doit alors être compensée par un travail musculaire net positif durant le milieu de l'appui unipodal (« *middle stance* »), noté  $W_{MS}$ , afin de maintenir une vitesse de marche stable (Adamczyk et al., 2006; Bertram and Hasaneini, 2013; Donelan et al., 2002b; Kuo, 2007; Kuo et al., 2005; Kuo and Donelan, 2010; Ruina et al., 2005). Ceci induit un travail mécanique positif total plus important (Figure 26.C).

Les impulsions PO et CO ne sont pas les seuls à influencer le travail mécanique durant la transition d'un pas à l'autre. L'amplitude de la vitesse du BCoM augmente avec la vitesse de marche, et son changement de direction,  $2\alpha$ , augmente avec la longueur de pas ( $s$ ), comme illustré Figure 27 (Adamczyk and Kuo, 2009). D'après le modèle de collision de Donelan, le travail de collision est proportionnel à la puissance quatre de la longueur du pas (Donelan et al., 2002b). Une vitesse de

marche plus rapide et des pas plus longs nécessitent ensemble un changement de direction plus important de la vitesse du BCoM que l'un ou l'autre de ces facteurs pris isolément.

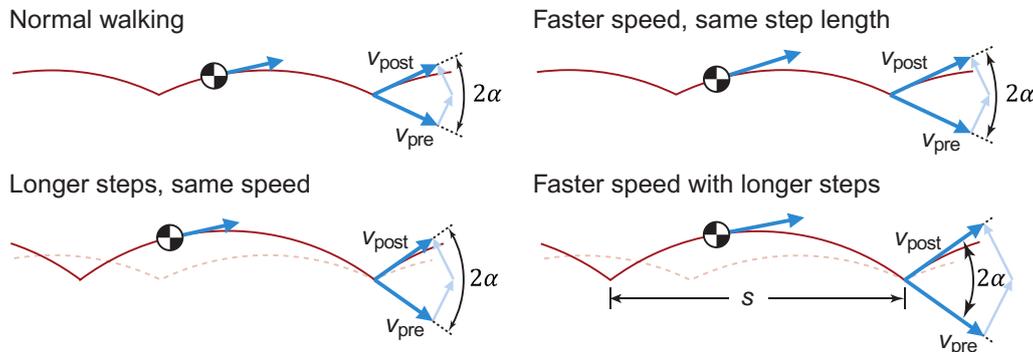


Figure 27 : Effet de la vitesse de marche et de la longueur de pas ( $s$ ) sur le changement de direction, noté  $2\alpha$ , de la vitesse du BCoM durant la transition d'un pas à l'autre. Adapté de Adamczyk and Kuo, 2009.

Les phases de propulsion et de collision sont délimitées par le passage à 0 W/kg de la puissance générée par le membre inférieur (calculée via l'ILM). On compte 4 zones énergétiques (Figure 28) : la collision (environ 0-15% du cycle de marche), le rebond (« rebound », 15-35%), le pré-chargement (« pre-load », 35-45%) et la propulsion (« push-off », 45-65%) (Kuo et al., 2005). Chez les personnes non amputées : (1) Lors de la collision, le travail négatif est effectué au niveau de la cheville puis du genou. (2) Le membre en appui unipodal rebondit ensuite légèrement, avec un travail positif au niveau du genou. (3) Le pré-chargement se caractérise par un travail négatif continu au niveau de la cheville, ralentissant éventuellement le mouvement pendulaire et stockant l'énergie élastique pour la propulsion qui s'ensuit (4). Cette propulsion est principalement générée par l'articulation de la cheville, et dans une moindre mesure par la hanche.

Il a été montré que, chez les personnes non amputées, plus la vitesse de marche augmentait, plus le travail de collision, de rebond et de propulsion augmentaient, comme illustré Figure 28 (Zelik and Kuo, 2010).

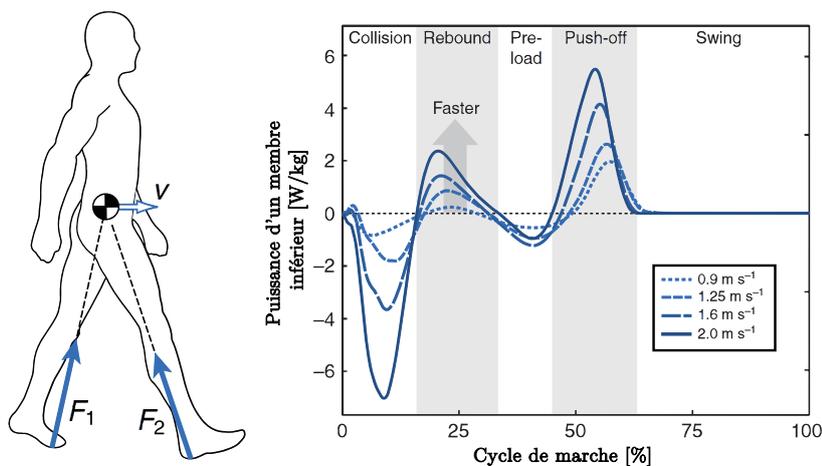


Figure 28 : Puissance générée par un seul membre inférieur en fonction du cycle de marche, à quatre vitesses de marches différentes. Les données illustrées sont la moyenne de 10 participants non amputés (Zelik and Kuo, 2010).

## 1.4. Etat de l'art : Rôle de la puissance à la cheville

### 1.4.1. Introduction

La cheville a depuis longtemps attiré l'attention car les muscles et tendons agissant autour de cette articulation sont considérés comme les principaux générateurs de puissance positive durant la phase de propulsion, lors de la transition d'un pas à l'autre (Cappozzo et al., 1976; Hof et al., 1983; Winter, 1983). La puissance du membre inférieur, ainsi que les puissances articulaires et la puissance des actions distales au pied (liée à la déformation du pied en interagissant avec le sol) sont illustrées Figure 29. Le travail de propulsion au membre arrière présente un timing et une amplitude similaires au travail de propulsion de la cheville (Kuo et al., 2005; Zelik and Kuo, 2010). Les muscles de la hanche contribuent dans une moindre mesure à la puissance positive, tandis que le genou et le pied fournissent un travail négatif net pendant cette phase du cycle de la marche (Zelik et al., 2015).

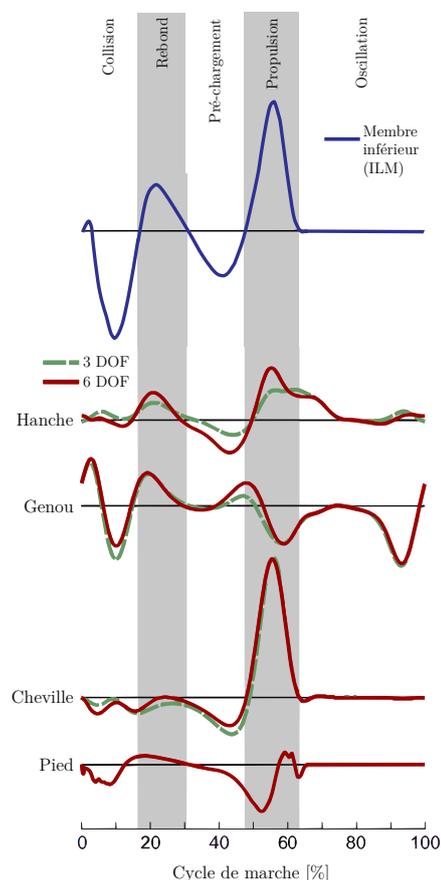


Figure 29 : Puissances générées durant la marche.

Certaines études soutiennent l'hypothèse selon laquelle le rôle principal de la propulsion de la cheville pendant la marche est d'aider à initier l'oscillation du membre arrière (Winter and Robertson, 1978), tandis que d'autres études soulignent que sa fonction principale est de rediriger le BCoM pendant la transition d'un pas à l'autre (Kuo et al., 2005). Zelik et Adamczyk ont tenté de répondre à cette question dans leur article Zelik and Adamczyk, 2016 en proposant une vision qui se veut la plus complète possible quant au rôle de la cheville. Ils concluent sur le fait que la cheville a les deux rôles en même temps, et que ces rôles ne sont pas à opposer. Le principal moyen par lequel la propulsion de la cheville affecte la mécanique du BCoM est une action localisée (impulsion PO, Figure 26) qui augmente la vitesse et l'énergie cinétique des segments du membre arrière. Comme le membre arrière est inclus dans les calculs énergétiques du BCoM (estimé comme le barycentre des centres de masse segmentaires), cette accélération segmentaire localisée accélère également le BCoM. Ainsi la plus grande partie du changement d'énergie segmentaire induit par la propulsion à la cheville, apparaît également comme un changement d'énergie au BCoM.

Par la suite, nous allons nous intéresser à cette relation entre la puissance à la cheville (calculée comme la puissance articulaire à la cheville ou comme la puissance des actions distales au

tibia, en fonction des auteurs) et la puissance au membre inférieur durant la phase de propulsion, chez les personnes non amputées, amputées transtibiales et amputées transfémorales.

## 1.4.2. Accélération du BCoM : Lien entre la puissance à la cheville et la puissance du membre arrière pendant la phase de propulsion

### 1.4.2.1. Propulsion chez les personnes non amputées (NA)

Chez les personnes non amputées (NA), on observe que les travaux de propulsion à la cheville (Müller et al., 2019) et au membre arrière (Bonnet et al., 2014) augmentent avec la vitesse de manière similaire, comme illustré Figure 30 (Zelik and Kuo, 2010 : 16,2 J contre 14,9 J à 0,9 m/s et 30,0 contre 28,9 J à 1,8 m/s). De même, lorsque le travail de propulsion à la cheville a été réduit à l'aide d'une orthèse restrictive pied-cheville, le travail de propulsion au membre arrière a été diminué en proportion (Huang et al., 2015 : pente de régression linéaire  $\pm$  intervalle de confiance de  $0,75 \pm 0,3$ ,  $R^2 = 0,59$ ).

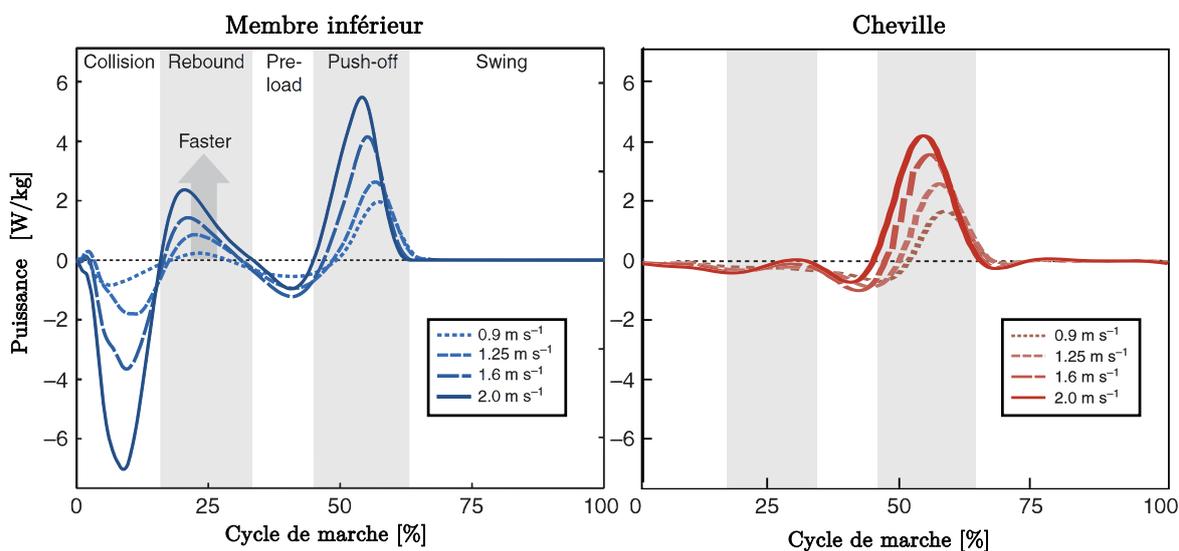


Figure 30 : Puissance mécanique durant la marche de personnes non amputées. A gauche : Puissance d'un des membres inférieurs. A droite : Puissance à la cheville. Adapté de Zelik and Kuo, 2010.

### 1.4.2.2. Propulsion chez les personnes amputées transtibiales (TT)

#### Pied prothétique

Chez les personnes amputées TT, il a été montré à de nombreuses reprises une diminution de la puissance au pied prothétique (i.e. puissance des actions mécaniques distales au tibia) par rapport à la cheville des personnes non amputées. Müller et al., 2019 ont réalisé une revue de la littérature concernant la puissance de propulsion chez les personnes NA et chez les personnes amputées TT portant différents types de pieds prothétiques : les pieds SACH, les pieds ESAR et les pieds motorisés (« PWR »). Leurs résultats sont illustrés Figure 31. Ils ont rapporté que 1) la puissance de propulsion de la cheville était positivement corrélée avec la vitesse de marche chez les NA (Zelik and Kuo, 2010) et les TT utilisant des pieds ESAR ou motorisés, 2) que les pieds SACH ou ESAR restituent moins de puissance de propulsion que la cheville des NA, pour toutes les vitesses et 3) que les pieds motorisés

et certains ESAR récents avec des conceptions spécifiques peuvent délivrer autant de puissance que la cheville des NA.

Il faut toutefois noter que les valeurs de puissances de propulsion « à la cheville » des études rapportées par Müller et al., correspondent soit à la puissance articulaire à la cheville (i.e. la puissance d'inter-effort entre le pied et le tibia), soit à la puissance des actions mécaniques distales au tibia (i.e. la puissance d'inter-effort à la cheville plus la puissance intérieure du pied). Ceci peut mener à quelques biais dans la comparaison des résultats (Zelik and Honert, 2018).

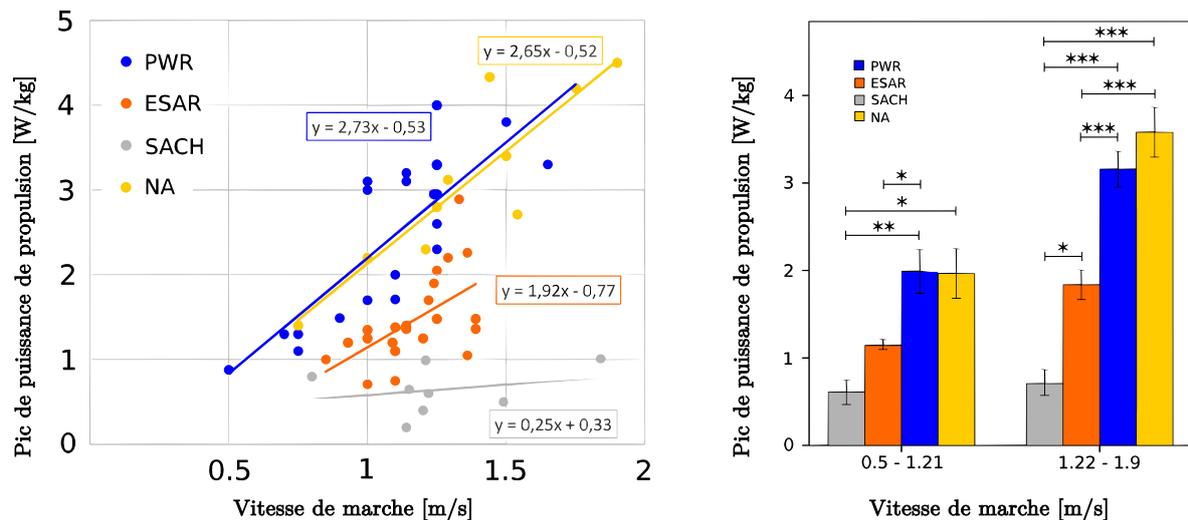


Figure 31 : Pic de puissance de propulsion à la cheville pour différents types de pieds prothétiques et pour les non-amputés. A gauche : Régression linéaire entre la vitesse de marche et le pic de puissance. A droite : regroupement entre vitesse lente et vitesse rapide. Les différences significatives sont indiquées par \* ( $p < 0,05$ ), \*\* ( $p < 0,01$ ), et \*\*\* ( $p < 0,001$ ), respectivement. Adapté de Müller et al., 2019.

### Pied prothétique vs membre appareillé

En parallèle de cette diminution de puissance au pied prothétique des personnes amputées TT (appareillés de pieds passifs ESAR ou SACH), une diminution de la puissance de propulsion au membre appareillé a aussi été observée (Adamczyk and Kuo, 2015; Caputo and Collins, 2014; Collins and Kuo, 2010; Houdijk et al., 2009; Zelik et al., 2011). Par exemple, Houdijk et al., 2009 ont rapporté lors de la marche de 11 NA et 11 TT (appareillé d'ESAR) à 1,31 m/s, un travail de propulsion au membre appareillé ( $0,16 \pm 0,04$  J/kg) inférieur à celui au membre controlatéral ( $0,25 \pm 0,07$  J/kg) chez les personnes amputées TT, et inférieur à celui des personnes NA ( $0,28 \pm 0,05$  J/kg). Le membre controlatéral semble compenser le manque de propulsion côté appareillé par la production d'un travail de propulsion plus important.

De plus, lorsque cette fois la propulsion au pied prothétique des personnes amputées TT est augmentée, en utilisant un pied motorisé (« PWR », Figure 31) par exemple, la propulsion au membre appareillé augmente également, dans une proportion équivalente (Herr and Grabowski, 2012; Zelik et al., 2011).

Ceci confirme l'hypothèse selon laquelle le travail de propulsion au pied prothétique contribue au travail de propulsion du membre appareillé, chez les personnes amputées TT.

La littérature n'a cependant pas clairement montré le lien entre la puissance et/ou le travail de propulsion au membre appareillé et la vitesse de marche, comme Müller et al., 2019 a pu le faire pour le pied prothétique. A priori seul Askew et al., 2019 s'en est approché mais il a étudié la somme

du travail positif des deux membres sur l'ensemble du cycle de marche et l'a normalisé par mètre. Cette grandeur est positivement corrélée à la vitesse de marche chez les personnes amputées TT, mais ne correspond pas à nos grandeurs d'intérêt (i.e. le travail positif généré durant la phase de propulsion par un seul membre uniquement).

### **Synthèse : Marche des personnes amputées TT**

- 1) La puissance et le travail de propulsion au pied prothétique des personnes amputées TT a largement été étudiée par la littérature, mais celle au membre appareillé un peu moins.
- 2) Pied prothétique : Le pic de puissance de propulsion au pied prothétique augmente avec la vitesse de marche. Ce pic est inférieur à celui des NA lors de la marche avec les ESAR conventionnels mais peut être équivalent avec des pieds motorisés ou des ESAR particuliers.
- 3) Membre appareillé : A priori, aucune étude n'a clairement étudié le lien entre la puissance de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TT et la vitesse de marche. Il a par contre été rapporté un travail de propulsion au membre appareillé inférieur à celui au membre controlatéral et inférieur à celui des personnes NA.
- 4) Pied prothétique vs membre appareillé : En parallèle de la diminution du travail de propulsion au pied prothétique observé dans la littérature, il a aussi été rapporté une diminution du travail de propulsion au membre appareillé. Ces deux grandeurs ont cependant été évaluées séparément dans la littérature. A l'inverse, une augmentation du travail de propulsion au pied prothétique (par exemple avec un pied motorisé) a entraîné une augmentation du travail de propulsion au membre appareillé.

### ***1.4.2.3. Propulsion chez les personnes amputées transfémorales (TF)***

Bien que la puissance de propulsion au pied et au membre appareillé soit bien documentée pour la marche des personnes amputées TT, beaucoup moins d'études ont été menées chez les personnes amputées TF. Pourtant le nombre de personnes amputées TT et TF est à peu près équivalent (Fosse et al., 2006). Ceci pourrait être dû à l'augmentation du coût en oxygène (Ettema et al., 2021), les moins bons résultats fonctionnels (Davies and Datta, 2003; Jo et al., 2021) et les douleurs au dos, au genou et à la hanche accrues (Robbins et al., 2009; Smith et al., 1999), lors de la marche des personnes amputées TF par rapport aux personnes amputées TT, rendant plus difficile les expérimentations avec cette population qu'avec des personnes amputées TT. Ceci pourrait peut-être expliquer le fait que Müller et al., 2019 n'aient pas inclus d'études concernant les personnes amputées TF dans leur revue de littérature.

#### Pied prothétique

Pröbsting et al., 2022 ont observé chez 6 TF des pics de puissance au pied prothétique (ESAR) augmentant avec la vitesse de marche : 1,75 W/kg à 1,28 m/s et 2,57 W/kg à 1,63 m/s. Ces valeurs concordent parfaitement avec les valeurs rapportées pour les personnes amputées TT dans la revue de littérature de Müller et al., 2019. Cela signifie une diminution de la puissance de propulsion au pied prothétique des TF par rapport à la cheville des NA, ce qui va dans le sens de la diminution du travail de propulsion observé par Seroussi et al., 1996 (NA :  $25,2 \pm 3,7$  J à 1,36 m/s vs TF :  $4,9 \pm$

2,1 J à 1,20 m/s). Bien qu'il y ait clairement un manque de littérature concernant l'étude de la puissance de propulsion au pied prothétique des personnes amputées TF, ces deux études semblent confirmer l'hypothèse simpliste selon laquelle, à première vue, un pied prothétique restitue la même quantité d'énergie, qu'il soit porté par une personne amputée TT ou TF. D'autres études doivent être menées afin d'étudier d'une part s'il y a une différence de propulsion au pied prothétique entre ces deux populations, et d'autre part, étudier si, comme les NA et les TT, la puissance de propulsion au pied prothétique augmente avec la vitesse. Une étude complémentaire à celle de Müller et al., 2019 serait particulièrement pertinente.

### Membre appareillé

Concernant l'étude de la propulsion du membre appareillé, là aussi peu d'études ont été réalisées mais elles présentent cette fois un plus large panel de vitesse de marche et permettent de mieux comprendre l'interaction entre ces deux grandeurs. Bonnet et al., 2014 ont demandé à 6 participants NA et 6 participants TF de marcher à 3 vitesses différentes : lente, normal, rapide (choisies pour chaque participant). Ils ont trouvé moins de travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF qu'au membre arrière des personnes NA (0,09 J/kg vs 0,28 J/kg à vitesse de confort  $\sim 1,2$  m/s), comme illustré Figure 32. Cette différence de travail de propulsion est similaire au 66% de différence observée entre ces deux populations par Tesio et al., 1998. A l'inverse, le membre controlatéral fournit un travail de propulsion 21% supérieur à celui des NA (0,34 J/kg vs 0,28 J/kg). La diminution du travail de propulsion au membre appareillé et son augmentation au membre controlatéral chez les personnes amputées TF est similaire à l'observation de Houdijk et al., 2009 chez les personnes amputées TT. Cependant moins de travail de propulsion semble être généré au membre appareillé chez les TF que les TT (0,09 J/kg vs 0,16 J/kg) et plus de travail de propulsion semble être généré au membre controlatéral (0,25 J/kg vs 0,34 J/kg). La compensation énergétique au membre controlatéral induit par le manque de propulsion côté appareillé, comme observé chez les personnes amputées TT, semble être accrue chez les personnes amputées TF.

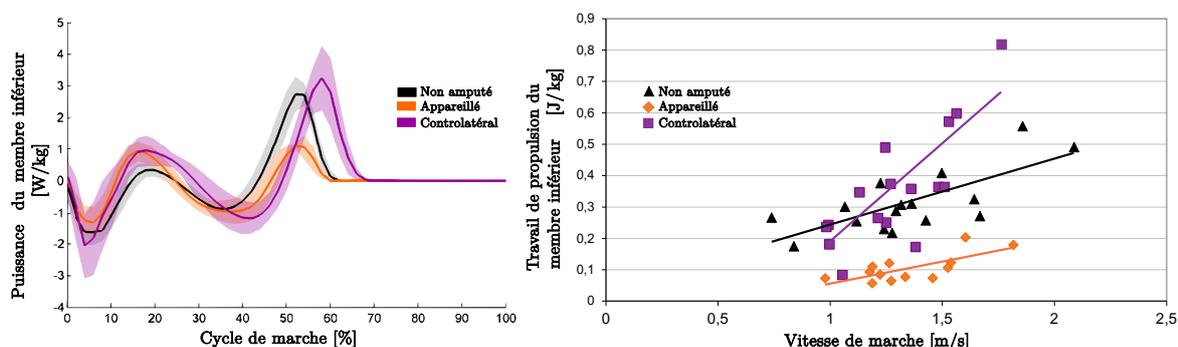


Figure 32 : Puissance mécanique et travail de propulsion au membre inférieur en fonction de la vitesse de marche chez 6 participants NA et 6 participants amputés TF. Adapté de Bonnet et al., 2014.

Bonnet et al., 2014 ont de plus trouvé une corrélation positive entre la vitesse de marche et le travail de propulsion pour le membre appareillé ( $r=0,72$ ) et controlatéral ( $r=0,75$ ) des personnes amputées TF et pour les personnes NA ( $r=0,72$ ) (cohérent avec les résultats de Zelik and Kuo, 2010 trouvé précédemment pour les NA).

Récemment, Pinhey et al., 2022 se sont aussi intéressés à l'effet de la vitesse de marche sur la puissance et le travail de propulsion aux membres inférieurs des personnes TF (Figure 33). Dans cette étude, 25 participants TF (actifs appareillés avec des ESAR) ont marché sur un tapis roulant à

8 vitesses différentes. Comme Bonnet et al., 2014, significativement moins de travail de propulsion a été trouvé au membre appareillé par rapport au membre controlatéral, avec des ordres de grandeur équivalents.

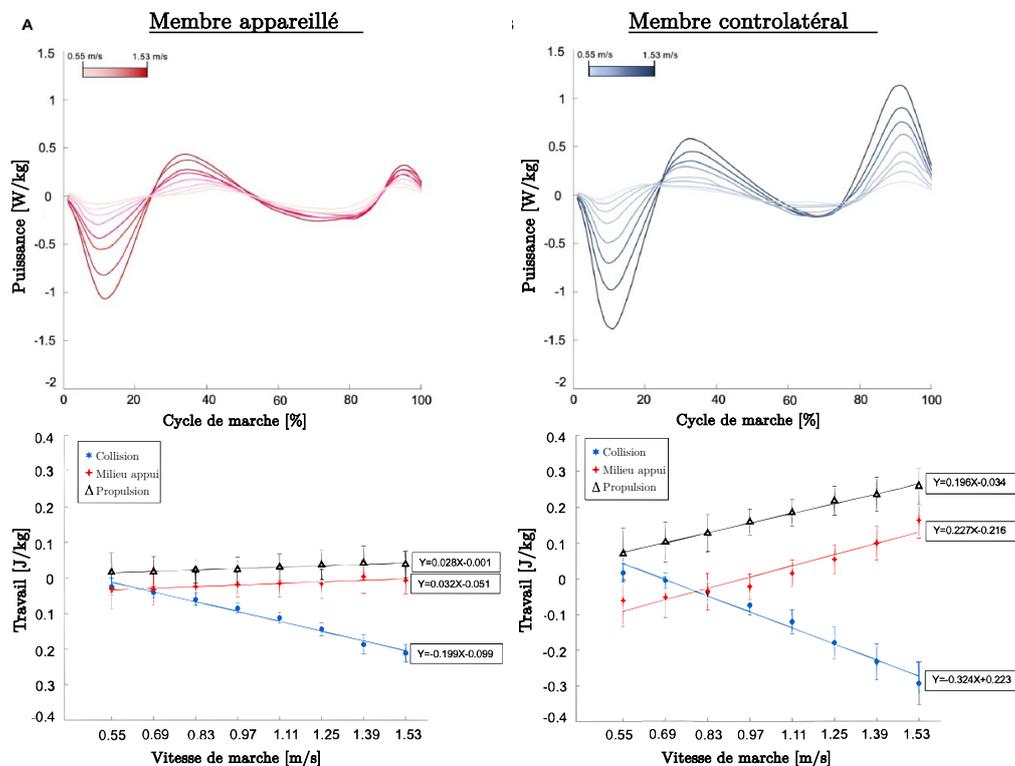


Figure 33 : Puissance mécanique (en haut) et travail de propulsion (en bas, triangle noir) au membre appareillé (à gauche) et controlatéral (à droite) de 25 participants amputés TF, en fonction de la vitesse de marche. Adapté de Pinhey et al., 2022.

Par contre, le travail de propulsion au membre appareillé a été rapporté comme quasiment constant avec la vitesse de marche (régression linéaire :  $Y=0,028X-0,01$  ; illustrée Figure 33), à l'inverse de Bonnet et al., 2014. Dans les deux études, les participants étaient considérés comme actifs et portaient des pieds ESAR. L'étude de Pinhey et al., ont calculé la vitesse du BCoM (essentielle au calcul de la puissance au membre inférieur selon la méthode ILM) en intégrant l'accélération du BCoM déterminée à partir des efforts au sol. A l'inverse, Bonnet et al., ont calculé la vitesse du BCoM en dérivant la position du BCoM, estimée comme le barycentre des centres de masses segmentaires. Les différences d'évolution du travail de propulsion au membre appareillé en fonction de la vitesse de marche auraient pu venir d'une différence de méthode de calcul, mais ces deux méthodes ont été montrées comme estimant la vitesse du BCoM de manière équivalente chez les personnes amputées TF (Lansade et al., 2021). L'étude de Pinhey comporte 4 fois plus de participants TF que celle de Bonnet et pourrait donc être considérée comme plus représentative de la population des personnes amputées TF.

#### Pied prothétique vs membre appareillé

Trop peu d'études ont été menées pour avoir une compréhension complète du mécanisme de propulsion chez les personnes amputées TF. Les rares études s'intéressant au sujet semblent indiquer un comportement énergétique identique au pied prothétique entre personnes amputées TT et TF, mais un comportement différent à l'échelle du membre appareillé. En particulier, le travail de propulsion au membre appareillé est réduit chez les personnes amputées TF, et est quasiment constant

avec la vitesse de marche. Ce manque de travail au membre appareillé entraîne une augmentation importante du travail au membre controlatéral.

### **Synthèse : Marche des personnes amputées TF**

- 1) Peu d'études ont étudié les puissances et le travail de propulsion chez des personnes amputées TF.
- 2) Pied prothétique : Le pic de puissance de propulsion au pied prothétique semble être inférieur à celui des NA et équivalent au pied prothétique des personnes amputées TT. Il semble de plus augmenter avec la vitesse de la même manière chez les personnes amputées TF que chez les personnes amputées TT. Ceci paraît cohérent avec le fait que les deux populations utilisent les mêmes pieds prothétiques, mais rien n'assure qu'ils appliquent les mêmes efforts dessus. D'autres études doivent être menées afin d'infirmier ou d'affirmer ces résultats.
- 3) Membre appareillé : Le travail de propulsion au membre appareillé semble inférieur à celui des personnes NA et amputées TT. De plus, il semble être quasiment constant avec la vitesse alors qu'il augmente de manière significative avec la vitesse chez les NA et les TT.
- 4) Pied prothétique vs membre appareillé : Aucune étude n'a directement comparé ces deux grandeurs chez les personnes amputées TF. Toutefois, le travail mécanique de propulsion au pied prothétique des personnes amputées TF semble évoluer de la même manière que celui des personnes amputées TT (positivement avec la vitesse) ; alors que les personnes amputées TF semblent être les seuls dont le travail de propulsion est presque constant avec la vitesse. Ainsi, une augmentation du travail au pied prothétique ne semble pas permettre d'augmenter le travail au membre appareillé.

### **1.4.3. Initiation de la flexion du genou**

En parallèle de ces études concernant les travaux de propulsion en fonction du niveau d'amputation, la littérature a mis en évidence une adaptation de l'initiation de la flexion du genou chez les personnes amputées TF, côté appareillé. Cette initiation se déroule durant la phase de propulsion, pour préparer la phase d'oscillation du membre arrière. Nous allons voir par la suite comment la stratégie utilisée par les personnes amputées TF pourraient limiter la génération de travail mécanique au membre appareillé durant la phase de propulsion.

#### ***1.4.3.1. Initiation de la flexion du genou chez les personnes NA et amputées TT***

Les efforts exercés sur le sol au cours de la phase de propulsion imposent un moment d'extension au genou (Figure 34). Il est alors nécessaire d'avoir une activation musculaire afin d'initier la flexion de genou, en amont de la phase oscillante.

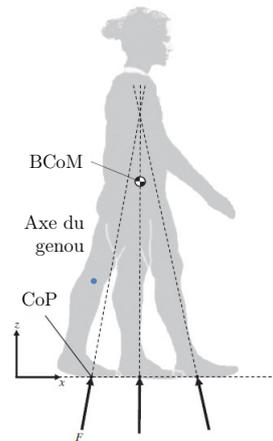


Figure 34 : Effort au sol passant à l'avant de l'axe du genou (Adapté de Gruben and Boehm, 2012).

Chez les personnes NA, cette initiation est majoritairement permise par le muscle gastrocnémien (Neptune et al., 2001). Ce muscle bi-articulaire a pour fonction la flexion du genou ainsi que la flexion plantaire à la cheville. D'autre part, la force développée par les structures passives de la hanche fortement étirées en fin de phase d'appui (comme les ligaments, les tendons et les tissus) et la force active produite par les fléchisseurs uniarticulaires de la hanche (principalement le muscle iliopsoas) aident le muscle gastrocnémien dans l'initiation de la phase pendulaire (Neptune et al., 2004a). L'activation musculaire lors de la marche d'une personne NA est illustrée Figure 35.

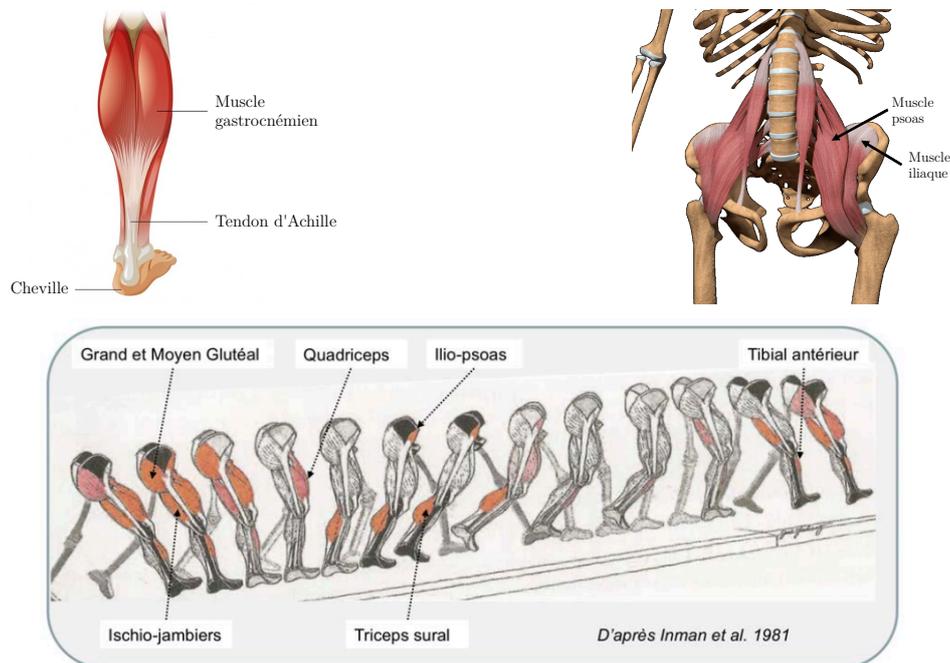


Figure 35 : Représentation du muscle gastrocnémien (à gauche) et des muscles iliaques et psoas, aussi appelé muscle iliopsoas (à droite). En bas, représentation de l'activation musculaire (muscles profonds en noir et muscles superficiels colorés en rose ou rouge en fonction de leur activation) au niveau du membre inférieur droit au cours d'un cycle de marche droit. Le muscle triceps sural est constitué de l'union des muscles gastrocnémien (partie superficielle) et soléaire (partie profonde) (adapté de Inman et al., 1981 par Gasq, 2022). Chez les personnes non-amputées, ces muscles sont les contributeurs principaux de l'initiation de la flexion du genou en début de phase pendulaire.

Lors d'une amputation TT, la partie distale du gastrocnémien est coupée. La partie restante est de longueur variable et est propre à chaque patient. Le gastrocnémien devient alors mono-articulaire et perd son insertion distale, initialement inséré au calcanéum. Le gastrocnémien est souvent réutilisé pour couvrir et protéger l'extrémité du membre résiduel, notamment pour créer une extrémité de membre plus stable et fonctionnelle (Tosun et al., 2017). L'utilisation du gastrocnémien reste possible mais les ischio-jambiers doivent tout de même compenser une partie de sa fonction pour la flexion du genou (augmentation de la flexion de genou au moment du passage du pas, rendu plus difficile par l'absence de releveurs du pied), le contrôle du genou et l'aide à la propulsion (Cheyrou-Heraud, 2011).

### 1.4.3.2. Initiation de la flexion du genou chez les personnes amputées TF

Une amputation TF implique quant à elle une amputation intégrale du muscle gastrocnémien. Les personnes amputées TF perdent alors le principal effecteur de la flexion du genou, ce qui les oblige à changer de stratégie. Dès les années 80, l'américain Radcliffe théorisa la stratégie d'un contrôle volontaire du moment à la hanche résiduelle pour contrôler la stabilité du genou prothétique chez les personnes amputées TF (Radcliffe, 1977). En isolant la jambe et la cuisse comme un unique solide rigide {S} (Figure 36), en négligeant le poids et l'accélération de {S}, et en se positionnant uniquement dans le plan sagittal, le Principe Fondamental de la Dynamique (PFD) donne :

$$\{\tau_{\bar{s} \rightarrow S}\} = \{\tau_{bassin \rightarrow S}\} + \{\tau_{sol \rightarrow S}\} = \{0\} \quad Eq. 40$$

Avec  $\{\tau_{bassin \rightarrow S}\}$  et  $\{\tau_{sol \rightarrow S}\}$  les torseurs des actions mécaniques décrivant l'action mécanique du bassin sur le système S et du sol sur S, respectivement. Tous les torseurs seront exprimés au point  $H$ , le centre de la hanche résiduelle. On a alors :

$$\begin{cases} \overrightarrow{F_{GRF}} = -\overrightarrow{F_H} \\ \overrightarrow{r_{hip}} \wedge \overrightarrow{F_{GRF}} = -\overrightarrow{M_H} \end{cases} \quad Eq. 41$$

On comprend alors comment le contrôle volontaire du moment à la hanche résiduelle ( $\overrightarrow{M_H}$ ) par l'individu (via une action musculaire), implique une modification de l'orientation des efforts au sol ( $\overrightarrow{F_{GRF}}$ ). En phase de propulsion, un faible moment à la hanche résiduelle permettra aux efforts au sol d'être dirigés vers le VPP et ainsi de passer à l'avant de l'axe du genou. Ceci induira un moment d'extension au genou qui le verrouillera. A l'inverse, un moment de flexion à la hanche réorientera les efforts au sol jusqu'à les passer à l'arrière de l'axe du genou, générant un moment de flexion du genou. Koehler-McNicholas et al., 2016 ont étudié cette stratégie de contrôle volontaire en modifiant l'alignement du genou prothétique chez 11 participants amputés TF. En réponse à un décalage de l'axe du genou prothétique vers l'avant, les participants ont augmenté de manière significative leur moment d'extension de hanche en début d'appui pour maintenir la stabilité de l'articulation du genou (Figure 37).

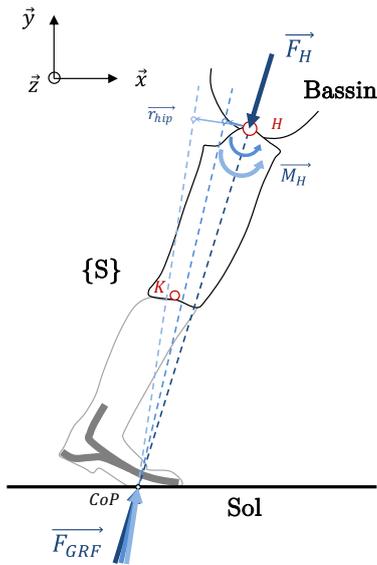


Figure 36 : Contrôle volontaire du moment à la hanche  $\vec{M}_H$  pour rediriger les efforts au sol ( $\vec{GRF}$ ).

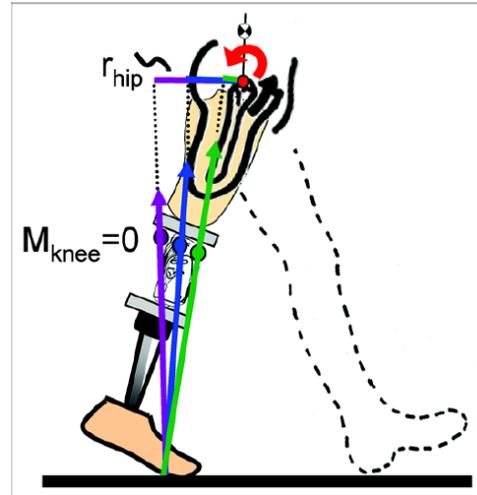


Figure 37 : Influence de l'alignement de la prothèse sur les efforts au sol (Koehler-McNicholas et al., 2016)

Cette modification de l'orientation des efforts au sol se traduit par une modification des composantes dans le plan sagittal, comme illustré Figure 38. Bonnet, 2010 observe une légère diminution du minimum atteint par la composante antéro-postérieure lors de la mise en charge sur le membre appareillé (~10% du cycle de chargement), mais surtout une forte diminution des maximums atteints par les composantes antéro-postérieure et verticale de l'effort lors de la phase de propulsion (~60% du cycle de marche).

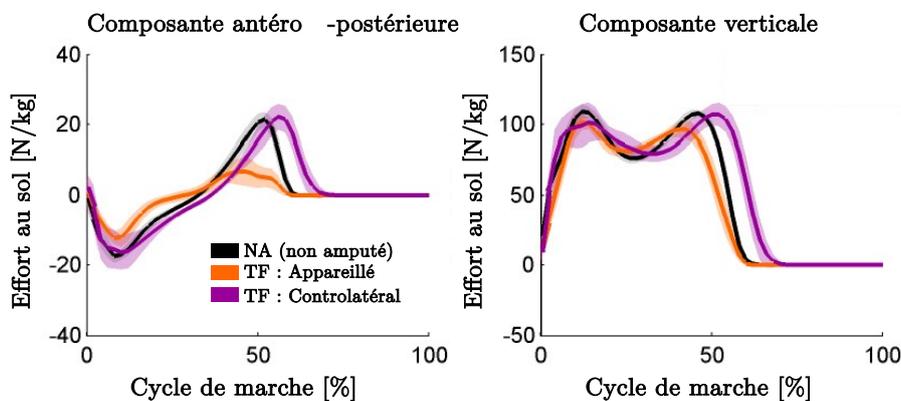


Figure 38 : Composantes moyennes des efforts exercés sur le sol par le membre appareillé et controlatéral de 8 participants TF. Comparaison avec un groupe contrôle de 6 participants non amputés (NA). Adapté de Bonnet, 2010.

La Figure 39 présente l'évolution de la composante antéro-postérieure de l'effort appliqué sur le sol (Bonnet, 2010) (attention les couleurs pour le membre appareillé et controlatéral sont inversées par rapport à la Figure 38). On s'aperçoit que la diminution côté appareillé est compensée par une augmentation du côté controlatéral. On observe de plus un moment de flexion de hanche lors de l'initiation de la flexion du genou, plus important côté appareillé que côté controlatéral, comme on pouvait s'y attendre.

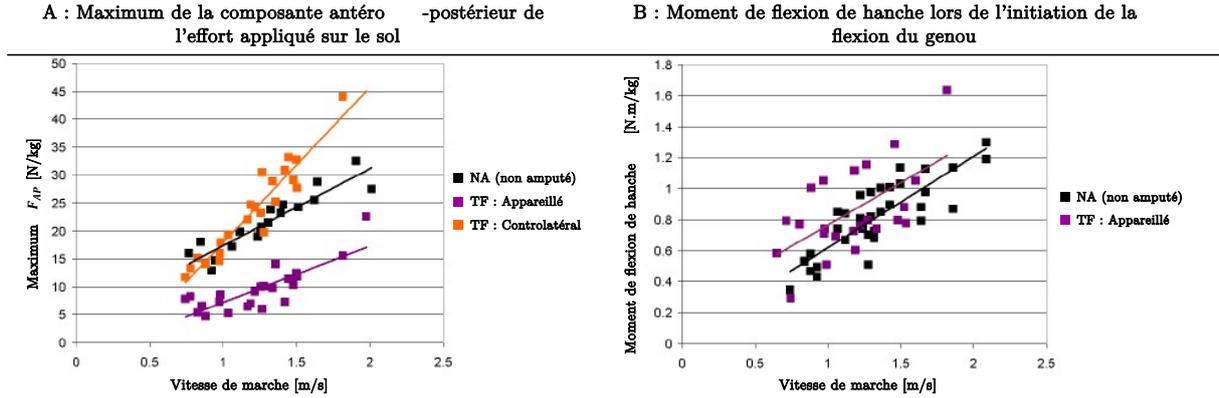


Figure 39 : Evolution du maximum de la composante antéro-postérieure de l'effort appliqué sur le sol en fonction de la vitesse de marche. Adapté de Bonnet, 2010.

Pour résumer, les personnes amputées TF ont perdu l'intégralité de leur muscle gastrocnémien, principal acteur de l'initiation de la flexion du genou en amorce de la phase pendulaire. Pour compenser ce manque, elles doivent générer volontairement un moment de flexion de hanche en fin de phase d'appui afin de rediriger les efforts au sol derrière l'axe du genou, permettant ainsi de créer un moment de flexion au genou. Cette redirection induit une diminution du produit scalaire entre le vecteur de l'effort au sol ( $\vec{F}_{GRF}$ ) et celui de la vitesse du centre de gravité ( $\vec{V}_{BCoM}$ ), comme illustré Figure 40. Ceci aura pour conséquence une diminution de la puissance de propulsion au membre appareillé en fin de phase d'appui.

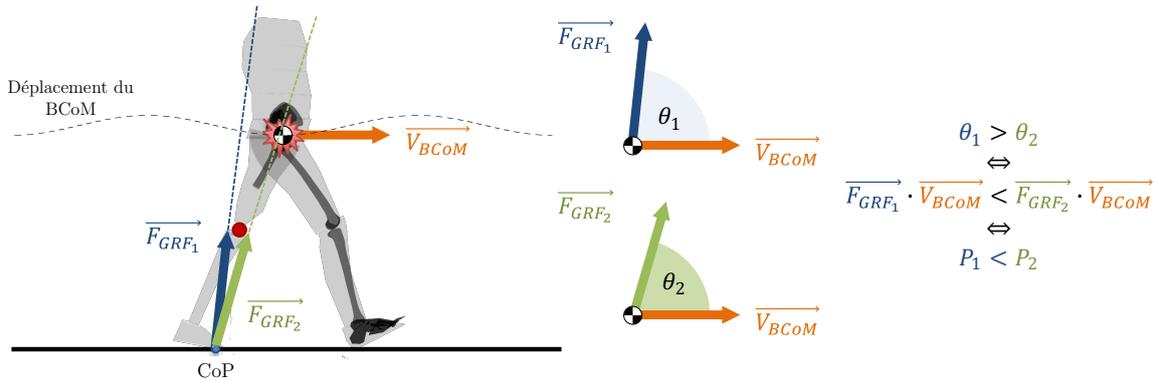


Figure 40 : Impact de la réorientation des efforts au sol  $\vec{F}_{GRF}$  sur la puissance de propulsion de la jambe appareillée ( $P$ ). Réorienter  $\vec{F}_{GRF}$  en arrière de l'axe du genou implique  $\theta_1 > \theta_2$  donc  $P_1 < P_2$ .

### **Synthèse : Initiation de la flexion du genou**

- 1) Les efforts exercés sur le sol induisent un moment d'extension au genou au cours de la phase de propulsion alors qu'une flexion du genou doit être initiée.
- 2) Chez les personnes NA, une activation du gastrocnémien, muscle bi-articulaire entre la cheville et le genou, permet d'initier la flexion du genou.
- 3) Chez les personnes amputées TT, l'amputation partielle du gastrocnémien le rend mono-articulaire. Il continue à participer à la flexion du genou mais les ischio-jambiers doivent tout de même compenser une partie de sa fonction.
- 4) Chez les personnes amputées TF, en l'absence totale du gastrocnémien, la flexion du genou prothétique est permise par un contrôle volontaire de la flexion de hanche résiduelle. Toutefois, cette stratégie semble induire une diminution de la puissance de propulsion au membre appareillé en fin de phase d'appui.

#### **1.4.4. Synthèse : Rôle de la puissance à la cheville**

Chez les personnes non amputées (NA), la littérature a depuis longtemps montré que la cheville était le principal générateur de puissance positive durant la phase de propulsion (Winter, 1983). Une augmentation de cette puissance de propulsion à la cheville a été observée avec l'augmentation de la vitesse de marche (Müller et al., 2019). En parallèle, une augmentation similaire de la puissance de propulsion au membre arrière a été observée (Bonnet et al., 2014), indiquant que la propulsion à la cheville contribue à la propulsion au membre arrière, et contribue donc au changement d'énergie au BCoM (Zelik and Kuo, 2010).

Des conclusions similaires ont été rapportées quant à la contribution du pied prothétique au travail de propulsion du membre appareillé pour la marche des personnes amputées transtibiales (TT), bien que ces deux grandeurs aient été étudiées séparément dans la littérature (Adamczyk and Kuo, 2015; Müller et al., 2019). La littérature a de plus observé une diminution du travail de propulsion au pied prothétique par rapport à la cheville des NA, induisant une diminution du travail de propulsion au membre appareillé par rapport au NA. Ce manque de propulsion côté appareillé est contrebalancé par une augmentation de la propulsion côté controlatéral (Houdijk et al., 2009).

La relation entre les travaux de propulsion à la cheville et au membre arrière pour les NA, et entre ceux au pied prothétique et au membre controlatéral pour les TT, n'a cependant jamais été clairement explicitée. Une telle analyse, en prenant en compte l'effet de la vitesse de marche, permettrait de mieux comprendre l'adaptation de la production de travail mécanique chez les personnes amputées TT.

Enfin, peu de choses sont réellement comprises quant à la manière dont les personnes amputées transfémorales (TF) se propulsent. Cette population semble avoir une puissance de propulsion au pied prothétique équivalente à celle observée chez les personnes amputées TT (Pröbsting et al., 2022 vs Müller et al., 2019), mais trop peu d'articles ont documenté cette grandeur pour que cela soit une certitude. Il semblerait intuitif de supposer que la restitution d'énergie de déformation emmagasinée par le pied prothétique soit équivalente entre ces deux populations puisque les pieds prothétiques utilisés sont indépendants du niveau d'amputation (TT ou TF). Toutefois,

l'énergie emmagasinée dans le pied dépend des efforts appliqués. Une comparaison rigoureuse du travail au pied prothétique entre les personnes amputées TT et celles amputées TF doit donc être menée.

Le travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF a, quant à lui, été montré comme inférieur à celui des personnes amputées TT (et donc à celui des NA) (Bonnet et al., 2014 et Pinhey et al., 2022 vs Houdijk et al., 2009). De plus, le travail de propulsion au membre appareillé a été montré comme quasiment constant avec la vitesse de marche chez les TF (Pinhey et al., 2022), à l'inverse des personnes amputées TT et NA. Ceci va aussi à l'encontre de la principale fonction de la propulsion à la cheville (ici au pied prothétique), à savoir accélérer le membre inférieur et ainsi accélérer le BCoM (Zelik and Adamczyk, 2016). Ici encore, trop peu d'études ont été menées pour confirmer la non-augmentation du travail de propulsion du membre appareillé chez les personnes amputées TF, en fonction de la vitesse de marche.

Toutefois, le changement de stratégie d'initiation de la flexion du genou prothétique (Koehler-McNicholas et al., 2016; Radcliffe, 1977), suite à la perte totale du muscle gastrocnémien, pourrait expliquer une réduction et/ou une limitation du travail de propulsion au membre appareillé. L'application d'un effort musculaire volontaire à la hanche résiduelle permet de changer l'orientation des efforts appliqués sur le sol afin de créer un moment de flexion au genou prothétique. Cette redirection semble cependant induire une diminution de la puissance au membre appareillé durant la phase de propulsion, comme illustré Figure 40.

Deux hypothèses sont alors à considérer :

Hypothèse 1 : Les personnes amputées TF ont significativement moins de travail de propulsion au pied prothétique que les personnes amputées TT. Auquel cas, le travail de propulsion du membre appareillé est lui aussi réduit.

Hypothèse 2 : L'initiation de la flexion du genou prothétique par un contrôle volontaire de la hanche induit un travail de propulsion plus faible au membre appareillé, malgré un travail de propulsion équivalent au pied prothétique entre les personnes amputées TT et celles amputées TF.

A notre connaissance, aucune étude ne permet de valider ou de réfuter ces hypothèses.

De futures études sont nécessaires afin de quantifier et de comparer le travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé, chez les personnes amputées TT et TF. Pour aider à la compréhension, il est entre autres important de tenir compte de la vitesse de marche comme covariable du travail mécanique ainsi que de l'hétérogénéité des populations de personnes amputées, en analysant une cohorte la plus large possible.

Maintenant que nous avons exploré le rôle de la puissance positive à la cheville dans la marche humaine, nous nous interrogerons par la suite sur son impact sur la consommation en oxygène. Le manque de propulsion au pied prothétique peut-il expliquer la différence de consommation en oxygène observée entre les personnes amputées et celles non amputées ? Une diminution de la propulsion au membre appareillé chez les personnes amputées TF par rapport aux TT pourrait-elle expliquer l'augmentation de 25% de la consommation en oxygène des TF par rapport au TT ?

## 1.5. Etat de l'art : Lien entre puissance mécanique et consommation en oxygène

### 1.5.1. Introduction

Dans la section « 1.2 Etat de l'art : Dépense métabolique des personnes amputées », nous avons discuté de la dépense métabolique des personnes amputées. En particulier, nous avons vu qu'à vitesse de marche égale, les personnes amputées ont une consommation en oxygène plus importante que les personnes non-amputées (NA) de l'ordre de 50 % pour les personnes amputées transfémorales (TF) et de 25 % pour les personnes amputées transtibiales (TT) (Ettema et al., 2021; van Schaik et al., 2019). Plusieurs raisons peuvent expliquer cette augmentation de la consommation d'énergie, qu'on peut regrouper en deux groupes : 1) une augmentation du travail mécanique total réalisé à cause des compensations mises en place pour marcher avec la prothèse, et/ou 2) une perte d'efficacité pour réaliser un travail mécanique équivalent. Voici quelques exemples d'explications pouvant être trouvés dans la littérature :

Les stratégies d'adaptation de la marche peuvent perturber la trajectoire du centre de gravité (BCoM) et détériorer l'échange entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle pendant la phase d'appui unipodal, agissant comme un pendule inversé (Detrembleur et al., 2005; Tesio et al., 1998). Les anomalies de la marche permettant l'oscillation du membre appareillé sans flexion active de la cheville ou du genou prothétique, telles que le « *vaulting* » (utilisation de la cheville controlatérale pour se propulser vers le haut), le « *hip hiking* » (levé anormal du côté appareillé du bassin) ou la circumduction de la hanche (mouvement circulaire effectué par le membre appareillé), peuvent entraîner une augmentation du travail mécanique des muscles (Gitter et al., 1995).

La perte d'équilibre pendant la marche suite à une amputation (van Velzen et al., 2006) entraîne une augmentation de la largeur des pas, ce qui conduit à une légère augmentation du travail mécanique ( $R^2=0,91$ ) et du coût métabolique ( $R^2=0,83$ ) pendant la transition d'un pas à l'autre (Donelan et al., 2001).

L'augmentation de la consommation métabolique peut également s'expliquer par une perte d'efficacité dans la production du travail musculaire : les stratégies adoptées peuvent nécessiter des contractions isométriques ou antagonistes (Wentink et al., 2013), entraînant une augmentation du coût métabolique sans augmentation du travail mécanique musculaire.

Enfin, l'approche de la marche dynamique passive (modèle du pendule inversé) suggère qu'une réduction de la propulsion au membre arrière entraîne une augmentation de la collision au membre avant, ainsi qu'un travail mécanique global plus élevé sur le cycle de marche afin de compenser la perte d'énergie due à la transition d'un pas à l'autre moins efficace (Adamczyk and Kuo, 2015).

Dans la section précédente nous avons vu que les personnes amputées d'un membre inférieur avaient une diminution du travail de propulsion au pied prothétique par rapport aux personnes non amputées, qui se traduisait également par une diminution du travail de propulsion au membre appareillé. La littérature est incomplète concernant les différences de propulsion entre personnes amputées TT et TF, mais elle tend à montrer une réduction du travail de propulsion chez les personnes amputées TF, au moins au membre appareillé. Bien que d'autres études doivent être menées pour confirmer ou infirmer cela, nous pouvons dès à présent nous demander si une diminution de

propulsion au membre appareillé pourrait expliquer l'augmentation de 25% de la consommation en oxygène des personnes amputées TF par rapport aux personnes amputées TT (van Schaik et al., 2019). Cette question fait l'objet de cette section.

### 1.5.2. Personnes non amputées

Donelan et al., 2002b ont avancé l'idée selon laquelle, chez les personnes non amputées, le travail mécanique total généré durant la transition d'un pas à l'autre (i.e. travail de propulsion du membre arrière plus travail de collision en valeur absolue du membre avant) semble être un déterminant majeur du coût métabolique de la marche, contrairement à la phase unipodale régie par un mouvement pendulaire. Pour cela ils ont montré une relation linéaire entre le travail mécanique total durant la transition d'un pas à l'autre et le coût métabolique ( $r^2=0,89$ ), comme illustré Figure 41. Comme vu dans la Section 1.3.3.4, une réduction du travail de propulsion augmente le travail de collision (Adamczyk and Kuo, 2015; Kuo, 2002), ce qui augmente la quantité de travail mécanique total. Ce travail mécanique total est minimisé quand les travaux de propulsion et de collision sont de magnitudes égales (Soo and Donelan, 2012). D'autre part, Donelan et al., 2002b ont montré que le travail de propulsion, le travail de collision, et le coût métabolique, étaient proportionnels à la puissance quatre de la longueur du pas.

Note : Il peut arriver qu'un travail mécanique [J/kg] et/ou un coût métabolique [J/kg] soient normalisés par le temps de cycle de marche auquel cas l'unité deviendra [J/kg/s]. Par commodité, on gardera la désignation « travail » mécanique et « coût » métabolique.

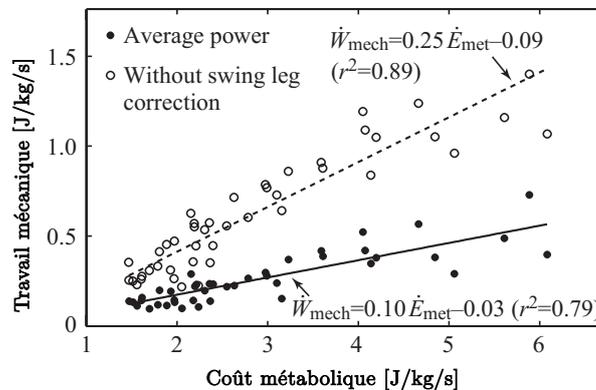


Figure 41 : Corrélation entre le travail mécanique durant la transition d'un pas à l'autre et le coût métabolique. Adapté de Donelan et al., 2002b.

En complément de cette étude, des auteurs se sont intéressés à l'impact d'une réduction du travail de propulsion sur le coût métabolique chez les personnes non amputées. Pour cela, ils ont utilisé une orthèse de cheville afin de restreindre le mouvement de cette dernière, induisant une réduction du travail de propulsion à la cheville. Huang et al., 2015 ont montré que pour 1 J en moins de travail à la cheville, la dépense métabolique augmentait de +3,94 J. McCain et al., 2021 ont trouvé des résultats similaires : le pic de puissance à la cheville a été réduit lors de la restriction du mouvement de la cheville (« *restricted-ankle* » en rouge Figure 42) par rapport à la marche sans restriction (« *braced* » en gris) ( $1,31 \pm 0,53$  W/kg vs  $1,94 \pm 0,69$  W/kg) et a entraîné une augmentation significative du coût métabolique ( $3,59 \pm 0,81$  J/kg/s vs  $3,13 \pm 0,72$  J/kg/s). La somme des travaux positifs des articulations des deux jambes au cours d'un cycle de marche est restée

identique, mais il aurait été intéressant d'observer les différences de travail négatif au membre appareillé, en particulier durant la transition d'un pas à l'autre.

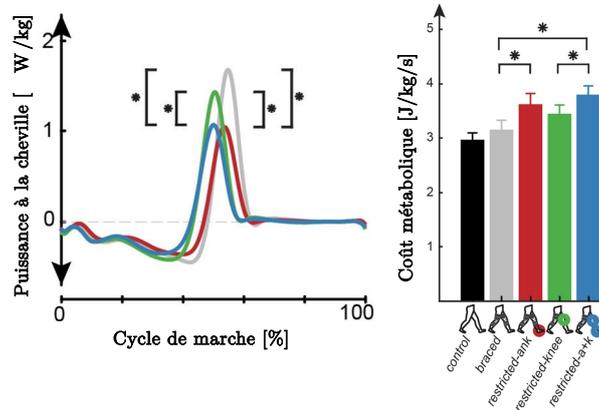


Figure 42 : Puissance à la cheville et coût métabolique lors de restriction articulaire. Adapté de McCain et al., 2021

Huang et al., 2015 ont de plus observé une corrélation négative entre le coût métabolique et le travail de propulsion au membre arrière, comme présentée Figure 43. Ceci est cohérent avec le fait qu'une réduction du travail de propulsion augmente le travail de collision, ce qui augmente la quantité de travail mécanique total nécessaire durant la transition d'un pas à l'autre (Kuo, 2002; Kuo et al., 2005), induisant ainsi une augmentation du coût métabolique comme trouvé par Donelan et al., 2002b.

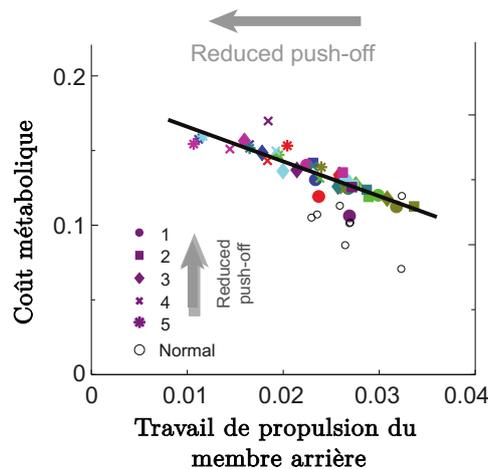


Figure 43 : Corrélation entre le coût métabolique et le travail de propulsion du membre arrière, (sans dimension : normalisés par la longueur de membre inférieur des participants et par la gravité). Adapté de Huang et al., 2015.

Enfin, il a été démontré que chez des personnes non amputées, le fait de fournir une puissance à la cheville supérieure à la cheville biologique via un exosquelette permettait de réduire la puissance à la hanche et diminuait le coût métabolique (Koller et al., 2015; Mooney and Herr, 2016). Ceci est en accord avec les résultats de Kuo, 2002 qui prédisent que l'utilisation de la hanche durant la phase de propulsion est quatre fois plus coûteux d'un point de vu mécanique que l'utilisation de la cheville.

### **Synthèse : Marche des personnes non amputées**

- 1) Le travail mécanique total durant la phase de transition d'un pas à l'autre (i.e. travail de propulsion du membre arrière + travail de collision en valeur absolue du membre avant) est positivement corrélé au coût métabolique de la marche. Il est donc important de le minimiser.
- 2) Les travaux de propulsion à la cheville et au membre arrière sont négativement corrélés au coût métabolique, car ils peuvent induire une augmentation du travail de collision et du travail mécanique total, et/ou l'utilisation d'articulation moins efficace, comme la hanche, lors de la propulsion.

### **1.5.3. Personnes amputées transtibiales**

En parallèle de la réduction du travail de propulsion au pied prothétique (Müller et al., 2019) et au membre appareillé (Adamczyk and Kuo, 2015) chez les personnes amputées TT par rapport aux personnes NA, il a été observé une augmentation de la collision au membre controlatéral (Adamczyk and Kuo, 2015; Houdijk et al., 2009), comme prédit par le modèle du pendule inversé (Kuo et al., 2005). Or, Houdijk et al., 2009 ont observé chez 11 NA et 11 TT une corrélation modérée mais significative entre le travail négatif de collision et le coût métabolique lors d'une marche à vitesse de confort ( $r = 0,56$ ) et à vitesse rapide ( $r = 0,50$ ). Malgré une augmentation du travail de collision chez les personnes amputées TT, le travail total réalisé sur le cycle de marche n'était pas différent entre les deux populations. Ainsi, l'augmentation du travail de collision durant la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral, semble contribuer à l'augmentation du coût métabolique de la marche des amputés TT.

#### ***1.5.3.1. Variation de la puissance de propulsion par dispositif actif***

Une manière simple d'étudier l'effet de la puissance de propulsion à la cheville et/ou au membre appareillé sur la dépense métabolique est d'apporter de l'énergie extérieure au pied prothétique, comme le font les prothèses de pied motorisées. Ces dispositifs motorisés utilisent des actionneurs pour fournir un travail net positif à la cheville, parfois supérieur à la norme biologique, et peuvent potentiellement atténuer la demande métabolique accrue que les personnes amputées subissent pendant la marche.

##### **Prothèse de pied motorisé commercialisé**

Parmi ces dispositifs, seul le pied motorisé Empower d'Ottobock® est actuellement disponible dans le commerce (Figure 44). Il s'agit de l'évolution du pied BiOM, anciennement iWalk, créé à l'origine par Hugh Herr, Directeur du département de Biomécatronique au MIT Media Lab et amputé transtibial bilatéral.



Figure 44 : Pied motorisé Empower d'Ottobock®, anciennement pied BiOM, seul pied motorisé commercialisé. A gauche, son inventaire Hugh Herr.

L'étude de l'efficacité du BiOM dans le cadre d'essais cliniques a donné des résultats mitigés quant à son impact positif sur la consommation métabolique de personnes amputées TT. Pour les vitesses de marche supérieures à 0,75 m/s, Herr and Grabowski, 2012 ont constaté une réduction significative du coût métabolique lors de la marche avec le BiOM par rapport à des pieds passifs ESAR, comme le présente la Figure 45.

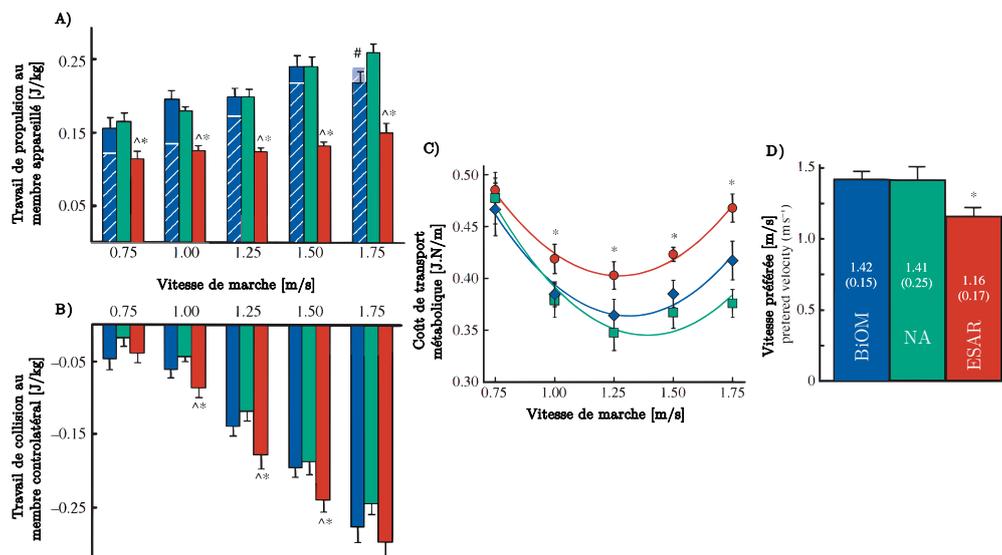


Figure 45 : Effet de la marche avec une prothèse motorisée (BiOM) par rapport à une prothèse ESAR conventionnelle. Travail de propulsion au membre appareillé (A) et travail de collision au membre controlatéral (B) en fonction de la vitesse de marche. Coût de transport métabolique en fonction de la vitesse (C) et vitesse préférée (D). Adapté de Herr and Grabowski, 2012.

De même, Russell Esposito et al., 2015 ont constaté une diminution de -16% de la consommation en oxygène chez des personnes amputées TT très actives utilisant le BiOM par rapport aux pieds ESAR qui leur avaient été prescrits. L'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique avec le BiOM a entraîné une augmentation de +63% du travail de propulsion du membre appareillé par rapport aux pieds ESAR, et de +28% par rapport au membre arrière des NA.

Enfin, Ingraham et al., 2018 ont testé 6 réglages de puissance du BiOM (de 0% à 100% d'énergie délivrée) sur 10 participants amputés TT. Ils ont trouvé une corrélation négative ( $r=-0,55$  ;  $R^2=0,30$ ) entre la consommation métabolique (normalisée par la masse du participant, la gravité et la vitesse de marche, pour donner le « Cost of Transport » (COT)) et le travail net (positif moins

négatif) du BiOM (Figure 46). Toutefois, la relation entre le réglage de la puissance, le travail net du pied motorisé et le coût en oxygène, a grandement varié d'un participant à l'autre.

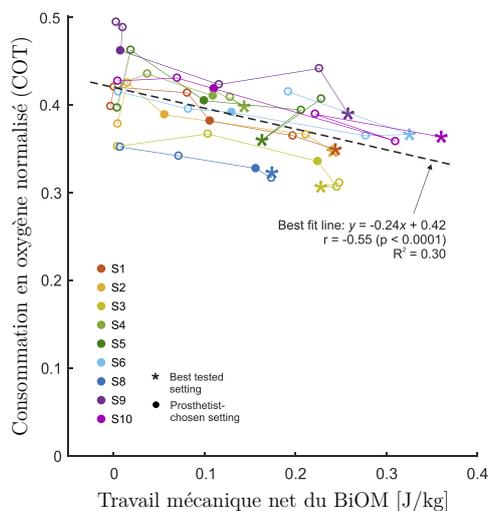


Figure 46 : Corrélation entre la consommation en oxygène normalisée par la masse du participant, la gravité et la vitesse de marche (= Cost of Transport (COT)), et le travail mécanique net du BiOM. Adapté de Ingraham et al., 2018.

En revanche, Gardinier et al., 2018 n'ont pas constaté de différences significatives ni dans la consommation en oxygène, ni dans le coût en oxygène, ni dans la vitesse de marche de confort, entre la marche avec le BiOM et la marche avec un ESAR, en moyenne chez 10 participants amputés TT. Cependant, 3 participants sur 10 ont vu leur consommation en oxygène diminuer.

### Prototype de pied prothétique motorisé non commercialisé

D'autres études ont été réalisées avec cette fois un pied motorisé non commercialisé, comme celui de l'équipe Caputo, Collins et Quesada. Ils ont mené deux études, une en 2014 avec des 10 participants NA portant un simulateur d'amputation TT, et une seconde en 2016 avec 6 participants amputés TT. Caputo and Collins, 2014 ont montré que l'augmentation du travail de propulsion au pied motorisé permettait une augmentation similaire du travail de propulsion du membre appareillé, menant à une diminution de la consommation métabolique pouvant aller jusqu'à 14%. A l'inverse, Quesada et al., 2016 n'ont observé aucun effet du travail de propulsion du pied prothétique sur la consommation métabolique des participants amputés TT. La consommation métabolique et l'activité musculaire ont largement varié entre les participants, mais aucun participant n'a eu une diminution de la consommation métabolique grâce à un travail de propulsion plus élevé.

### Limites

Les résultats mitigés des études évaluant l'efficacité des prothèses motorisées sont probablement liés à une variété de facteurs. Parmi eux nous pouvons compter les différentes populations de participant. Dans l'étude de Gardinier et al., 2018, les personnes ayant le niveau de classification fonctionnelle le plus élevé (K4) ont tiré un avantage métabolique de l'utilisation du BiOM, contrairement à celles ayant une classification fonctionnelle moins élevée (K3) (note : le niveau d'activité des personnes amputées est évalué par la Medicare Functional Classification Level, ou K-Level, où K0 correspond à une incapacité à marcher et K4 correspond au maximum des fonctionnalités (Borrenpohl et al., 2016)). En conséquence, les études qui ont démontré les réductions les plus

importantes du coût métabolique sont celles qui ont testé des militaires en service actif ayant un niveau fonctionnel élevé (Ferris et al., 2012; Russell Esposito et al., 2015).

Un autre facteur important dans l'évaluation de l'impact du BiOM sur la réduction de la dépense métabolique est la manière dont l'appareil est réglé (i.e. la quantité d'énergie apportée) : Russell Esposito et al., 2015 ont suggéré qu'un réglage quasi optimal du BiOM, à savoir l'instant où la puissance est délivrée ainsi que son amplitude, est nécessaire pour avoir un impact positif sur le coût métabolique d'un individu. Gardinier et al., 2018 ont par exemple fait attention à réaliser les réglages du BiOM dans un environnement écologique, à savoir dans un cadre clinique neutre, par des prothésistes indépendants, certifiés par le fabricant, et conformément aux recommandations du dispositif. Dans ces conditions, aucune amélioration de la dépense métabolique n'a été trouvée.

### ***1.5.3.2. Variation de la puissance de propulsion par dispositifs passifs***

Pour étudier l'impact de la variation de puissance de propulsion au pied prothétique sur la dépense métabolique de l'utilisateur, tout en évitant les contraintes de réglages pouvant influencer le résultat, il est possible d'utiliser une méthode passive : la variation de raideur du pied prothétique.

#### **Raideur et Roll-Over-Shape**

Les pieds prothétiques ESAR sont conçus pour emmagasiner de l'énergie sous forme de déformation durant toute la phase d'appui, puis de la restituer en fin de fin d'appui (travail de propulsion). Pour un même effort appliqué au pied, un pied souple se déformera plus (i.e. restituera plus d'énergie) qu'un pied rigide. Toutefois, durant la marche, la raideur du pied peut influencer le déroulé du pas et l'effort appliqué au pied, donc un pied plus souple ne permettra pas nécessairement une augmentation de la puissance emmagasinée et restituée.

Il convient de s'intéresser plus en détail à la façon dont le pas se déroule sur le sol au cours de l'appui pour vraiment comprendre ce qu'implique un changement de raideur de pied. Hansen et al., 2000 ont observé que chez les individus non amputés, le centre des pressions (CoP) trace un arc de cercle dans le repère tibia durant l'appui unipodal, forme désignée sous le nom de Roll Over Shape (ROS), comme illustré dans la Figure 47. C'est cette forme en arc de cercle qui permet le déroulé du pas.

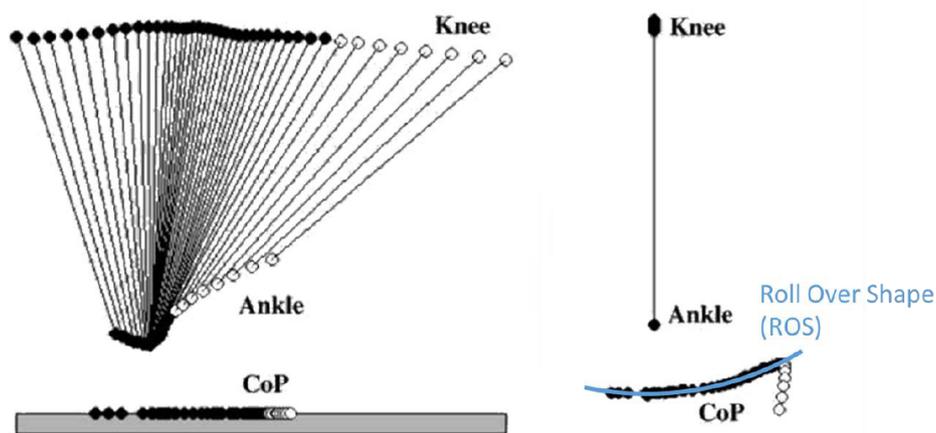


Figure 47 : À gauche : évolution du centre des pressions (CoP) exercées par le pied sur le sol et évolution du segment tibial dans le repère global. À droite : évolution du CoP dans le repère du segment tibial. Le modèle de Roll Over Shape (ROS) est superposé (adapté de Hansen et al., 2004).

Les travaux de Hansen et al. ont également révélé que le ROS reste constant quels que soient la vitesse de marche, le type de chaussures et les pentes, et est également valide avec des pieds prothétiques (Hansen et al., 2000; Hansen and Childress, 2004; Hansen and Wang, 2010).

Ce paramètre peut être modélisé par un segment d'arc de cercle, défini par sa longueur, son rayon et la position de son centre de rotation. Diminuer la raideur entraîne une diminution du rayon du ROS. Un pied souple aura un rayon de ROS faible et inversement. L'alignement de la prothèse influence également l'orientation du ROS (Hansen et al., 2000). Ainsi, deux prothèses ayant des ROS différents à un alignement de  $0^\circ$  peuvent obtenir des ROS similaires après un ajustement de l'alignement, comme illustré dans la Figure 48.

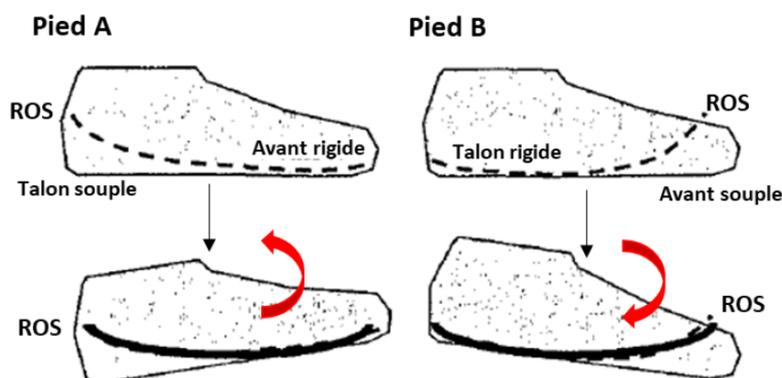


Figure 48 : Effet de l'alignement de la prothèse sur l'orientation du ROS (adapté de Hansen et al., 2000)

En outre, le ROS impacte non seulement la fluidité de la marche, via le déroulé du pas, mais aussi la consommation métabolique (Adamczyk et al., 2006; Adamczyk and Kuo, 2013) et la stabilité des utilisateurs (Curtze et al., 2009). Afin d'étudier l'effet du ROS seul sans variation de raideur du pied, Adamczyk and Kuo, 2013 ont utilisé une botte rigide permettant de restreindre le mouvement de la cheville et contrôler le rayon du ROS, comme présenté à la Figure 49. Ils ont trouvé que le coût métabolique admet un minimum pour une longueur de pied de 0,285 m (Adamczyk and Kuo, 2013) et un rayon d'arc du pied correspondant à 30% de la longueur du membre inférieur (Adamczyk et al., 2006).

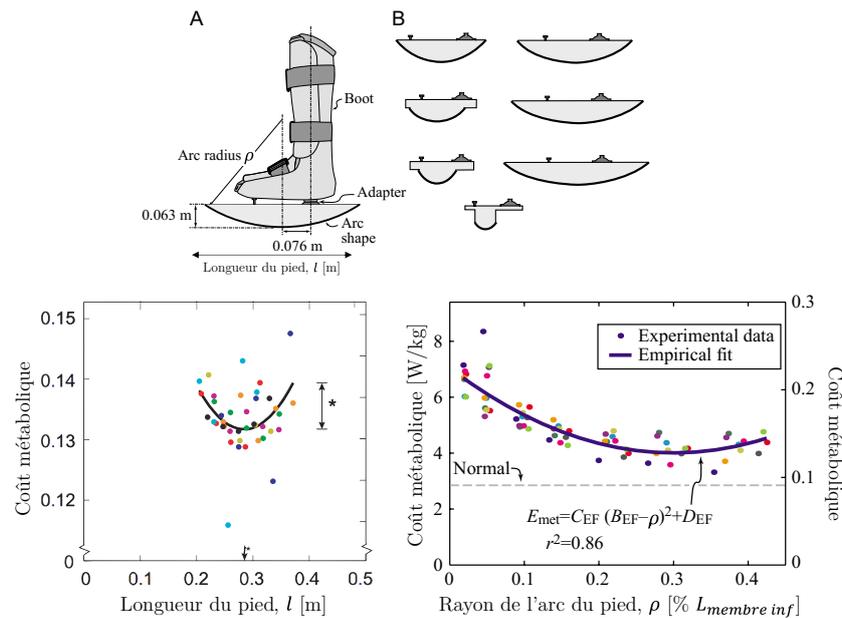


Figure 49 : Coût métabolique en fonction de la longueur du pied et du rayon de l'arc du pied (rayon du ROS en pourcentage de la longueur du membre inférieur). En haut, l'orthèse utilisée pour restreindre le mouvement de la cheville et contrôler le rayon du ROS. Adapté de Adamczyk et al., 2006 et Adamczyk and Kuo, 2013.

En utilisant un protocole similaire, à savoir en bloquant le mouvement de la cheville par une orthèse mais en gardant un déroulé de pas proche de celui d'une personne non amputée (via une surface inférieure incurvée), Vanderpool et al., 2008 ont montré une différence de seulement -0,4% de la consommation en oxygène chez des participants NA par rapport à la marche sans orthèse, une fois le poids de l'orthèse compensé par l'ajout de poids au pied sain. Ceci montre l'importance du ROS, au même titre que la puissance à la cheville.

En conclusion, l'énergie restituée par un pied prothétique est liée à sa déformation donc à sa raideur, elle-même liée au ROS. Comparer l'effet sur la consommation en oxygène d'une variation d'énergie restituée via la variation de raideurs entre deux pieds prothétiques inclut l'effet de la variation du ROS sur cette consommation. Une fois ceci clarifié, intéressons-nous à l'effet de la variation de la raideur de pieds prothétiques sur la consommation en oxygène des personnes amputées TT.

### Effet de la variation de la raideur de pieds prothétiques sur la consommation en oxygène

Major et al., 2014 ont fait varier la raideur de l'avant-pied et de l'arrière-pied indépendamment, à l'aide d'un prototype de pied passif nommé CFAM (*Custom-built Foot-Ankle Mechanism*). Ils ont trouvé qu'une réduction de la raideur du pied prothétique permettait une réduction de la consommation métabolique chez 5 personnes amputées TT, allant jusqu'à 12% entre la condition la plus rigide et celle la plus souple.

Cependant Hedrick et al., 2019 ont trouvé des résultats différents. Un prototype de pied passif (HuMoTech, Pittsburgh, PA) a été utilisé pour faire varier la résistance à la dorsiflexion du pied (i.e. la rigidité) lors de la marche chez 14 participants non amputés portant un simulateur d'amputation transtibiale. Ils ont montré que l'augmentation de la raideur du pied prothétique entraîne une diminution du travail de propulsion au pied prothétique (Figure 50 à gauche), concordant avec les résultats de Fey et al., 2011. Une diminution de ~18% (0,036 J/kg) du travail de propulsion au pied

prothétique a été associée à une faible diminution de la consommation métabolique de 3,2% (0,11 W/kg) (Figure 50 à droite).

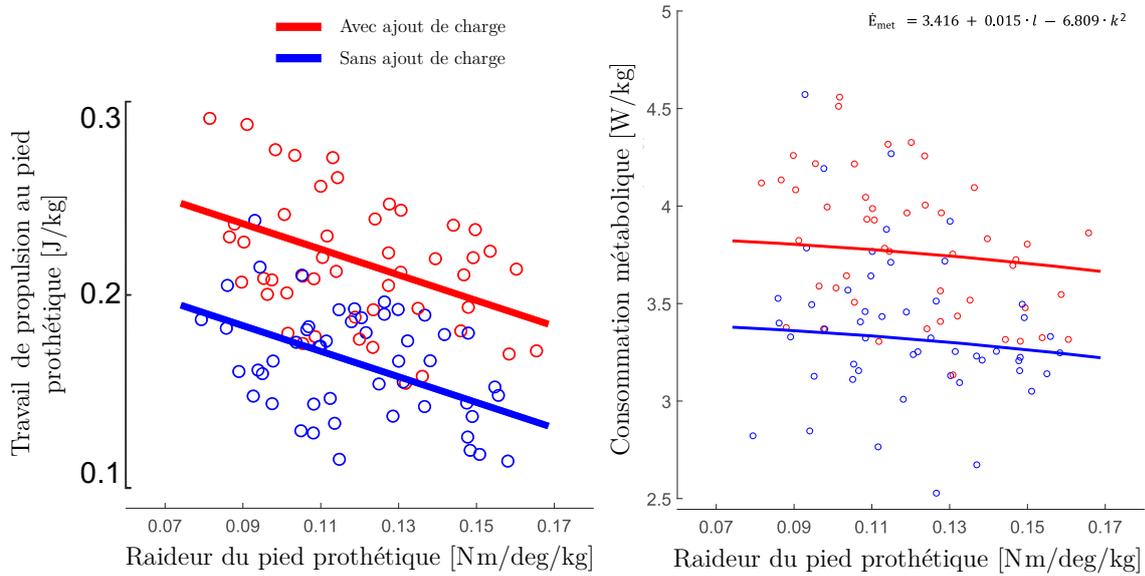


Figure 50 : Travail de propulsion au pied prothétique et consommation métabolique en fonction de la raideur du pied prothétique. Adapté de Hedrick et al., 2019.

Segal et al., 2012 ont trouvé des résultats qui vont dans le même sens. Ils ont demandé à 7 participants amputés TT de marcher avec un prototype de pied prothétique passif, le CESR (*Controlled Energy Storage and Return*), qui stocke de l'énergie dans un ressort de compression au moment de l'appui talon, bloque l'énergie du ressort à l'aide d'un embrayage, puis restitue l'énergie pendant la phase de propulsion, en plus grande quantité que les ESAR conventionnels. Malgré une augmentation du travail de propulsion de 80% au pied prothétique et de 66% au membre appareillé par rapport au pied ESAR, le pied CESR n'a pas permis de changement de consommation métabolique.

L'utilisation du même prototype de pied (le CESR) a permis à Zelik et al., 2011 de tester 3 raideurs différentes sur 5 participants amputés TT. Entre la rigidité la plus faible et la rigidité la plus élevée, ils ont observé une augmentation d'environ 32% de travail de propulsion au pied prothétique (Figure 51) induisant une augmentation du travail de propulsion au membre appareillé de 19%. Pourtant, aucune différence significative n'a été trouvée en termes de consommation métabolique. A l'inverse, c'est avec une raideur intermédiaire que la consommation métabolique est la plus faible. Cela montre que la relation raideur / puissance / consommation métabolique n'est pas linéaire.

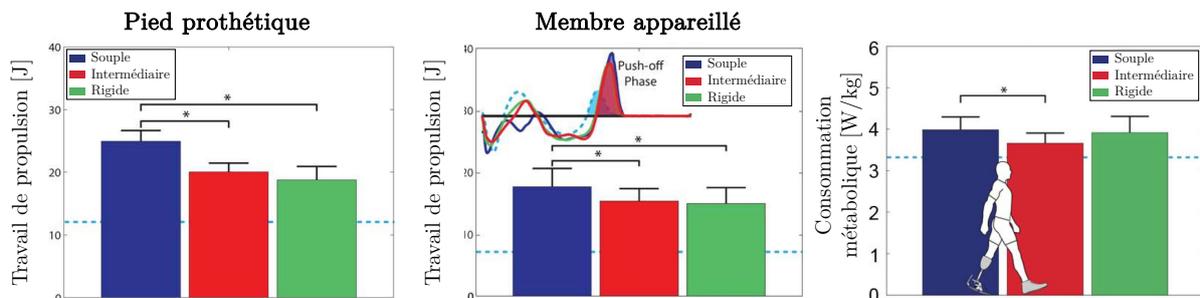


Figure 51: Effet de la variation de raideur d'un pied prothétique. Travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé, ainsi que la consommation métabolique chez des participants amputés TT. Adapté de Zelik et al., 2011.

La diminution de la rigidité du pied peut augmenter l'amplitude de mouvement de la prothèse, le stockage et la restitution d'énergie, mais son effet positif sur la consommation en oxygène peut être limitée car une activité musculaire supplémentaire est nécessaire pour assurer le soutien du corps qui peut être moins stable dans le cas d'un pied trop souple pour l'utilisateur (Fey et al., 2011). Un optimal de raideur est donc à trouver pour chacun.

Les conclusions mitigées concernant l'effet d'un changement de raideur du pied prothétique sur la consommation en oxygène des personnes amputées TT traduit la complexité d'un compromis entre restitution d'énergie et déroulé du pas. Cette méthode ne permet cependant pas d'isoler l'effet d'une variation de puissance au pied prothétique.

### **1.5.3.3. Synthèses : personnes amputées TT**

1) Méthodes : Pour évaluer l'effet de la puissance durant la phase de propulsion, les auteurs ont choisi soit d'augmenter la puissance de propulsion grâce à des dispositifs motorisés, mais l'effet observé est très sensible au contrôle de l'apport de puissance ; soit de faire varier la raideur de pieds prothétiques passifs, mais cela induit un changement du déroulé du pas, ce qui ne permet pas d'isoler l'effet d'un changement de puissance. Ces deux méthodes sont très différentes : dans le cas d'un pied motorisé, l'énergie est fournie par un moteur externe au corps ; dans le cas de la prothèse passive, l'énergie restituée provient de la déformation résultant des efforts appliqués par l'utilisateur.

3) Prothèses motorisées : l'effet sur la consommation en oxygène d'une augmentation de travail de propulsion au pied prothétique semble non concluant pour le moment. Des résultats parfois contradictoires ont été présentés dans la littérature, montrant la difficulté et l'importance d'avoir un réglage de la prothèse (temporel et en amplitude) optimal adapté à chaque utilisateur. Il semble cependant possible pour des personnes amputées TT actifs de réduire leur consommation énergétique grâce à une augmentation de travail de propulsion au pied prothétique.

4) Un changement de raideur du pied prothétique induit une modification du déroulé du pas. Ce dernier est caractérisé par la trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia qui forme un arc de cercle. Cette forme est désignée sous le nom de Roll-Over-Shape (ROS). La raideur et le ROS d'un pied sont dépendants l'un de l'autre.

5) Prothèses passives et changement de raideur : là aussi les résultats semblent partagés. Une diminution de la raideur du pied peut permettre une augmentation de la puissance de propulsion au pied et au membre appareillé. Toutefois, son impact sur la consommation métabolique est variable. Un pied trop souple entrainera une instabilité qui se traduira par une augmentation de l'activité musculaire, et donc une augmentation de la consommation métabolique.

### **1.5.4. Personnes amputées transfémorales**

Tout comme l'étude de la propulsion chez les personnes amputées transfémorales, l'étude du lien entre la propulsion et la consommation métabolique de cette population est aussi quasiment inexistante dans la littérature. La diminution des résultats fonctionnels (Davies and Datta, 2003; Jo et al., 2021), l'augmentation des douleurs lors de la marche (Robbins et al., 2009; Smith et al., 1999)

et la surconsommation en oxygène de cette population (Ettema et al., 2021; van Schaik et al., 2019) par rapport aux personnes amputées TT expliquent en partie le peu d'études existantes. En particulier, l'étude de la consommation en oxygène de la marche nécessite de marcher sur un tapis roulant entre 4 et 6 minutes en moyenne, ce qui peut être difficile à réaliser pour des personnes amputées TF, d'autant plus s'il y a plusieurs conditions à réaliser et que ces conditions impliquent une marche rapide ou une marche moins économe (par exemple marcher en pente, changer de prothèses ou imposer une stratégie de marche spécifique).

De rares auteurs ont quantifié le travail mécanique et la consommation en oxygène lors de la marche de personnes amputées TF mais sans s'intéresser en particulier à la phase de transition d'un pas à l'autre. Gitter et al., 1995 se sont intéressés à la variation d'énergie due au mouvement du tronc ainsi qu'à la somme des travaux articulaires des membres inférieurs (cheville, genou et hanche du membre controlatéral plus la hanche résiduelle). Malgré une augmentation de 27% du coût métabolique chez les personnes amputées TF par rapport aux personnes NA, aucune différence d'énergie n'a été trouvée au tronc et la somme des travaux articulaires était inférieure chez les personnes amputées TF. L'augmentation du coût métabolique semblerait venir non pas d'une augmentation du travail mécanique mais peut être d'une diminution d'efficacité énergétique dans la production du travail mécanique. Detrembleur et al., 2005 ont quant à eux montré que le coût métabolique des personnes amputées TT et TF dépendait de l'efficacité du transfert d'énergie entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle pendant la phase d'appui unipodal, agissant comme un pendule inversé. Il n'y a pas de perte d'efficacité pendant la phase d'appui unipodal chez les personnes amputées TF grâce au verrouillage en extension du genou prothétique, bien que la trajectoire du BCoM soit altérée. Toutefois l'efficacité du pendule inversé est positivement corrélée à la vitesse de marche.

Ces deux études, bien qu'intéressantes, n'apporte pas de connaissance supplémentaire quant à l'effet du travail de propulsion.

#### ***1.5.4.1. Variation de la puissance de propulsion par dispositif actif***

Aucune étude n'a évalué l'effet d'une prothèse de pied motorisée sur la consommation métabolique d'un participant TF. Toutefois, des prothèses genou-cheville motorisée ont été développées et évaluées en ce sens. En particulier, deux études ont comparé la marche de personnes amputées TF avec un genou à microprocesseur conventionnel (MPK) par rapport à la marche avec une prothèse genou-cheville motorisée, le Vanderbilt (3<sup>ème</sup> génération), développée par la Vanderbilt University (Jayaraman et al., 2018; Knight et al., 2023). Les quantités de travail mécanique ne sont pas données dans ces études donc il n'est pas possible de connaître l'augmentation des travaux de propulsion au pied et au membre appareillé. Parmi les 8 vitesses de marche testées dans l'étude de Jayaraman et al., 2018, seul un participant sur deux a vu une légère diminution de sa consommation métabolique. Knight et al., 2023 ont quant à eux fait marcher 3 militaire amputés TF à 6 vitesses différence. Le coût métabolique de la marche avec la prothèse genou-cheville motorisée était inférieur de  $-4,0 \% \pm 5,2 \%$  à des vitesses lentes (de 0,6 m/s à 1,2 m/s), mais supérieur de  $+7,0 \% \pm 5,1 \%$  à des vitesses de marche plus rapides (de 1,4 m/s à 1,6 m/s), comme illustré Figure 52. Ces résultats non concluants traduisent sûrement l'effet du poids de la prothèse motorisée, qui est de 5 kg par rapport à des prothèses MPK plus ESAR à  $\sim 2,5$  kg. Or, l'augmentation du poids sur les parties distales des membres a été montré comme augmentant la consommation en oxygène (Browning et al., 2007; Ikeda et al., 2022).

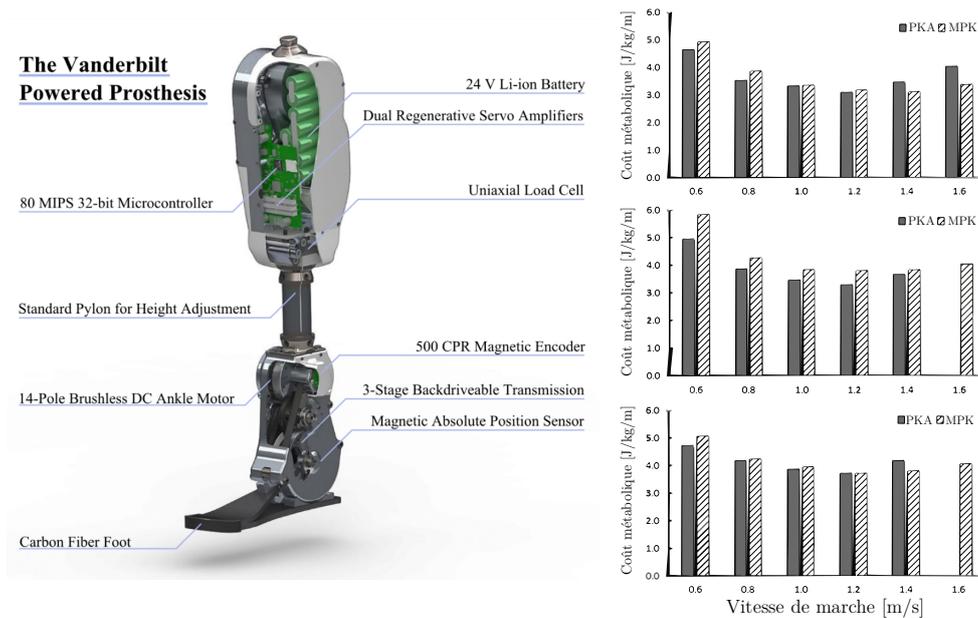


Figure 52 : Prothèse genou-cheville motorisé « Vanderbilt » de 3<sup>me</sup> génération, développée par la Vanderbilt University. A droite, coût métabolique de 3 militaires amputés TF en fonction de la vitesse de marche, lors de l'utilisation de la prothèse genou-cheville motorisé (PKA) et d'un genou à microprocesseur conventionnel (MPK) avec un pied ESAR. Adapté de Knight et al., 2023.

#### 1.5.4.2. Variation de la puissance de propulsion par dispositifs passifs

A notre connaissance, seulement trois articles traitent en partie du lien entre la puissance de propulsion au pied prothétique et la consommation en oxygène chez les personnes amputées TF. Macfarlane et al., 1997, Graham et al., 2008 et Mengelkoch et al., 2016 ont tous trois étudié la différence de consommation en oxygène des personnes amputées TF (5, 6 et 3 participants respectivement) lors du port d'un pied SACH et d'un pied ESAR. Pour rappel, un pied SACH est un pied en bois avec un talon permettant la dissipation de l'énergie due au choc lors de l'appui talon et un avant du pied souple permettant le déroulé du pas sans forcer. Ils ne restituent quasiment pas d'énergie et sont généralement prescrits pour les personnes âgées ou ceux avec un style de vie peu actif. A l'inverse un pied ESAR est conçu pour emmagasiner de l'énergie de déformation et la restituer durant la phase de propulsion. Ils sont prescrits pour les personnes actives. Pröbsting et al., 2022 a par exemple mesuré un pic de puissance multiplié par deux entre la marche de personnes amputées TF avec un ESAR par rapport à la marche avec un SACH.

Macfarlane et al., 1997 ont demandé aux 5 participants TF de marcher à 5 vitesses comprises entre 0,67 m/s et 1,57 m/s. Ils ont trouvé une consommation en oxygène et un coût en oxygène moyen sur l'ensemble des vitesses significativement supérieurs lors de la marche avec le pied SACH par rapport à la marche avec le pied ESAR. On observe toutefois Figure 53 des valeurs identiques pour les deux pieds à 80,5 m/min (1,34 m/s).

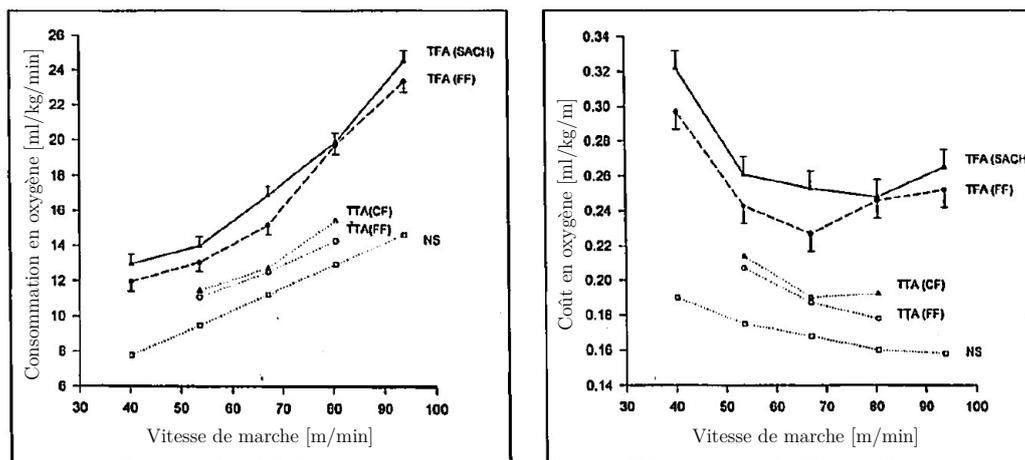


Figure 53 : Consommation et coût en oxygène de la marche avec un pied SACH (CF) et un pied ESAR (FF) chez les personnes amputées transfémorales (TFA), en fonction de la vitesse de marche. Les données des personnes amputées transtibiales (TTA) et non amputées (NS) proviennent d'études extérieures. Adapté de Macfarlane et al., 1997.

Graham et al., 2008 a réalisé un protocole similaire auprès de 6 participants amputés TF pour 8 vitesses comprises entre 0,83 m/s et 1,81 m/s. Une différence significative en termes de consommation en oxygène n'a été trouvée que pour 2 vitesses sur les 8 testées (0,83 m/s et 1,1 m/s). Toutefois, une consommation en oxygène moyenne sur l'ensemble des vitesses a été trouvée significativement supérieure lors de la marche avec le pied SACH par rapport au pied ESAR. A l'inverse, Mengelkoch et al., 2016 n'ont trouvé aucune différence de consommation en oxygène chez 2 participants amputés TF lors de l'utilisation d'un pied SACH par rapport à un pied ESAR, pour les 5 vitesses de marches testée (de 0,67 m/s à 1,57 m/s).

### Interprétation et limites

Ces trois études, à elles seules, ne permettent pas de conclure quant au lien entre la puissance au pied prothétique et la dépense métabolique chez les personnes amputées TF. Premièrement, le nombre d'études et le nombre de participants par étude sont trop faibles pour généraliser les résultats.

Deuxièmement, bien qu'il soit connu que les pieds ESAR emmagasinent et restituent plus d'énergie que les pieds SACH (Müller et al., 2019; Pröbsting et al., 2022), le travail de propulsion au pied n'est pas quantifié dans ces études. De plus, puisque le travail de propulsion au membre appareillé semble rester constant (Pinhey et al., 2022) malgré l'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique, il serait particulièrement intéressant de regarder ces trois paramètres (propulsion au pied prothétique, propulsion au membre appareillé, consommation métabolique) dans la même étude.

Troisièmement, ces études n'isolent pas l'effet de la propulsion en elle-même mais comparent plutôt deux types de pied prothétiques distincts, dont la variation de puissance restituée par le pied est une conséquence d'un changement de rigidité du pied. Or, comme nous l'avons vu précédemment un changement de rigidité induit forcément un changement de déroulé du pas et donc une modification de la marche dans son ensemble. Les différences observées en termes de consommation en oxygène proviennent certainement d'une différence de puissance de propulsion, mais sont aussi induites par le changement du déroulé du pas.

### 1.5.4.3. Synthèses : personnes amputées TF

- 1) A notre connaissance, seulement trois études ont étudié l'influence du travail de propulsion au pied prothétique sur la consommation métabolique chez les personnes amputées TF. Deux autres études ont évalué l'effet de l'utilisation d'une prothèse genou-cheville active sur la consommation métabolique mais la quantité d'énergie ajoutée n'est pas précisée.
- 2) Prothèses motorisées : L'effet positif de la motorisation des articulations semble mitigé. Les études ne comportaient que 2 et 3 participants, limitant les conclusions qu'on peut en tirer. La marche avec une prothèse genou-cheville motorisée semble permettre à certains participants actifs de diminuer le coût métabolique, mais seulement à vitesses faibles et moyennes ( $\leq 1,2$  m/s), une augmentation est observée à vitesse élevée ( $> 1,4$  m/s).
- 2) Prothèses passives et changement de raideur : trois études ont comparé la marche avec un pied SACH et avec un pied ESAR à différentes vitesses de marche. Une augmentation du travail de propulsion avec le pied ESAR a précédemment été rapportée par la littérature. En moyenne, la marche avec un pied ESAR a permis de diminuer la consommation en oxygène dans deux études sur trois
- 3) Actuellement, pratiquement aucune donnée et analyse concernant l'effet du travail de propulsion (qu'il soit au pied prothétique ou au membre appareillé) sur la consommation métabolique des personnes amputées TF, n'existe. Notre compréhension du sujet est extrêmement limitée alors que cela pourrait aider cette population qui est pourtant la principale concernée par une surconsommation en oxygène lors de la marche.
- 4) Des études complémentaires sont absolument nécessaires pour améliorer notre compréhension du sujet. Il faudrait en particulier comparer le travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé, ainsi que leur impact sur la consommation métabolique des participants TF.

### 1.5.5. Synthèse : Lien entre puissance mécanique et consommation en oxygène

Une synthèse des thématiques étudiées par la littérature pour chaque population est présentée Tableau 3.

Comme nous venons de le voir, la transition d'un pas à l'autre est un déterminant majeur du coût énergétique de la marche (Donelan et al., 2002b; Kuo et al., 2005). En particulier, le travail de propulsion à la cheville et au membre arrière ainsi que le travail de collision du membre avant ont été montrés comme corrélés à la consommation métabolique chez les personnes non amputées (NA) (Donelan et al., 2002b; Houdijk et al., 2009; Huang et al., 2015; Koller et al., 2015; McCain et al., 2021; Mooney and Herr, 2016).

Chez les personnes amputées transtibiales (TT), le lien entre puissance au pied prothétique et consommation en oxygène est un peu moins clair. Certains auteurs ont trouvé que l'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique a permis une diminution du coût métabolique (Caputo and Collins, 2014; Herr and Grabowski, 2012; Ingraham et al., 2018; Russell Esposito et al., 2015) quand d'autres ne parviennent pas à établir de lien concluant entre ces deux grandeurs (Gardinier et al., 2018; Quesada et al., 2016; Segal et al., 2012; Zelik et al., 2011). Pour faire varier le travail de

propulsion au pied prothétique, deux solutions sont possibles : utiliser une prothèse motorisée ou changer la raideur d'un pied passif. L'effet d'une augmentation du travail de propulsion au pied via une prothèse motorisée peut cependant être influencé par le réglage électronique de la prothèse (quand générer de l'énergie et en quelle quantité) (Gardinier et al., 2018; Russell Esposito et al., 2015). Le changement de raideur d'un pied prothétique passif entraîne quant à lui un changement du déroulé du pas (Hansen et al., 2000), qui affecte lui aussi la consommation en oxygène (Adamczyk and Kuo, 2013). Les méthodes utilisées pour évaluer la relation entre le travail de propulsion au pied prothétique et la consommation en oxygène ont donc des limites qui peuvent en partie expliquer les résultats mitigés observés.

Enfin, il n'existe pas dans la littérature d'étude ayant quantifié de manière simultanée le travail mécanique durant la phase de propulsion et la consommation métabolique chez les personnes amputées transfémorales (TF) (Tableau 3). Le lien qui pourrait être fait entre ces deux grandeurs ne peut résulter que d'un croisement de résultats d'études différentes. A notre connaissance, aucune étude de consommation métabolique n'a été réalisée avec un pied prothétique motorisé. L'utilisation d'une prothèse genou-cheville n'a pas montré de bénéfice flagrant (Jayaraman et al., 2018; Knight et al., 2023), probablement en partie dû à l'effet négatif de l'ajout de masse et d'inertie (Ikeda et al., 2022). L'utilisation d'un pied ESAR, conçu pour emmagasiner et restituer plus d'énergie (Pröbsting et al., 2022), a permis de réduire significativement la consommation en oxygène de participants amputés TF par rapport au pied SACH dans seulement deux études sur trois (Graham et al., 2008; Macfarlane et al., 1997; Mengelkoch et al., 2016). Ces études ne sont toutefois qu'une comparaison indirecte de l'effet du travail de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène puisque le travail de propulsion au pied n'a pas été quantifié directement au sein de ces études et que les différences de propulsion entre ces deux types de pied proviennent d'une différence de raideur.

Le manque d'études et de participants par étude ne permettent pas encore de comprendre l'effet du travail de propulsion au pied prothétique sur la consommation métabolique des personnes amputées TF. De futures études sont donc nécessaires pour améliorer notre compréhension du sujet.

Tableau 3 : Tableau de synthèse des thématiques étudiées en fonction de la population : personnes non amputées (NA, personnes amputées transtibiales (TT) et personnes amputées transfémorales (TF).

Auteur(s) et date de publication	Population	Étude des paramètres mécaniques	Étude sur la consommation métabolique	Effet de ...				... Sur la consommation métabolique
				Pied prothétique motorisé	Raideur du pied	SACH vs ESAR	ROS	
Zelik and Kuo, 2010	NA	X						
Bonnet et al., 2014	NA	X						
Müller et al., 2019	NA	X						
Bonnet et al., 2021	NA	X						
Donelan et al., 2001	NA	X	X					
Donelan et al., 2002b	NA	X	X					
Huang et al., 2015	NA	X	X					
McCain et al., 2021	NA	X	X					
Koller et al., 2015	NA	X	X	X <sup>a</sup>				
Mooney and Herr, 2016	NA	X	X	X <sup>a</sup>				Oui
Adamczyk and Kuo, 2015	TT	X						
Müller et al., 2019	TT	X						
Houdijk et al., 2009	TT	X	X					
Herr and Grabowski, 2012	TT	X	X	X <sup>b</sup>				Oui
Caputo and Collins, 2014	TT (simulateur)	X	X	X <sup>c</sup>				Oui
Russell Esposito et al., 2015	TT	X	X	X <sup>b</sup>				Oui
Quesada et al., 2016	TT	X	X	X <sup>c</sup>				Non
Ingraham et al., 2018	TT	X	X	X <sup>b</sup>				Oui
Gardinier et al., 2018	TT	X	X	X <sup>b</sup>				Non
Fey et al., 2011	TT	X			X			
Zelik et al., 2011	TT et TT (simulateur)	X	X		X			~
Segal et al., 2012	TT	X	X		X			Non
Major et al., 2014	TT	X	X		X			Oui
Hedrick et al., 2019	TT (simulateur)	X	X		X			~

Adamczyk et al., 2006	TT (simulateur)	X	X			X	Oui
Adamczyk and Kuo, 2013	TT (simulateur)	X	X			X	Oui
Seroussi et al., 1996	TF	X					
Bonnet et al., 2014	TF	X					
Bonnet et al., 2021	TF	X					
Pinhey et al., 2022	TF	X					
Pröbsting et al., 2022	TF	X					
Jayaraman et al., 2018	TF		X	X			Non
Knight et al., 2023	TF		X	X			Oui
Macfarlane et al., 1997	TF		X			X	Oui
Graham et al., 2008	TF		X			X	Oui
Mengelkoch et al., 2016	TF		X			X	Non

NA : non amputé ; TT : amputé transtibial ; TF : amputé transfémoral

<sup>a</sup> : Exosquelette de cheville ; <sup>b</sup> : Prothèse motorisée commercialisée (Empower, anciennement BiOM, d'Ottobock®) ; <sup>c</sup> : Prototype

~ : Résultats partagés

## 1.6. Conclusion du Chapitre 1

### 1.6.1. Synthèse de l'état de l'art

Ce premier chapitre portait sur la compréhension du lien entre le travail mécanique et la consommation énergétique lors de la marche avec une prothèse chez les personnes amputées d'un membre inférieur. Cette population est une population particulièrement hétérogène, en partie à cause du niveau d'amputation, de la cause d'amputation, de la capacité physique et aérobie et/ou de comorbidités. Nous avons toutefois essayé de comprendre les défis auxquels fait face cette population, que nous avons principalement regroupés en deux groupes : les personnes amputées transtibiales (TT) et les personnes amputées transfémorales (TF).

Les personnes amputées ont en moyenne des capacités physiques et aérobie réduites en raison de comorbidités telles que le diabète et l'obésité, et/ou de la diminution de masse musculaire liée à l'amputation. De plus, à vitesse équivalente, ils font face à un coût en oxygène accru d'environ 25% pour les personnes amputées TT et 50% pour les personnes TF, par rapport aux personnes non amputées (NA). Les personnes amputées choisissent alors de diminuer leur vitesse de marche pour maintenir une consommation en oxygène du même ordre de grandeur que celle des personnes NA.

La modélisation de la marche humaine par une succession de pendules inversés suggère que la phase de transition d'un pas à l'autre est le déterminant majeur de la consommation métabolique lors de la marche des personnes NA. Il semble donc essentiel de l'étudier. Durant cette transition, la vitesse du centre de masse (BCoM : Body Center of Mass) doit être redirigée pour passer d'un pas à l'autre. Pour ce faire, un travail négatif est réalisé en début de phase d'appui lors de la collision du membre avant avec le sol (0-15% du cycle de marche), mais ceci tend à décélérer le BCoM. Aussi, un travail positif doit être fourni pour le compenser. Chez les NA, ce travail positif provient du travail de propulsion réalisé par le membre arrière en fin de phase d'appui, dont les principaux contributeurs sont la cheville, qui génère un travail articulaire net positif par cycle de marche, et dans une moindre mesure, la hanche.

Chez les personnes NA, le travail de propulsion à la cheville permet d'accélérer le membre arrière et ainsi accélérer le BCoM, participant alors à la variation de son énergie : c'est pourquoi il est important d'évaluer le lien entre le travail de propulsion à la cheville et celui au membre arrière en même temps. Chez les personnes amputées TT, les travaux de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé semblent évoluer ensemble de la même manière que chez les personnes NA, bien qu'ils soient tous deux inférieurs à ceux des NA. Ce manque de travail de propulsion au côté appareillé des personnes amputées TT, compensé par le côté controlatéral, a été supposé comme étant à l'origine d'une partie de leur augmentation de consommation en oxygène. Pourtant, le lien entre puissance au pied prothétique et consommation en oxygène n'est pas encore clair chez cette population. Certains auteurs ont trouvé que l'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique a permis une diminution du coût métabolique (Caputo and Collins, 2014; Herr and Grabowski, 2012; Ingraham et al., 2018; Russell Esposito et al., 2015), quand d'autres ne parviennent pas à établir de lien concluant entre ces deux grandeurs (Gardinier et al., 2018; Quesada et al., 2016; Segal et al., 2012; Zelik et al., 2011). Ces résultats non concluants peuvent être dus à des protocoles qui ne permettent pas d'isoler l'effet de la propulsion seul sur la consommation métabolique. De futures études doivent être menées de manière rigoureuse afin d'approfondir notre compréhension sur le sujet.

Le lien entre le travail mécanique et la consommation énergétique lors de la marche des personnes amputées TF a été, quant à elle, très peu étudiée. Bien que le croisement d'études suggèrent que la puissance de propulsion au pied prothétique des personnes amputées TF soit comparable à celle des personnes amputées TT (Müller et al., 2019; Pröbsting et al., 2022), le manque de documentation sur ce sujet ne permet pas de confirmer cette observation avec certitude. Ce postulat semble vraisemblable, étant donné que ces deux populations utilisent les mêmes pieds prothétiques, mais l'énergie restituée dépend aussi de l'effort appliqué sur le pied, qui pourrait différer en fonction du niveau d'amputation.

Par ailleurs, le travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF semble inférieur à celui des personnes amputées TT et des personnes NA (Bonnet et al., 2014; Houdijk et al., 2009; Pinhey et al., 2022). Contrairement aux NA et aux TT, chez les TF, ce travail de propulsion au membre appareillé demeure quasi constant, indépendamment de la vitesse de marche (Pinhey et al., 2022), ce qui va à l'encontre de la fonction principale de propulsion à la cheville (ou au pied prothétique) visant à accélérer le BCoM par l'accélération du membre inférieur (Zelik and Adamczyk, 2016). Le contrôle volontaire de la hanche résiduelle pour initier la flexion du genou prothétique durant la phase de propulsion (Koehler-McNicholas et al., 2016; Radcliffe, 1977) pourrait être la source d'une diminution et/ou d'une limitation la génération de puissance au membre appareillé.

De plus, la compréhension du lien entre le travail de propulsion au pied prothétique et la consommation métabolique des personnes amputées TF est pour l'instant limitée. L'utilisation d'une prothèse genou-cheville motorisée n'a eu un effet favorable que dans le cas de militaires actifs, et seulement à faible et moyenne vitesses (Jayaraman et al., 2018; Knight et al., 2023), probablement en partie à cause de l'ajout de masse. Deux études sur trois ont montré que l'utilisation d'un pied ESAR (qui restitue beaucoup d'énergie) réduisait la consommation métabolique par rapport à l'utilisation d'un pied SACH (qui restitue peu d'énergie) chez des personnes amputées TF (Graham et al., 2008; Macfarlane et al., 1997; Mengelkoch et al., 2016). Le nombre limité d'études et de participants par étude ne permet pas de conclure concernant l'effet de la propulsion au pied prothétique sur la dépense métabolique des personnes amputées TF.

De futures études doivent être menées afin d'isoler l'effet du travail de propulsion au pied prothétique sur le travail du membre appareillé et la dépense métabolique des personnes amputées TF.

## **1.6.2. Objectifs de la thèse**

Les travaux de cette thèse, dans le cadre d'une convention CIFRE entre la société Proteor<sup>®</sup> et l'IBHGC, se portent sur l'amélioration du pied prothétique de la prothèse genou-cheville Synsys, en vue de diminuer la consommation énergétique des personnes amputées transfémorales. Cependant, le lien entre la puissance des actions mécaniques au niveau du pied prothétique, son rôle pendant la marche et la consommation en oxygène des personnes amputées TF, est loin d'être parfaitement compris. Nous proposons de contribuer à cette compréhension en utilisant une approche mécanique et en nous intéressant particulièrement à la phase de transition du membre appareillé vers le membre controlatéral.

S'il y a un réel manque de travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF alors deux hypothèses sont à envisager :

Hypothèse 1 : Les personnes amputées TF ont significativement moins de travail de propulsion au pied prothétique que les personnes amputées TT. Auquel cas, le travail de propulsion du membre appareillé est lui aussi réduit.

Hypothèse 2 : L'initiation de la flexion du genou prothétique par un contrôle volontaire de la hanche induit un travail de propulsion plus faible au membre appareillé, malgré un travail de propulsion équivalent au pied prothétique entre les personnes amputées TT et celles amputées TF.

Le Chapitre 2 de cette thèse contribuera à la compréhension du lien entre le travail au pied prothétique, le travail au membre appareillé, et la consommation en oxygène chez les personnes amputées TF. Une première étude s'intéressera à évaluer la différence de travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé entre les personnes amputées TT et celles amputées TF. Une comparaison avec un groupe contrôle de personnes non amputées sera aussi réalisée. Une large cohorte de 155 participants a permis de quantifier ces différences entre personnes NA, amputées TT et amputées TF, en prenant en compte la vitesse de marche de chaque participant. Pour évaluer l'effet de la propulsion, une seconde étude comparera la puissance au membre appareillé et la consommation en oxygène, lors de la présence ou de l'absence totale de puissance de propulsion au pied prothétique. Six participants non amputés marcheront avec un simulateur d'amputation TF.

Le dernier chapitre, quant à lui, se consacrera à l'application des résultats du Chapitre 2 afin d'améliorer la prothèse Synsys. Nous proposons d'augmenter les capacités de restitution du pied du Synsys de manière passive. En effet puisque le système hydraulique du Synsys permet au genou d'augmenter la mobilité de cheville, on peut exploiter cette synergie pour modifier les conditions d'initiation de la flexion du genou et ainsi augmenter le travail de propulsion au membre appareillé. Ce chapitre décrira la conception et l'évaluation d'un prototype de pied pour le Synsys. Une évaluation mécanique du pied sera réalisée, ainsi qu'une analyse de la marche et une évaluation de la consommation en oxygène lors du port de ce prototype.

## Chapitre 2. Travail mécanique lors de la marche avec une amputation transfémorale

## **2.1. Introduction**

Le chapitre précédent était destiné à introduire les notions de base liées à l'amputation d'un membre inférieur et à l'état de l'art sur la quantification de l'énergie métabolique consommée et du travail mécanique pendant la marche. Malgré des progrès significatifs au niveau des prothèses et des soins proposés, les personnes amputées font toujours face à une consommation en oxygène accrue lors de la marche, qu'on estime de l'ordre de 25% pour les personnes amputées transtibiales (TT) et 50% pour les personnes transfémorales (TF) par rapport aux personnes non amputées (NA), à vitesse équivalente. L'état de l'art a mis en évidence que la modélisation de la marche humaine comme un pendule inversé suggère que la transition d'un pas à l'autre est un déterminant majeur du coût énergétique de la marche (Kuo et al., 2005). Or, aucune étude n'a quantifié de manière simultanée le travail mécanique et la consommation métabolique de personnes amputées TF.

L'objectif de ce Chapitre 2 est donc de contribuer à la compréhension du lien entre le travail au pied prothétique, le travail au membre appareillé, et la consommation en oxygène chez les personnes amputées TF.

## 2.2. Travail personnel : Quantification du travail de propulsion et de collision lors du passage d'un pas à l'autre chez les personnes amputées marchant à une vitesse de confort : effet du niveau d'amputation

Dans cette section, l'étude intitulée « *Quantification of push-off and collision work during step-to-step transition in amputees walking at self-selected speed: Effect of amputation level* », publiée dans *Journal of Biomechanics* en janvier 2024 (Sedran et al., 2024) sera présentée.

### 2.2.1. Introduction

Bien que les prothèses à stockage et restitution d'énergie (ESAR : *Energy Storage and Return*) cherchent à reproduire la fonction du complexe pied-cheville, elles ne peuvent pas fournir de travail mécanique net positif. En conséquence, le travail de propulsion au pied prothétique est réduit (Russell Esposito et al., 2015; Seroussi et al., 1996), ce qui induit une marche asymétrique et une augmentation de la charge sur le membre controlatéral (Morgenroth et al., 2011; Pröbsting et al., 2022).

Les chercheurs et les fabricants ont alors cherché à développer des prothèses de pied passifs (Fey et al., 2012; Heitzmann et al., 2018; Zelik et al., 2011) et actifs (Pröbsting et al., 2022; Russell Esposito et al., 2015) de plus en plus efficaces, notamment en jouant sur la rigidité du pied prothétique. Il a été constaté, en effet, que l'énergie stockée et restituée par le pied prothétique ainsi que le travail de propulsion au membre appareillé augmentaient à mesure que la rigidité du pied prothétique diminuait (Fey et al., 2011; Zelik et al., 2011).

Pour quantifier la puissance des actions mécaniques agissant sur le complexe pied-cheville, nous avons vu que la de puissance des actions mécaniques distales au tibia (DSM : *Distal Shank Method*) (Prince et al., 1994; Takahashi et al., 2012) considérant le complexe pied-cheville comme un corps déformable, permettait de mieux estimer la puissance stockée durant la collision et celle restituée durant la phase de propulsion (Farinelli et al., 2019; Heitzmann et al., 2018; Zelik and Honert, 2018). Dans leur revue de la littérature concernant la puissance de propulsion chez les personnes NA et les personnes amputées TT, Müller et al. (2019) ont rapporté que 1) la puissance de propulsion à la cheville était positivement corrélée avec la vitesse de marche chez les NA et les TT utilisant des pieds ESAR ou motorisés et 2) les pieds motorisés et certains ESAR récents avec des conceptions spécifiques pouvaient délivrer autant de puissance que la cheville des NA. Cependant, certaines des études incluses dans cette revue de littérature utilisent d'autres méthodes que la DSM, ce qui pourrait biaiser les comparaisons et conduire à des conclusions incorrectes (Zelik and Honert, 2018). De plus, Müller n'a rapporté aucune étude avec des personnes amputées TF. Comme la plupart des pieds prothétiques ne sont pas spécifiques à un niveau d'amputation, il serait intéressant de comparer la puissance du pied prothétique des personnes amputées TT et TF portant des pieds prothétiques similaires.

Outre la quantification de la puissance distale au tibia, d'autres auteurs ont proposé une méthode appelée ILM (*Individual Limb Method*) (Donelan et al., 2002) s'appuyant sur une modélisation de la marche comme une succession de pendule inversée. Cette méthode individualise la puissance et le travail mécanique du membre appareillé que l'on peut étudier durant la transition d'un pas à l'autre. On peut également démontrer que la somme des puissances des deux membres inférieurs décrites dans l'ILM représente une approximation de la puissance interne au système composé du

corps entier considéré comme un système polyarticulé. Par cette méthode, il a été démontré que le travail de propulsion effectué par le membre arrière augmente avec la vitesse chez les personnes NA (Donelan et al., 2002a). En moyenne, environ 50 % de travail de propulsion en moins est effectué par le membre appareillé chez les personnes amputées (Adamczyk and Kuo, 2015), avec une augmentation du travail de propulsion avec la vitesse pour les TT alors que ce travail reste constant pour les TF, indépendamment de la vitesse (Bonnet et al., 2014; Pinhey et al., 2022). La diminution du travail de propulsion effectué par le membre appareillé des TT conduit à une augmentation du travail de collision du membre controlatéral (Adamczyk and Kuo, 2015; Herr and Grabowski, 2012), ce qui a été montré comme étant corrélé à une augmentation du coût métabolique (Houdijk et al., 2009).

Les différences rapportées dans la littérature concernant la puissance mécanique et le travail effectué par le pied prothétique, d'une part, et par le membre prothétique, d'autre part, entre les amputés et les non-amputés peuvent être dues 1) au niveau d'amputation, 2) à des différences dans les méthodes de calcul, 3) à un effet des différences de vitesse de marche entre les groupes et/ou 4) un effet de taille des populations. En effet nous en avons parlé à plusieurs reprises, la population des personnes amputées d'un membre inférieur est une population très hétérogène en termes de cause d'amputation, de niveau d'amputation, de caractéristique démographique (âge, poids, taille, sexe), de temps depuis l'amputation, d'appareillage et surtout de niveau d'activité physique et aérobie, autant de covariables influençant la marche (Ettema et al., 2021; Wezenberg et al., 2013). Une cohorte trop petite peut donc mener à des conclusions biaisées.

Dans cette étude, nous proposons donc de répondre à la question suivante :

Les personnes amputées transtibiales et amputées transfémorales ont-elles la même quantité de travail au cours de la phase de propulsion restituée au pied prothétique et générée au membre appareillé, indépendamment de la vitesse de marche et du type de pied prothétique ?

Aussi, le modèle de collision de Donelan prévoit que le travail de collision soit proportionnel à la puissance quatre de la longueur du pas (Donelan et al., 2002b). Nous nous demandons si, indépendamment de la vitesse, les personnes amputées adaptent leur longueur de pas controlatéral pour réduire le travail de collision, puisque ce travail négatif est censé augmenter avec la diminution du travail de propulsion au membre appareillé (Adamczyk and Kuo, 2015).

Ainsi, nous proposons d'investiguer le travail positif de propulsion effectué par le membre appareillé et le pied prothétique, ainsi que le travail négatif de collision effectué par le membre controlatéral lors de la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral, pour les personnes amputées TT et TF. Nous avons comparé ces deux groupes à une population contrôle NA. Il s'agit d'une étude rétrospective sur une vaste cohorte de 155 participants, ce qui nous a permis de prendre en compte au mieux l'hétérogénéité de ces populations. Une telle cohorte permet aussi d'utiliser un modèle inertiel et des méthodes de calcul de la puissance et du travail mécaniques communs à tous les participants, évitant de potentiels biais méthodologiques présents dans les revues systématiques. Chaque participant a marché à une vitesse de confort (SSWS : *Self-Selected Walking Speed*) et l'effet de cette vitesse sur les grandeurs d'intérêts a été prise en compte.

## 2.2.2. Matériel et méthode

Cette étude est une étude rétrospective. Les données ont été préalablement recueillies à l'IBHGC Paris, à l'INI\CERAH Créteil et à l'IRR Nancy entre 2010 et 2021 après approbation du

comité d'éthique (Comité de Protection des Personnes CPP n°2011-A00133-38, n°2018-A01543-52 et n°NX06036) et consentement éclairé écrit (Facione et al., 2019; Pillet et al., 2014).

### 2.2.2.1. Participants

L'analyse a été réalisée sur les données de 47 participants NA, 40 amputés TT et 68 amputés TF, soit un total de 155 participants. Les informations démographiques des participants figurent dans le Tableau 4. Une version détaillée de ce tableau est proposée en Annexe 2.B (Tableau 19, page 194). Le niveau de mobilité des sujets amputés (niveau « K », voir Tableau 20 en Annexe 2.B) était de 3 ou 4 (Borrenpohl et al., 2016), également caractérisé par un niveau d'activité supérieur ou égal à d4602 (World Health Organization, 2001). Les participants amputés étaient tous unilatéraux marchant avec un pied prothétique ESAR de classe 3 (catégorie définie par la HAS comprenant les pieds les plus dynamiques, voir Tableau 21 en Annexe 2.B). Les participants amputés TF utilisaient un genou prothétique contrôlé par microprocesseur (MPK : *MicroProcessor Knee*). Chaque participant amputé présentait une marche indépendante et avait utilisé sa prothèse pendant au moins quatre semaines avant la collecte des données.

### 2.2.2.2. Protocole expérimental et instrumentation

Les données cinématiques ont été collectées à l'aide d'un système optoélectronique (Vicon, Oxford, UK) avec au moins 10 caméras infrarouges échantillonnées à 100 Hz. En plus des marqueurs du modèle PIG (« *Plug-In Gait*») (Leboeuf et al., 2019), des marqueurs ont été placés sur les condyles, malléoles et les coudes internes, comme illustré Figure 54. Pour le membre appareillé, le centre de l'articulation du genou a été défini comme le point médian entre les marqueurs placés aux extrémités de l'axe mécanique du genou prothétique. De la même manière, le centre de l'articulation de la cheville était le point médian entre les marqueurs placés à l'extrémité distale du tube métallique. Les forces de réaction au sol (GRF : *Ground Reaction Force*) ont été mesurées à 1000 Hz à l'aide d'au moins deux plateformes de force (AMTI) encastrées au sol. Chaque participant a adopté sa vitesse de confort et au moins trois cycles de marche réussis ont été enregistrés pour chaque membre.

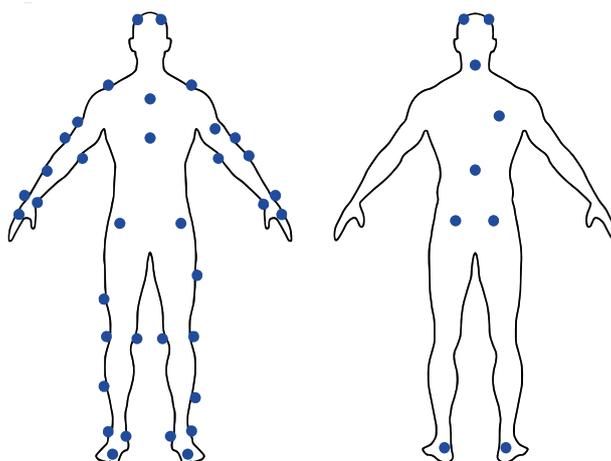


Figure 54 : Position des marqueurs, adapté du modèle *Plug-In Gait* de Vicon.

### 2.2.2.3. Analyse des données

La puissance du complexe pied-cheville correspond à la puissance générée les actions mécaniques distales au tibia. Nous avons utilisé la DSM que nous pouvons résumer comme la puissance associée à la liaison à 6 DOF résultant des composantes entre le tube métallique de la prothèse et le sol. Comme suggéré par [Zelik and Honert, 2018](#), le tube a été considéré comme un solide rigide et la partie distale comme un solide déformable sans masse.

$$P_{ankle-foot} = \overrightarrow{F_{GRF/R}} \cdot \overrightarrow{V_{A \in shank/R}} + (\overrightarrow{M_{A, F_{GRF/R}}} + \overrightarrow{M_{free}}) \cdot \overrightarrow{\Omega_{shank/R}} \quad Eq. 42$$

Avec  $R$  le cadre global ;  $A$  un point appartenant à la jambe et défini comme le centre de la cheville ;  $\overrightarrow{V_{A \in shank/R}}$  la vitesse de  $A$  dans  $R$  ;  $\overrightarrow{M_{A, F_{GRF/R}}}$  le moment induit par les efforts au sol au point  $A$  ;  $\overrightarrow{M_{free}}$  le moment libre de l'effort au sol et  $\overrightarrow{\Omega_{shank/R}}$  la vitesse de rotation du segment de jambe.

Pour le calcul de la puissance générée par les membres inférieurs, l'ILM ([Donelan et al., 2002a](#)) a été utilisée pour quantifier directement la puissance générée par les membres inférieurs (*trail limb* : membre arrière , *leading limb* = membre avant) :

$$P_{trail} = \overrightarrow{F_{ground \rightarrow trail\ limb}} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R}} \quad Eq. 43$$

$$P_{lead} = \overrightarrow{F_{ground \rightarrow leading\ limb}} \cdot \overrightarrow{V_{BCoM/R}} \quad Eq. 44$$

Avec  $\overrightarrow{F_{ground \rightarrow trail\ limb}}$  et  $\overrightarrow{F_{ground \rightarrow leading\ limb}}$  les efforts au sol agissant respectivement sur les membres arrière et avant. La vitesse du BCoM  $\overrightarrow{V_{BCoM/R}}$  a été calculée comme la dérivée temporelle de la trajectoire du BCoM, elle-même définie comme le barycentre des centres de masse des segments du corps. Les centres de masse des segments ont été calculés à partir des paramètres inertiels des segments du corps tels qu'estimés par [De Leva, 1996](#). Pour les personnes amputées, les masses du tibia et du pied ont été remplacées respectivement par celles des prothèses de genou et de pied utilisées par chaque participant.

Le travail mécanique correspondait à l'intégrale de la puissance au cours du temps. Il a été normalisé par la masse des participants, ce qui inclut la masse de la prothèse pour les participants amputés. Pendant la transition d'un pas à l'autre, le travail négatif effectué par le membre avant pendant la phase de collision (environ 0-15% du cycle de marche) a été noté  $W_{StS}^-$  et le travail positif effectué par le membre arrière pendant la phase de propulsion (45-65% du cycle de marche) a été noté  $W_{StS}^+$  (Figure 55). Le travail de propulsion effectué par le complexe pied-cheville est noté  $W_{ankle-foot}^+$ . Pour les participants amputés, puisque nous nous intéressons au travail de propulsion côté appareillé, seule la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral a été étudiée.

Enfin, la longueur du pas controlatéral a été calculée. Pour cela, un vecteur reliant les points médians du premier et du cinquième métatarsien de chaque pied a été défini à l'instant de l'appui talon controlatéral. La longueur du pas controlatéral a été défini comme la composante antéro-postérieure de ce vecteur.

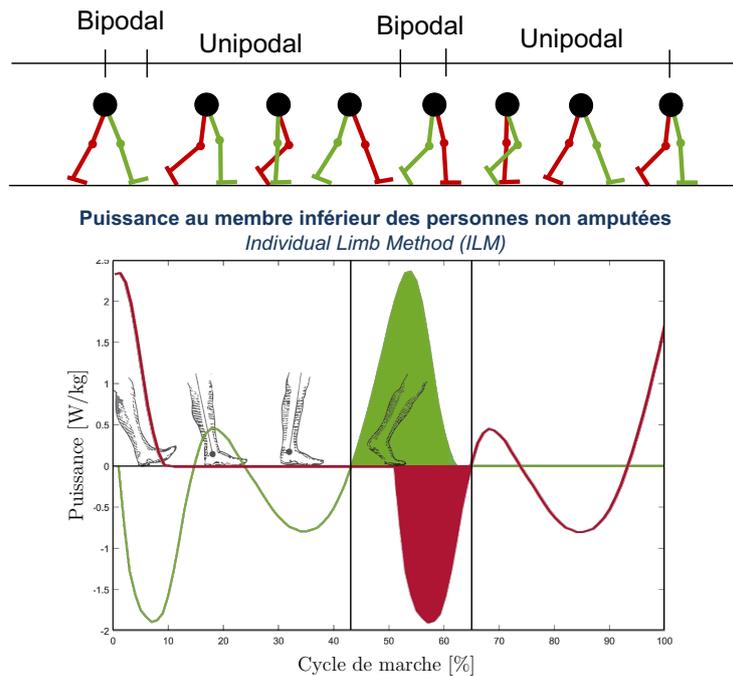


Figure 55 : Représentation des puissances générées par les membres inférieurs des personnes non amputées en fonction du cycle de marche, calculées à partir de la méthode ILM (Donelan et al., 2002a). La ligne verte représente la puissance développée par le membre arrière, et la ligne rouge la puissance développée par le membre avant. Pendant la transition d'un pas à l'autre (lignes verticales), le membre arrière génère un travail positif de propulsion (zone verte) et le membre avant un travail négatif de collision (zone rouge).

#### 2.2.2.4. Statistiques

Les différences de variables démographiques (âge, taille et poids) et de vitesse de confort (SSWS) entre les groupes ont été analysées à l'aide d'une ANOVA à un facteur. Si une différence significative ( $p\text{-value} < 0,05$ ) a été trouvée, une comparaison post-hoc a été effectuée.

Des modèles de régression linéaire ont été ajustés aux relations {vitesse de confort \_ travail mécanique} et {vitesse de confort \_ longueur de pas} pour chaque groupe de participants (NA, TT et TF), en éliminant les valeurs aberrantes, i.e. les valeurs dont les résidus étaient supérieurs à 3 écarts-types en valeur absolue. Les coefficients de pente et d'ordonnée à l'origine avec leurs intervalles de confiance (IC) à 95 %, le coefficient de détermination  $R^2$  et les  $p\text{-value}$  sont donnés pour chaque régression linéaire.

Quatre analyses de covariance (ANCOVA) ont été réalisées pour évaluer l'effet de groupe (variable indépendante catégorielle) sur  $W_{StS}^-$ ,  $W_{StS}^+$ ,  $W_{ankle-foot}^+$  et la longueur du pas indépendamment (variables dépendantes continues), tout en contrôlant l'effet de la vitesse de confort (covariable continue). Les hypothèses de normalité des résidus et d'homogénéité des variances ont été vérifiées au préalable par le test de Shapiro-Wilk et le test de Levene, respectivement. Si l'ANCOVA révélait une différence significative, un test post-hoc était effectué avec un ajustement de Bonferroni et les moyennes marginales estimées de chaque sous-groupe étaient comparées. La moyenne marginale estimée (aussi appelée moyenne ajustée ou moyenne des moindres carrés) est une estimation représentant la moyenne d'une variable dépendante après avoir ajusté ou contrôlé l'effet d'une ou plusieurs covariables. Ainsi, ces moyennes reflètent ce que seraient les moyennes des groupes si les covariables avaient la même valeur pour tous les individus. Cela permet de faire des comparaisons

plus justes entre les groupes en neutralisant les effets des différences dans les covariables. Des détails sont donnés en Annexe 2.A.

## 2.2.3. Résultats

### 2.2.3.1. Données démographiques

Le Tableau 4 présente les caractéristiques des participants. Les participants amputés TT et TF n'ont pas de différence significative en termes d'âge, de taille et de masse. Cependant, les participants NA sont significativement plus jeunes et plus légers que les participants TT (respectivement  $p=0,005$  et  $p<0,001$ ) et TF ( $p=0,013$  et  $p<0,001$ ). Les participants TF étaient plus grands que les NA ( $p=0,028$ ). La cause de l'amputation était principalement traumatique ( $n_{TT} = 31/40$  et  $n_{TF} = 55/68$ ) et la plupart des participants étaient des hommes ( $n_{TT} = 38/40$  et  $n_{TF} = 62/68$ ). Le temps moyen depuis l'amputation était significativement plus long pour les TF ( $12 \pm 12$  ans) que pour les TT ( $7 \pm 7$  ans).

Tableau 4 : Résumé des caractéristiques des participants : 47 non-amputés (NA), 40 amputés transtibiaux unilatéraux (TT) et 68 amputés transfémoraux unilatéraux (TF). Les variables continues sont exprimées en valeurs moyennes ( $\pm$  écart-type) et les différences entre les groupes ont été évaluées à l'aide d'une ANOVA à un facteur. Si une différence significative (valeur  $p$  globale  $< 0,05$ ) a été trouvée, une comparaison post-hoc a été effectuée.

Groupe	NA N = 47	TT N = 40	TF N = 68	<i>p-value</i> globale
<b>Genre</b>				
<i>Homme</i>	33 (70%)	38 (95%)	62 (91%)	
<i>Femme</i>	14 (30%)	2 (5%)	6 (9%)	
<b>Age [année]</b>	35 ( $\pm 17$ )	45 ( $\pm 12$ )	43 ( $\pm 13$ )	$< 0,05$ <sup>a, b</sup>
<b>Taille [cm]</b>	173 ( $\pm 9$ )	176 ( $\pm 7$ )	178 ( $\pm 9$ )	$< 0,05$ <sup>b</sup>
<b>Masse [kg]</b>	69 ( $\pm 13$ )	83 ( $\pm 17$ )	80 ( $\pm 15$ )	$< 0,001$ <sup>a, b</sup>
<b>Côté amputé</b>	N/A			
<i>Droite</i>		19 (48%)	22 (32%)	
<i>Gauche</i>		21 (52%)	46 (68%)	
<b>Cause de l'amputation</b>	N/A			
<i>Traumatique</i>		31 (78%)	55 (81%)	
<i>Cancer</i>		2 (5%)	9 (13%)	
<i>Congénitale</i>		2 (5%)	3 (4%)	
<i>Vasculaire</i>		4 (10%)	1 (1%)	
<i>N.D.</i>		1 (3%)	0 (0%)	
<b>Temps depuis l'amputation [année]</b>	N/A	7 ( $\pm 7$ )	12 ( $\pm 12$ )	$< 0,05$

N/A : Non Applicable. N.D. : Donnée manquante.

<sup>a</sup> Différence significative entre NA et TT ( $p < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Différence significative entre NA et TF ( $p < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Différence significative entre TT et TF ( $p < 0,05$ ).

### 2.2.3.2. Vitesse de marche de confort et longueur du pas

La vitesse de marche de confort (SSWS) était comprise entre [1,00 ; 1,72 m/s], [0,93 ; 1,52 m/s] et [0,86 ; 1,49 m/s] pour les groupes NA (moyenne  $\pm$  écart type :  $1,33 \pm 0,15$  m/s), TT ( $1,27 \pm 0,13$  m/s) et TF ( $1,20 \pm 0,15$  m/s) respectivement (Tableau 5). Des différences significatives dans la SSWS ont été établies entre les NA et les TF ( $p < 0,001$ ) et entre les TT et les TF ( $p = 0,020$ ) mais pas entre les NA et les TT ( $p = 0,216$ ).

Des corrélations positives significatives entre la SSWS et la longueur du pas controlatéral ont été trouvées pour les trois groupes (Figure 56, Tableau 6). Les résultats de l'ANCOVA ont indiqué que l'effet de la SSWS ( $p < 0,001$ ) et l'effet d'interaction ( $p < 0,05$ ) étaient significatifs sur la longueur de pas controlatéral. En revanche, l'effet de groupe n'était pas significatif ( $p = 0,541$ ) : c'est-à-dire qu'une fois que l'effet de la SSWS a été pris en compte, aucune différence significative de moyenne marginale estimée n'a été trouvée entre les groupes (Tableau 5).

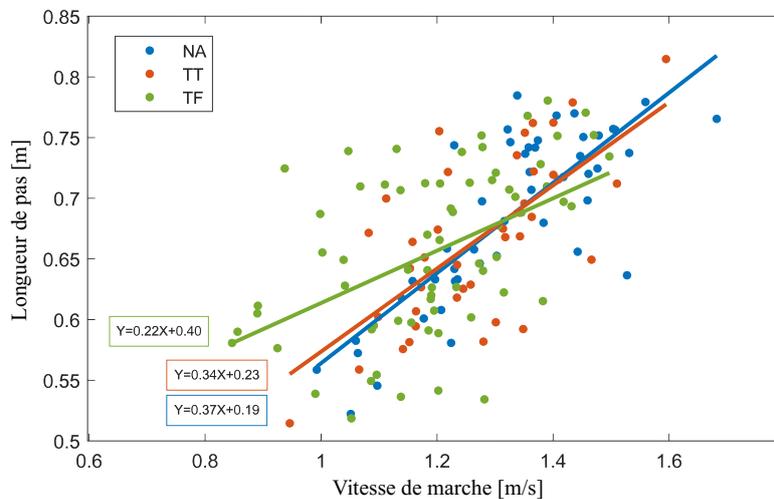


Figure 56 : Longueur de pas pendant la transition entre le membre appareillé (membre arrière) et le membre controlatéral (membre avant) en fonction de la vitesse de marche choisie par le participant pour les groupes NA, TT et TF avec leur régression linéaire.

Tableau 5 : Paramètres temporels et travaux mécaniques effectués lors de la transition d'un pas à l'autre pour les NA, les TT et les TF. Pour les amputés, seule la transition prothétique vers le membre controlatéral a été évaluée. Une ANCOVA a été réalisée pour évaluer l'effet des groupes sur  $W_{ankle-foot}^+$ ,  $W_{StS}^+$ ,  $W_{StS}^-$  et la longueur du pas controlatéral séparément, tout en contrôlant l'effet de la vitesse de marche. En cas de différence significative ( $p$ -value globale  $< 0,05$ ), un test post-hoc a été effectué avec un ajustement de Bonferroni. La longueur du pas et les travaux mécaniques sont exprimés en tant que moyennes marginales estimées ( $\pm$  écart-type). Les vitesses de marche sont exprimées en valeurs moyennes ( $\pm$  écart-type) et les différences entre les groupes ont été évaluées par une ANOVA à un facteur. Si une différence significative ( $p$ -value globale  $< 0,05$ ) a été trouvée, une comparaison multiple post-hoc a été effectuée.

Transition : Appareillé vers controlatéral	NA	TT	TF	$p$ -value globale
<b>A : Paramètres temporels</b>				
Vitesse de confort [m/s]	1,33 $\pm$ 0,15	1,27 $\pm$ 0,13	1,20 $\pm$ 0,15	$< 0,001$ <sup>b, c</sup>
Longueur de pas [m]	0,66 $\pm$ 0,02	0,66 $\pm$ 0,02	0,67 $\pm$ 0,01	0,541
<b>B : Membre arrière (appareillé)</b>				
Travail de propulsion $W_{ankle-foot}^+$ [J/kg]	0,22 $\pm$ 0,02	0,18 $\pm$ 0,01	0,16 $\pm$ 0,01	$< 0,001$ <sup>a, b</sup>
Travail de propulsion $W_{StS}^+$ [J/kg]	0,28 $\pm$ 0,02	0,15 $\pm$ 0,01	0,12 $\pm$ 0,01	$< 0,001$ <sup>a, b, c</sup>
<b>C : Membre avant (controlatéral)</b>				
Travail de collision $W_{StS}^-$ [J/kg]	-0,14 $\pm$ 0,02	-0,19 $\pm$ 0,02	-0,17 $\pm$ 0,02	$< 0,001$ <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Différence significative entre NA et TT ( $p < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Différence significative entre NA et TF ( $p < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Différence significative entre TT et TF ( $p < 0,05$ ).

### 2.2.3.3. Travaux mécaniques effectués lors de la transition entre la prothèse et le membre controlatéral

Le travail de propulsion effectué par le pied prothétique était compris entre [0,08 ; 0,27 J/kg] et [0,07 ; 0,27 J/kg] pour les participants amputés TT et TF, comparé à celui effectué par la cheville biologique des NA qui était compris entre [0,15 ; 0,32 J/kg] (Tableau 5). Des corrélations positives, faibles mais significatives, entre la vitesse de marche et  $W_{ankle-foot}^+$  ont été trouvées pour les participants amputés TT (pente=0,15,  $R^2=0,118$ ,  $p=0,030$ ) et TF (pente=0,14,  $R^2=0,200$ ,  $p<0,001$ ), mais aucune corrélation n'a été trouvée pour les participants NA (pente=0,08,  $R^2=0,104$ ,  $p=0,068$ ) (Figure 57, Tableau 6). Les résultats de l'ANCOVA indiquent que les effets de la vitesse de confort ( $p<0,001$ ) et des groupes ( $p<0,001$ ) sont significatifs sur  $W_{ankle-foot}^+$ , alors que l'effet d'interaction ne l'est pas ( $p=0,517$ ). La moyenne marginale estimée de  $W_{ankle-foot}^+$  est significativement plus élevée chez les NA (0,22  $\pm$  0,02 J/kg) que chez les participants TT (0,18  $\pm$  0,01 J/kg,  $p<0,010$ ) et TF (0,16  $\pm$  0,01 J/kg,  $p<0,001$ ) (Tableau 5). Aucune différence significative n'a été trouvée entre les participants amputés TT et ceux amputés TF ( $p=0,133$ ).

Le travail de propulsion effectué par le membre appareillé des participants amputés TT et TF était respectivement compris entre [0,09 ; 0,25 J/kg] et [0,06 ; 0,22 J/kg] comparé à celui effectué par le membre arrière des NA qui était compris entre [0,19 ; 0,42 J/kg] (Tableau 5).  $W_{StS}^+$  était positivement corrélé avec la vitesse de confort pour les NA (pente=0,21,  $R^2=0,283$ ,  $p<0,001$ ) ainsi que pour le membre appareillé des TT (pente=0,23,  $R^2=0,380$ ,  $p<0,001$ ) (Figure 57). Cependant, aucune corrélation n'a été trouvée pour le membre appareillé des TF (pente=0,01,  $R^2=0,002$ ,  $p=0,710$ ) (Tableau 6). Les résultats de l'ANCOVA ont indiqué que les effets de la vitesse de confort ( $p<0,001$ ) et de groupe ( $p<0,001$ ) ainsi que l'effet d'interaction ( $p<0,001$ ) étaient significatifs sur  $W_{StS}^+$ , avec une moyenne marginale estimée plus importante pour les NA (0,28  $\pm$  0,02 J/kg) que pour les TT (0,15  $\pm$  0,01 J/kg,  $p<0,001$ ) et les TF (0,12  $\pm$  0,01 J/kg,  $p<0,001$ ) (Tableau 5), et plus importante pour les TT que pour les TF ( $p<0,010$ ) (Tableau 5).

En ce qui concerne le travail de collision effectué par le membre controlatéral, les valeurs de deux participants amputés TT et un participant TF ont été considérées comme aberrantes selon le test de Cook D et écartées de l'étude. Le travail de collision effectué par le membre controlatéral des participants TT et des TF était respectivement compris entre [-0,42 ; -0,05 J/kg] et [-0,44 ; -0,01 J/kg] par rapport à celui effectué par le membre antérieur des NA qui était compris entre [-0,36 ; -0,03 J/kg] (Tableau 5). Des corrélations négatives entre la vitesse de confort et  $W_{StS}^-$  ont été trouvées pour tous les groupes (Figure 57, Tableau 6). Les résultats de l'ANCOVA ont indiqué que les effets de la vitesse de confort ( $p < 0,001$ ) et de groupe ( $p < 0,001$ ) étaient significatifs sur  $W_{StS}^-$ , alors que l'effet d'interaction ne l'était pas ( $p = 0,092$ ). Seule la moyenne marginale estimée du membre controlatéral des TT ( $-0,19 \pm 0,02$  J/kg) était significativement plus élevée que celle du membre avant des NA ( $-0,14 \pm 0,02$  J/kg,  $p < 0,001$ ) (Tableau 5).

Tableau 6 : Paramètres statistiques de la régression linéaire de  $W_{ankle-foot}^+$ ,  $W_{StS}^+$ ,  $W_{StS}^-$  et de la longueur de pas controlatéral en fonction de la vitesse de marche choisie par le participant pendant la transition entre le membre appareillé et le membre controlatéral pour les NA, les TT et les TF. Les pentes et l'ordonnée à l'origine (« Intercept ») des régressions linéaires sont indiquées avec leurs intervalles de confiance (IC), le coefficient de corrélation  $R^2$  et la p-value du test F sur le modèle linéaire sont également indiqués (notés \* lorsque la p-value est  $< 0,05$ ).

$W_{ankle-foot}^+$ [J/kg]				
	Pente ( $\pm$ 95%CI)	Intercept ( $\pm$ 95%IC)	$R^2$	p-value
NA	0,08 $\pm$ 0,08	0,12 $\pm$ 0,11	0,104	0,068
TT	0,15 $\pm$ 0,14	-0,01 $\pm$ 0,18	0,118	0,030*
TF	0,14 $\pm$ 0,07	-0,01 $\pm$ 0,08	0,200	1,50E-04*
$W_{StS}^+$ [J/kg]				
	Pente ( $\pm$ 95%CI)	Intercept ( $\pm$ 95%IC)	$R^2$	p-value
NA	0,21 $\pm$ 0,11	0,01 $\pm$ 0,14	0,283	3,41E-04*
TT	0,23 $\pm$ 0,09	-0,13 $\pm$ 0,12	0,380	2,31E-05*
TF	0,01 $\pm$ 0,07	0,11 $\pm$ 0,08	0,002	0,710
$W_{StS}^-$ [J/kg]				
	Pente ( $\pm$ 95%CI)	Intercept ( $\pm$ 95%IC)	$R^2$	p-value
NA	-0,31 $\pm$ 0,13	0,25 $\pm$ 0,17	0,371	2,37E-05*
TT	-0,44 $\pm$ 0,16	0,36 $\pm$ 0,20	0,472	2,62E-06*
TF	-0,24 $\pm$ 0,10	0,14 $\pm$ 0,11	0,288	3,47E-06*
Longueur de pas [m]				
	Pente ( $\pm$ 95%CI)	Intercept ( $\pm$ 95%IC)	$R^2$	p-value
NA	0,37 $\pm$ 0,08	0,19 $\pm$ 0,11	0,64	1,78E-11*
TT	0,34 $\pm$ 0,12	0,23 $\pm$ 0,16	0,46	1,61E-12*
TF	0,22 $\pm$ 0,10	0,40 $\pm$ 0,12	0,23	3,89E-05*

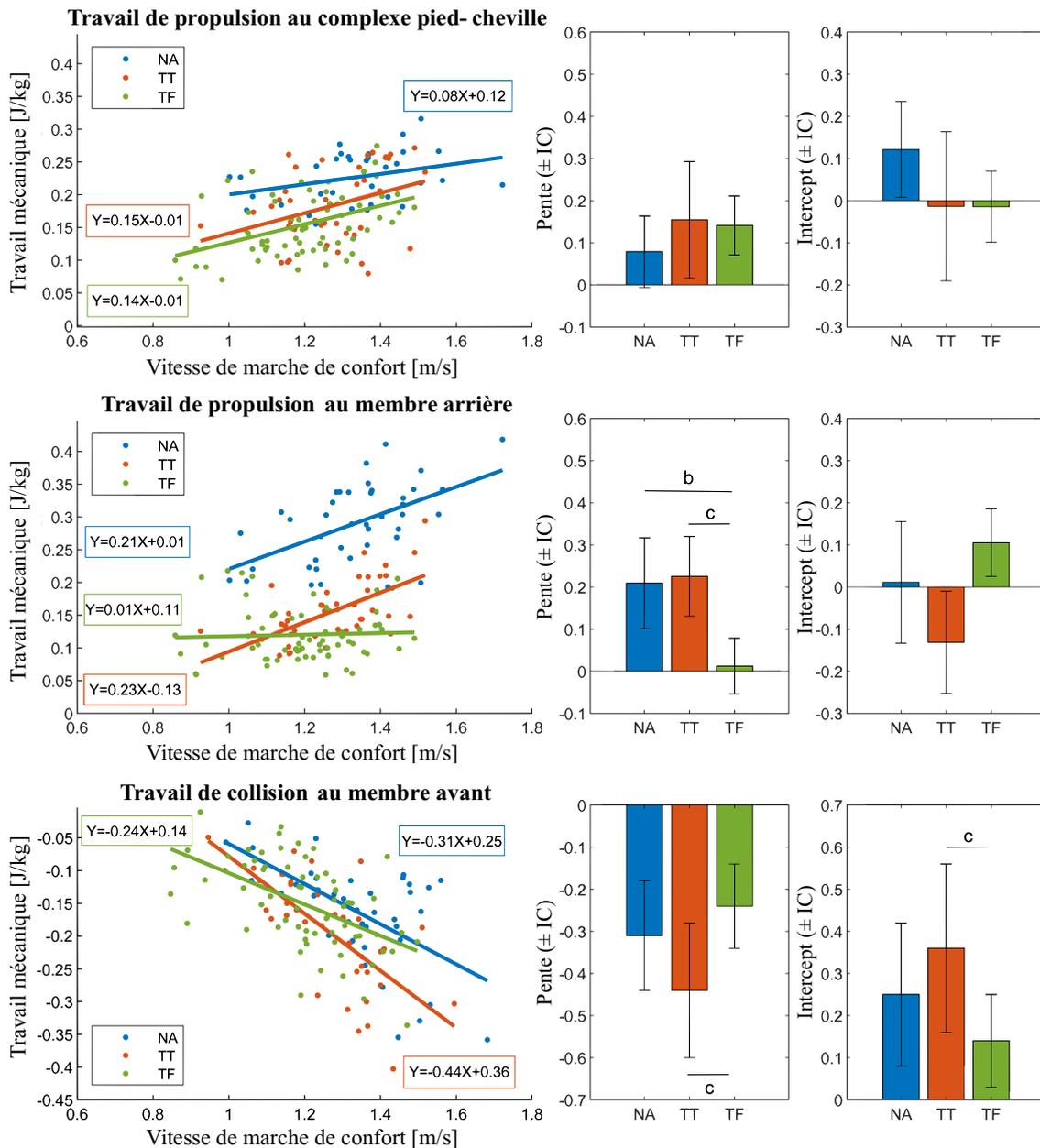


Figure 57 : (Gauche)  $W_{ankle-foot}^+$ ,  $W_{StS}^+$  et  $W_{StS}^-$  en fonction de la vitesse de marche de confort pendant la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral pour les groupes TT et TF et pendant la transition du membre gauche au membre droit pour le groupe NA. Les régressions linéaires sont représentées pour chaque groupe. (Droite) Les pentes et les ordonnées à l'origine (intercept) des régressions linéaires sont indiquées avec leurs intervalles de confiance (IC). Les différences significatives ( $p < 0,05$ ) de pente et d'ordonnée entre les NA et les TT, les NA et les TF et les TT et les TF sont respectivement indiquées par a, b et c.

## 2.2.4. Discussion

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés au travail positif de propulsion effectué par le membre appareillé ( $W_{StS}^+$ ) et par le pied prothétique ( $W_{ankle-foot}^+$ ), ainsi qu'au travail négatif de collision ( $W_{StS}^-$ ) effectué par le membre controlatéral pour les personnes amputées transtibiales (TT) et transfémorales (TF). Ces travaux mécaniques ont été comparés entre les deux groupes et comparés à ceux effectués par les membres inférieurs des participants non-amputés (NA). Une large cohorte de

155 participants a été étudiée. Pour la première fois dans la littérature, une cohorte aussi large a pu être traitée de manière identique, en termes de modèle inertiel et de méthodes de calcul de la puissance et du travail mécanique. Le large nombre de participants nous a permis d'étudier ces travaux mécaniques tout en tenant compte de l'effet de la vitesse de marche de confort (SSWS). Comme prévu par la littérature, nous avons trouvé que les participants TF ont une vitesse de confort significativement plus faible que les participants TT et NA (Robert and Waters, 1992).

#### 2.2.4.1. *Le travail de propulsion au pied prothétique est similaire entre les TT et les TF*

Les moyennes marginales estimées du  $W_{ankle-foot}^+$  étaient cohérentes avec les valeurs de la littérature pour la cheville des NA ( $0,22 \pm 0,02$  J/kg vs  $0,19 \pm 0,03$  J/kg de Takahashi et al., 2017) ainsi que pour les pieds prothétique des TT ( $0,18 \pm 0,01$  J/kg vs  $0,15 \pm 0,04$  J/kg de Segal et al., 2012). A notre connaissance, aucune valeur n'a été rapportée dans la littérature pour les TF. Après ajustement de Bonferroni pour les effets de la vitesse de confort, des différences significatives de  $W_{ankle-foot}^+$ , en termes de moyennes marginales estimées, ont été observées uniquement entre la population NA et les participants TT et TF. Les TT et les TF ont présenté des corrélations positives similaires entre le  $W_{ankle-foot}^+$  du pied prothétique et la vitesse de confort, ce qui indique qu'ils avaient la même capacité à emmagasiner de l'énergie dans les pieds ESAR, indépendamment de la vitesse de marche.

Les personnes amputées ont donc une réduction du travail de propulsion généré par leur pied prothétique par rapport aux personnes non amputées, mais il n'existe aucune différence en fonction du niveau d'amputation (TT vs TF).

#### 2.2.4.2. *Le travail de propulsion au membre appareillé diffère entre les TT et les TF*

La moyenne marginale estimée du  $W_{StS}^+$  généré par le membre arrière des NA ( $0,28 \pm 0,02$  J/kg) était cohérente avec la littérature (Houdijk et al., 2009 :  $0,28 \pm 0,05$  J/kg ; Bonnet et al., 2014 :  $0,28 \pm 0,06$  J/kg de). De même, le  $W_{StS}^+$  du membre appareillé des TT ( $0,15 \pm 0,01$  J/kg) était similaire aux valeurs publiées (Houdijk et al., 2009 :  $0,16 \pm 0,04$  J/kg ; Russell Esposito et al., 2015 :  $0,17 \pm 0,07$  J/kg). Enfin, les  $W_{StS}^+$  du membre appareillé des TF ( $0,12 \pm 0,01$  J/kg) étaient proches de ceux rapportés par Bonnet et al., 2014 ( $0,09 \pm 0,03$  J/kg) et l'équation de régression linéaire le reliant à la vitesse de marche était similaire à celle de Pinhey et al., 2022.

Un  $W_{StS}^+$  significativement plus faible a été produit par le membre appareillé des participants amputés comparé aux participants NA. Cela est cohérent avec la réduction du  $W_{ankle-foot}^+$  du pied prothétique observée précédemment et le fait que le complexe pied-cheville soit la principale source de propulsion au membre inférieur (Zelik and Adamczyk, 2016). En comparant les puissances de la cheville et du membre inférieur, on s'aperçoit que, côté appareillé,  $W_{ankle-foot}^+$  est plus élevé que  $W_{StS}^+$  chez les TT et les TF, alors que l'inverse est observé chez les NA.

Chez les NA et les TT,  $W_{ankle-foot}^+$  augmentait plus doucement avec la vitesse de marche que  $W_{StS}^+$  (respectivement une pente de 0,08 vs 0,21 pour les NA, et de 0,15 vs 0,23 pour les TT, Tableau 6). Ce point suggère que l'augmentation de  $W_{StS}^+$  peut être attribuée à la contribution d'une autre articulation que la cheville, très probablement la hanche (Zelik and Adamczyk, 2016). A l'inverse, bien que le groupe TF augmente lui aussi le  $W_{ankle-foot}^+$  prothétique avec la vitesse de marche (pente

de 0,14), il est le seul groupe dont le  $W_{StS}^+$  du membre appareillé n'a pas augmenté avec la vitesse de confort (pente de 0,01) (Figure 57). Un  $W_{StS}^+$  indépendant de la vitesse avait déjà été montré par Pinhey et al., 2022 sur une plus petite cohorte (25 participants) mais n'avait pas été comparé à d'autres populations. Une explication possible serait le changement de stratégie pour initier la flexion du genou prothétique durant la phase de propulsion (Koehler-McNicholas et al., 2016). Comme nous l'avons vu au Chapitre 1 (Section 1.4.3), l'utilisation de genoux prothétiques passifs impose l'utilisation de la hanche résiduelle durant la phase de propulsion pour rediriger l'effort au sol derrière l'axe du genou prothétique, afin d'initier de la flexion du genou (Radcliffe, 1977). En conséquence, l'angle entre les vecteurs de l'effort au sol et de la vitesse du BCoM augmente, donc leur produit scalaire est diminué. Par extension,  $W_{StS}^+$  est diminué également (Bonnet et al., 2014; Pinhey et al., 2022). Ainsi, l'initiation de la flexion du genou prothétique lors de la propulsion semble déterminante dans la génération du travail effectué par le membre appareillé. Ce travail de la hanche résiduelle a été montré comme étant sensible à l'alignement (Koehler-McNicholas et al., 2016), dont les modifications influencent la consommation métabolique (Schmalz et al., 2002).

En conclusion, nos résultats suggèrent que la relation entre le travail de propulsion effectué par le pied prothétique et celui effectué par le membre appareillé, en fonction de la vitesse de marche de confort, dépend du niveau d'amputation.

### 2.2.4.3. *La réduction du travail de propulsion au membre appareillé n'entraîne pas une augmentation du travail de collision du membre controlatéral chez les TF*

La moyenne marginale estimée du  $W_{StS}^-$  réalisée par le membre avant des NA ( $-0,14 \pm 0,02$  J/kg) était cohérente avec la littérature (Adamczyk and Kuo, 2015 :  $-0,14$  J/kg ; Houdijk et al., 2009 :  $-0,18 \pm 0,05$  J/kg). De même, le  $W_{StS}^-$  controlatéral des TT ( $-0,19 \pm 0,02$  J/kg) était similaire aux valeurs publiées (Adamczyk and Kuo, 2015 :  $-0,23$  J/kg ; Houdijk et al., 2009 :  $-0,23 \pm 0,07$  J/kg). Enfin, l'équation de la régression linéaire reliant le  $W_{StS}^-$  controlatéral des TF à la vitesse était proche de celle de Pinhey et al., 2022. L'augmentation du travail négatif de collision en fonction de la vitesse de confort était attendue en raison de l'augmentation de la vitesse du BCoM et des efforts au sol (Adamczyk and Kuo, 2015; Donelan et al., 2002a; Houdijk et al., 2009; Pinhey et al., 2022).

La modélisation de la marche dynamique par un pendule inversé (Adamczyk and Kuo, 2015) suggère qu'un travail de propulsion plus faible au membre arrière conduira à un travail de collision plus élevé au membre avant. Ainsi, notre observation d'un  $W_{StS}^-$  du membre controlatéral plus important chez les TT que chez les NA correspond aux prédictions du modèle. En revanche, pour les TF, nous n'avons pas observé l'augmentation du  $W_{StS}^-$  controlatéral prédite par le modèle. L'asymétrie entre les pas prothétique et controlatéral précédemment documentés (Carse et al., 2020; Jaegers et al., 1995; Mahon et al., 2019; Wedge et al., 2022) et le modèle de Donelan indiquant que le travail de collision dépend de la longueur de pas à la puissance quatre (Donelan et al., 2002b), nous laissaient penser que l'absence d'augmentation du travail de collision chez les participants TF vs NA était due à un raccourcissement de la longueur de pas controlatéral. Cependant, aucune différence de longueur de pas controlatéral n'a été trouvée entre les groupes. Ce résultat est dans un premier temps étonnant mais traduit peut-être le choix que doivent prendre les personnes amputées TF entre deux stratégies distinctes (Roerdink et al., 2012) :

- 1) Augmenter le pas prothétique, coïncidant à une diminution de la propulsion au membre appareillé et/ou à la limitation de l'extension de la hanche due à l'articulation entre l'emboîture et l'ischion.
- 2) Diminuer le pas prothétique, concordant avec la capacité réduite à lancer le membre appareillé vers l'avant pendant la phase oscillante. Ceci peut être dû à la perte de fonction musculaire après l'amputation, de l'altération des propriétés inertielles du membre appareillé et/ou de la géométrie de l'emboîture de la prothèse du côté appareillé.

Ainsi on observe soit une augmentation soit une diminution du pas prothétique dont les amplitudes sont similaires, ce qui pourrait expliquer qu'en moyenne, aucune différence significative de longueur de pas ne soit trouvée entre les personnes amputées TF et les personnes NA et amputées TT.

#### **2.2.4.4. Limitation**

L'étude présente certaines limites qui doivent être prises en compte pour l'interprétation des résultats.

##### **Représentativité**

Tout d'abord, afin de contourner l'effet du niveau d'activité des participants sur le travail mécanique effectué durant la marche, nous avons uniquement sélectionné des participants actifs (K3 ou K4) équipés de prothèses avancées (genoux MPK et pied ESAR de classe 3). Cette étude pourrait donc ne pas refléter la marche des personnes amputées moins actives et équipées de dispositifs plus traditionnels (Pröbsting et al., 2022; Sawers and Hafner, 2013). En outre, les femmes et certaines causes d'amputation sont sous-représentées. De plus, 6 TT et 5 TF ont participé à la collecte de données moins de 6 mois après leur opération, ce qui a pu affecter la stabilité de la marche enregistrée. Bien que les cliniciens aient jugé les niveaux de marche stables, les stratégies de transition après l'amputation peuvent introduire un biais.

##### **Méthode**

La vitesse du BCoM a été calculée cinématiquement à partir du modèle inertiel de chaque patient. Cela pourrait introduire des imprécisions induites par une mauvaise estimation de la masse et de la position du centre de masse de chaque segment. Cette méthode a cependant montré des valeurs comparables à celle utilisant l'intégration des efforts au sol dans une population de personnes amputées TF (Lansade et al., 2021). Cette dernière méthode est à privilégier à l'avenir, mais elle nécessite de mesurer les forces sous chacun des deux pieds tout au long de la phase d'intégration, ce qui nécessite au moins trois plateformes de force.

##### **Analyse**

Grâce à l'analyse de covariance (ANCOVA), nous avons pu évaluer la différence de travail mécanique entre les groupes en tenant compte de l'effet de la vitesse de marche comme covariable. Toutefois, d'autres covariables peuvent avoir un effet sur le travail mécanique lors de la marche, et donc biaiser les résultats obtenus si elles ne sont pas prises en compte. Parmi elles, on compte la cause de l'amputation (Waters et al., 1976), la longueur du membre résiduel (Bell et al., 2014), l'alignement prothétique (Schmalz et al., 2002), le genou prothétique (Chin et al., 2006) ou encore le pied prothétique (Heitzmann et al., 2018). Dans un premier temps, seule l'effet de la vitesse de marche a été prise en compte car elle avait été documentée comme ayant un impact particulièrement important sur le travail mécanique lors de la marche, et un impact qui semblait différé entre NA et TF. Dans le

futur, il serait intéressant de constituer des sous-groupes pour une étude plus détaillée, en faisant attention à avoir suffisamment de participants dans chaque sous-groupe pour être représentatif.

De plus, nous nous sommes seulement intéressés à la phase de transition d'un pas à un autre, puisqu'elle a été évaluée comme un déterminant majeur du coût énergétique de la marche (Kuo et al., 2005). Or, sur la base de modèles musculo-squelettiques complexes (Dorn et al., 2015) proposant une approche alternative pour estimer le travail mécanique lié à la marche, certains auteurs suggèrent que le déterminant majeur du coût métabolique chez les NA pourrait être l'élévation du BCoM en appui unipodal (Neptune et al., 2004b). Celui-ci représenterait 44% du coût total de la marche alors que la transition pas à pas n'en représenterait que 37% (Umberger, 2010). La marche avec une prothèse nécessite en effet une adaptation à d'autres instants que la transition pas à pas, c'est pourquoi des études complémentaires devraient explorer l'ensemble du cycle de marche pour mieux comprendre les défis énergétiques de la marche avec une prothèse.

Enfin, la littérature a souvent supposé que l'augmentation du coût en oxygène des personnes amputées par rapport aux personnes non amputées viendrait d'une compensation mécanique pour la perte d'énergie due à la réduction de la propulsion au membre appareillé et à l'augmentation de la collision du membre controlatéral lors de la transition d'un pas à l'autre (Adamczyk and Kuo, 2015). Cette hypothèse n'a jusqu'à présent pas été évaluée sur une large cohorte, prenant en compte le caractère hétérogène de la population des personnes amputées, ni en prenant en compte l'effet de la vitesse de marche, qui a pourtant été montré comme étant une covariable (Donelan et al., 2002a; Pinhey et al., 2022). L'objectif de notre étude était donc d'évaluer les différences de travaux de propulsion au membre appareillé entre TT et TF, comparés aux NA, tout en prenant en compte la vitesse de marche. Notre étude a donc porté uniquement sur la transition du membre prothétique vers le membre controlatéral. Toutefois, des compensations ont déjà été observées lors de la transition du membre controlatéral vers le membre appareillé, notamment un travail de propulsion plus important au niveau du membre controlatéral par rapport au membre prothétique pour les TT (Houdijk et al., 2009) et les TF (Pinhey et al., 2022), dépassant celui des NA (Bonnet et al., 2014). Une étude combinée des deux transitions devrait être abordée dans de futurs travaux afin de comprendre le bilan énergétique global pendant la marche.

## 2.2.5. Conclusion

A partir des données d'une large cohorte de 155 participants (dont 40 TT et 68 TF), il a été possible d'étudier le travail mécanique réalisé par le pied prothétique et le membre appareillé chez les personnes amputées transtibiales (TT) et transfémorales (TF), en contrôlant l'effet de la vitesse de confort. Ces travaux mécaniques ont aussi été comparés à ceux réalisés par les personnes non amputées (NA). Ainsi, cette analyse a permis de quantifier la façon dont les individus adaptent leur travail mécanique à leur vitesse de confort, en fonction de leur niveau d'amputation.

Tout d'abord, après ajustement de la vitesse de confort, notre étude souligne que les participants NA produisent plus de travail de propulsion avec leur cheville et leur membre arrière que les personnes amputées ne le font du côté appareillé. En comparant les personnes amputées TT et TF entre elles, notre étude a mis en évidence que ces deux populations réalisent la même quantité de travail de propulsion avec leur pied prothétique. Par contre, les personnes amputées TT réalisent significativement plus de travail de propulsion avec leur membre appareillé par rapport aux personnes amputées TF. Le manque de propulsion sur l'ensemble du membre appareillé chez les personnes

amputées TF pourrait donc expliquer une partie de la différence de consommation en oxygène observée entre ces deux populations (Ettema et al., 2021; van Schaik et al., 2019).

De plus, pour les personnes amputées TF, le travail de propulsion à leur membre appareillé est constant avec la vitesse, ce qui n'est pas le cas pour les deux autres groupes étudiés. Cela pourrait venir de la stratégie d'initiation de la flexion du genou prothétique qui, comme nous l'avons vu dans le Chapitre 1, pourrait limiter la production de puissance au membre appareillé durant la propulsion. Enfin, nous avons vu que, de manière surprenante et contrairement aux attentes théoriques, le travail de collision sur le membre controlatéral des personnes amputées TF n'a pas été affecté par la diminution du travail de propulsion au membre appareillé.

Pour mieux comprendre l'impact du travail mécanique sur l'efficacité énergétique pendant la marche des personnes amputées, des recherches supplémentaires portant sur l'étude du lien entre ces deux grandeurs sont nécessaires.

### **Synthèse**

Une fois la vitesse de marche prise en compte ...

- 1) Les personnes non amputées réalisent plus de travail de propulsion à la cheville et au membre arrière que les personnes amputées le font du côté appareillé.
- 2) Aucune différence de travail de propulsion au pied prothétique n'a été trouvée entre les personnes amputées TT et celles amputées TF.
- 3) Une différence significative de travail de propulsion au membre appareillé a été trouvée entre les personnes amputées TT et celles amputées TF.
- 4) Les personnes amputées TF sont les seuls pour qui le travail de propulsion au membre appareillé reste constant avec la vitesse de marche. Pourtant, le travail de propulsion au pied prothétique augmente avec la vitesse de marche.

## 2.3. Travail personnel : impact de l'absence de propulsion au pied prothétique lors de la marche avec une amputation TF

### 2.3.1. Introduction

L'étude précédente a permis de quantifier sur les mêmes individus les travaux de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé en incluant des personnes amputées fémorales. Il a été observé que le travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF reste quasiment constant avec la vitesse, malgré une augmentation du travail de propulsion au pied prothétique. Mais ces données ne permettent pas de faire le lien avec la consommation métabolique.

Pour évaluer l'effet de la puissance et du travail mécaniques durant la phase de propulsion, les auteurs ont utilisé plusieurs méthodes. Certains ont utilisé des prothèses de pieds motorisées, commercialisées (Herr and Grabowski, 2012) ou non (Caputo and Collins, 2014), pour augmenter la puissance de propulsion. Les résultats obtenus dépendent toutefois fortement du contrôle de l'apport de puissance, en termes de quantité d'énergie et de timing (Malcolm et al., 2015). L'embarquement de moteurs dans la prothèse afin d'apporter de la puissance externe augmente aussi le poids de la prothèse qui peut avoir un effet négatif sur la consommation métabolique de l'utilisateur (Ikeda et al., 2022). Le contrôle de l'apport de puissance et l'ajout de poids pourraient expliquer en partie que les résultats trouvés dans la littérature, quasi exclusivement lors de la marche de personnes amputées TT, ne soient pas concluant quant au bénéfice d'une augmentation de la puissance au pied prothétique par un pied motorisé.

Une seconde méthode est de faire varier la raideur des pieds prothétiques passifs. Toutefois, la variation de la raideur d'un pied prothétique entraîne nécessairement la variation du déroulé du pas. Comme expliqué au Chapitre 1 dans la Section 1.5.3.2, le déroulé du pas suit un arc de cercle, représentant le centre de pression (CoP) dans le repère tibia (A. H. Hansen et al., 2000). Cette forme est nommée « Roll Over Shape » (ROS). Il est possible d'isoler l'effet de la variation de cette forme en s'affranchissant de l'utilisation d'une structure déformable. Les auteurs utilisent des pieds rigides en arc de cercle. Dans ce cas, le mouvement se fait par roulement sur le pied sans aucune déformation de celui-ci. Il est alors possible de faire varier le rayon du ROS. Afin d'étudier l'influence de ce rayon, (Adamczyk and Kuo, 2013) ont analysé la marche de personnes non amputées équipées d'une orthèse équipée de ce type de pied. Dans ce cas il a été montré que les propriétés du ROS influençaient la consommation métabolique, qui atteignait un minimum pour une longueur de pied de 0,285 m (Adamczyk and Kuo, 2013) et un rayon d'arc de cercle de 30% la longueur du membre inférieur (Adamczyk et al., 2006). Cependant, il est plus difficile d'isoler la raideur du pied par rapport au ROS et c'est pourquoi les résultats des études s'intéressant à l'effet de la raideur sur la consommation métabolique traduisent en réalité aussi l'effet intrinsèque du changement de ROS, bien que les auteurs ne caractérisent jamais la variation du ROS induite par celle de la raideur. Pour rappel, une diminution de la raideur du pied prothétique a été trouvée comme entraînant une augmentation du travail de propulsion au pied prothétique (Fey et al., 2011; Hedrick et al., 2019). L'effet de la puissance de propulsion n'est toutefois pas isolé avec cette méthode, ce qui peut expliquer les résultats partagés entre la réduction de la consommation métabolique chez des personnes amputées TT (Hedrick et al., 2019) ou non (Segal et al., 2012). Aucune étude sur la variation de la raideur n'a été effectuée sur des participants TF, seule la différence de consommation métabolique entre l'utilisation de pieds SACH

et de pieds ESAR a été étudiée. Deux études (Graham et al., 2008; Macfarlane et al., 1997) sur trois (Mengelkoch et al., 2016) ont trouvé une diminution de la consommation métabolique avec un pied ESAR.

Isoler l'effet du travail de propulsion au pied prothétique n'est donc pas évident. Nous avons donc fait le choix, dans un premier temps, de caricaturer la réduction du travail de propulsion en évaluant l'effet de l'absence totale de travail de propulsion au pied prothétique, sur la consommation en oxygène des personnes amputées TF. De plus, afin d'isoler l'effet de la restitution d'énergie d'un pied prothétique, il convient de le comparer avec un pied de ROS équivalent. Pour cela, nous avons fabriqué en impression 3D un pied rigide en demi-cercle (Figure 59) similaire à ceux utilisé par Adamczyk et al., 2006, de ROS et de masse équivalentes à un pied ESAR auquel il sera comparé.

Avoir une masse équivalente entre deux pieds est important si nous voulons isoler l'effet de l'énergie restituée sur la consommation en oxygène de l'utilisateur, car l'ajout de masse a été montré comme corrélé à une surconsommation en oxygène. En effet, Ikeda et al., 2022 a trouvé une augmentation significative de la consommation nette en oxygène en ajoutant 1,8 kg à la cheville de 14 TF ( $13,82 \pm 2,98$  vs  $14,56 \pm 2,99$  ml O<sub>2</sub>/kg/min, soit une augmentation de 5,35 %) lors de la marche sur tapis à une vitesse moyenne de  $1,03 \pm 0,23$  m/s. De même, Browning et al., 2007 a trouvé une augmentation moyenne de 48% de la dépense métabolique [W/kg] en mettant 4 kg à chaque pied de 5 NA. Comme l'illustre la Figure 58, plus une masse est ajoutée à une position distale plus elle entrainera une augmentation importante de la consommation métabolique. Nous avons donc fait le choix de concevoir le pied rigide en demi-cercle de même masse que le pied ESAR auquel il sera comparé.

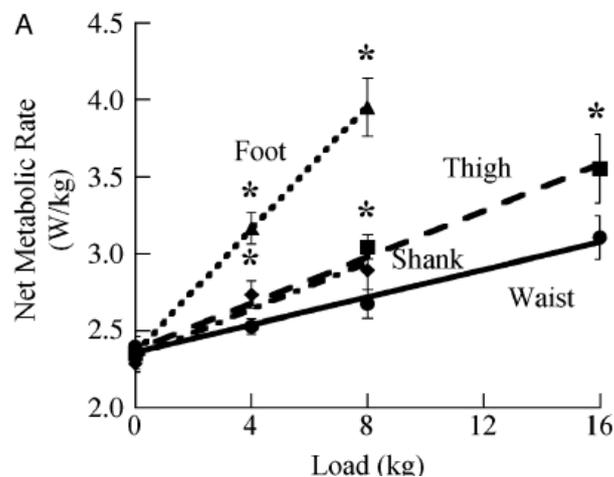


Figure 58 : Effet de l'ajout de poids au membre inférieur sur la consommation métabolique. 5 NA marchant à 1.25 m/s sur un tapis sans charge et avec des charges de 2 et 4 kg par pied et par tibia, de 4 et 8 kg par cuisse, et de 4, 8 et 16 kg sur le bassin (Browning et al., 2007)

Le protocole a été développé et mis en place dans le cadre du master d'Amandine Boos. Un article scientifique est en cours de soumission dans le cadre du post-doc d'Aurore Bonnet-Lebrun.

## 2.3.2. Matériel et méthode

### 2.3.2.1. Utilisation d'un simulateur d'amputation transfémorale

Recruter des personnes amputées TF pour des études d'analyse du mouvement peut être compliqué en raison de défis médicaux, physiques, psychologiques et logistiques, ainsi que des besoins en prothèses adaptées et des contraintes de temps des participants. Il est essentiel d'offrir un environnement accessible, confortable et centré sur le patient pour encourager leur participation. Pour faciliter la mise en place du protocole expérimental et limiter les risques liés à la marche avec un pied non marqué CE, nous utiliserons dans cette étude un simulateur d'amputation TF permettant à des personnes non amputées de marcher avec des genoux et des pieds prothétiques (Figure 60 et Figure 63). Ce simulateur se compose d'une orthèse qui immobilise le genou à  $90^\circ$  de flexion et un connecteur pyramidal permet l'installation de n'importe quel genou prothétique. Duraffourg, 2021 a montré que la marche d'un participant NA avec ce simulateur était représentative de celle de 5 participants amputés TF, en termes de paramètres cinématiques et dynamiques des deux membres inférieurs dans le plan sagittal. Le principal avantage d'utiliser un tel simulateur est qu'il permet de comparer les paramètres mécaniques dans des configurations avec et sans prothèse pour le même participant, évitant ainsi la variabilité inter-participant (Caputo and Collins, 2014; Elery et al., 2020).

### 2.3.2.2. Participants

Six participants non amputés (2 femmes, 4 hommes ; âge moyen  $\pm$  ET :  $31 \pm 10$  ans ; taille :  $1,74 \pm 0,06$  m ; poids :  $70 \pm 12$  kg) ont participé à l'étude (Tableau 7).

Tableau 7 : Caractéristiques des participants

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	Moyenne $\pm$ ET
Genre	F	M	F	M	M	M	
Age [année]	23	28	45	26	23	41	$31 \pm 10$
Taille [m]	1,69	1,78	1,68	1,70	1,80	1,81	$1,74 \pm 0,06$
Masse [kg]	58,3	85	58,9	70,7	63,3	82,4	$70 \pm 12$

### 2.3.2.3. Configurations de marche

Trois configurations ont été testé dont une sans simulateur d'amputation TF, considérée comme la référence, et deux configurations avec simulateur (Duraffourg, 2021). La configuration sans prothèse sera abrégée en NA (Non-Amputé). Les trois configurations sont visibles Figure 60. L'étude a permis de comparer toutes les configurations pour un même participant.

Les composants prothétiques utilisés sont visibles Figure 59. Le genou prothétique utilisé était un genou magnéto-rhéologique contrôlée par microprocesseur (Rheo Knee<sup>TM</sup>, Össur<sup>®</sup>). Pour analyser l'effet de la restitution de l'énergie de déformation du pied prothétique, deux pieds ont été testés. Le

choix des pieds testés doit permettre d'isoler l'effet de la propulsion, c'est-à-dire le travail positif effectué à la fin de la phase d'appui (Donelan et al., 2002b).

Le premier est un pied ESAR (*Energy Storage and Return*) (Dynatreck™, Proteor®). Il a été choisi parce qu'il est représentatif de l'état de l'art des pieds ESAR utilisés par les personnes amputés TF. Chaque participant s'est vu attribué un pied ESAR adapté à son poids comme prescrit par le fabricant : un pied plus souple pour les participants plus léger et un pied plus rigide pour les participants plus lourd. C'est ce qu'on appelle le module d'un pied prothétique. On nommera cette configuration « ESAR ».



Figure 59 : Prothèses utilisées pendant la marche. A gauche, le Rheo Knee™ d'Össur®. Au centre, l'ESAR Dynatreck™ de Proteor®. A droite, le pied rigide courbé en demi-cercle, imprimé en 3D et ayant la même masse que le pied ESAR.

Le second était un pied rigide courbé en demi-cercle, imprimé en 3D et ayant la même masse que le pied ESAR. On le nommera pied « RC » (*Rigid Curved*) dans cette étude (Figure 60). Avec ce pied, aucune énergie ne peut être emmagasinée par déformation (énergie élastique) mais le roulement sur l'arc de cercle permet de reproduire un mouvement de roulement sans glissement du pied sur le sol. En outre, ce pied a été conçu pour reproduire la même évolution du centre de pression dans le repère du tibia (Hansen and Childress, 2010) que le pied ESAR étudié. Cette trajectoire a été identifiée comme ayant un impact sur le coût métabolique (Adamczyk et al., 2006; Adamczyk and Kuo, 2013; Klodd et al., 2010) et dépendant de paramètres influençant la propulsion, comme la rigidité du pied (Halsne et al., 2020). Elle peut même être un critère dans la conception de pied prothétique (Mahmoodi et al., 2017). Ainsi, en reproduisant le déroulé du pas du pied ESAR, le pied RC a permis d'isoler l'effet de la propulsion sur le coût métabolique.

Le membre équipé du simulateur sera appelé (A), et le membre controlatéral sera appelé (C).

### 3 configurations

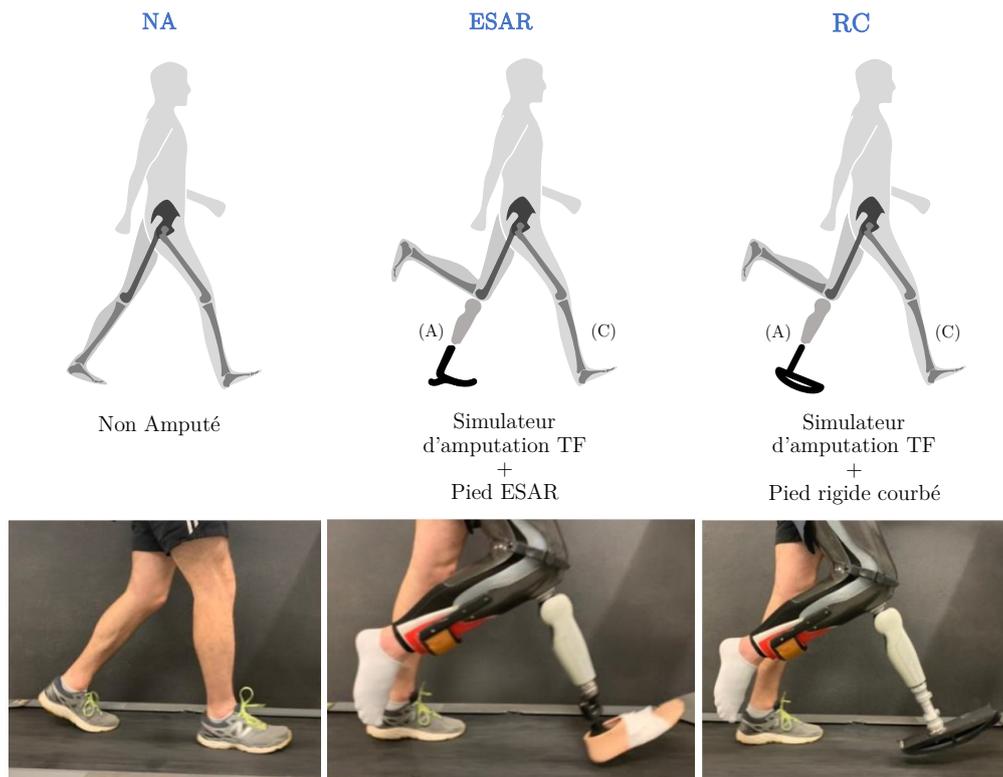


Figure 60 : Illustration des trois configurations de marche. NA : Non amputé ; ESAR : Energy Storage and Return ; RC : Rigid Curved.

#### 2.3.2.4. Protocole expérimental et instrumentation

Le protocole (2020-A02369-30) a été approuvé par un comité d'éthique et chaque participant a signé un formulaire de consentement éclairé.

Avant les expériences, les participants ont été entraînés à marcher sur le sol et sur un tapis roulant en utilisant le simulateur d'amputation TF. L'entraînement a duré jusqu'à ce que les participants puissent marcher pendant 6 minutes sans aide ni chute, à la fois sur le sol et sur le tapis roulant. À la fin de cet entraînement, la vitesse de confort sur tapis dans la configuration du pied RC a été définie comme la vitesse de référence individuel à chaque participant. Cette vitesse de référence a été utilisée pour les mesures sur tapis et a été visée lors des acquisitions d'analyse du mouvement au sol, pour toutes les configurations de marche (NA, pied ESAR, pied RC) (Tableau 9). Le détail des vitesses adoptées par chaque participant est disponible Tableau 23 en Annexe 2.C. Les volontaires ont ensuite participé à deux sessions. Dans les deux sessions, la configuration NA a été testée en premier, puis les configurations RC et ESAR ont été testées dans un ordre aléatoire.

#### AQM

Au cours de la première session, une analyse quantitative de la marche (AQM) a été réalisée à partir d'un système de capture du mouvement (Vicon™, Oxford Metrics®) couplé à des plaques de force (AMTI®) pendant que les participants marchaient sur le sol. Il leur a été demandé de marcher sur une passerelle plate de 10 m comprenant trois plateformes de force distinctes en série. Seuls les passages avec trois contacts successifs des pieds sur les plateformes de force ont été pris en compte. De plus, seuls les passages dont la vitesse de marche ne dépassait pas  $\pm 10\%$  de la vitesse ciblée (i.e.

la vitesse de confort de la marche sur tapis en configuration RC) étaient gardés. Les forces de réaction au sol ont été acquises à 1000 Hz pendant les phases d'appui. Les participants étaient équipés de 58 marqueurs réfléchissants (Pillet et al., 2010), comme illustré Figure 61, qui étaient capturés par le système optoélectronique à 200 Hz.

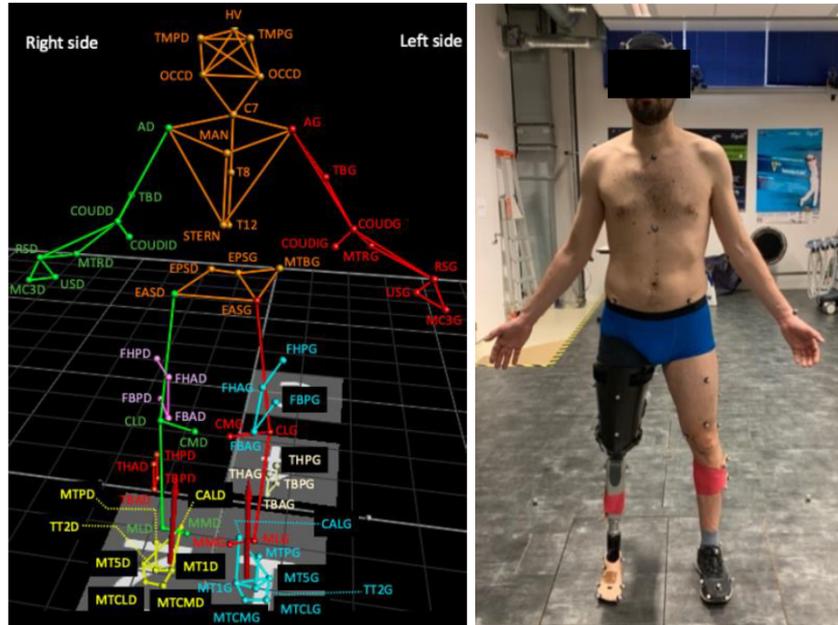


Figure 61 : Positionnement des marqueurs. A gauche : visual des marqueurs sur le logiciel Nexus. A droite : photo d'un participant portant le simulateur d'amputation transfémorale avec le pied ESAR lors de l'acquisition statique).

### Consommation en oxygène

Lors de la deuxième session, une analyse de la consommation en oxygène a été réalisée à l'aide d'un système de spirométrie (K5™, Cosmed®) pendant la marche sur un tapis roulant non instrumenté (Figure 62). Après un repos de 5 min, la consommation basale en oxygène en position debout sans bouger (SMR : *Standing Metabolic Rate*) a été mesurée pendant 3 min (Houdijk et al., 2009). Ensuite, la consommation d'oxygène a été mesurée pendant 6 minutes pour chaque configuration et moyennée sur les deux dernières minutes d'acquisition, lorsqu'un plateau était atteint. Une pause d'au moins 3 minutes a été observée entre les configurations. La configuration NA a été répétée à la fin de la session pour vérifier l'absence de dérive liée à la fatigue.



Figure 62 : Un participant équipé du système de spirométrie K5™ de Cosmed®.

### 2.3.2.5. Analyse des données

Les données spatio-temporelles habituelles telles que la longueur de pas, la durée du cycle de marche et la durée de la phase d'appui ont été calculées.

Un modèle inertiel volumique à 15 segments (Pillet et al., 2010) a été utilisé pour obtenir les paramètres inertiels des segments du corps et la position instantanée du BCoM. Le positionnement des marqueurs et une illustration du modèle inertiel volumique sont disponibles Figure 63. Dans les deux configurations avec prothèse, le simulateur, le genou prothétique et le pied ont été inclus dans le modèle inertiel et leur masse (3,5 kg au total) a été prise en compte (Figure 63). La jambe positionnée à 90° dans le simulateur a aussi été pris en compte dans le modèle volumique.

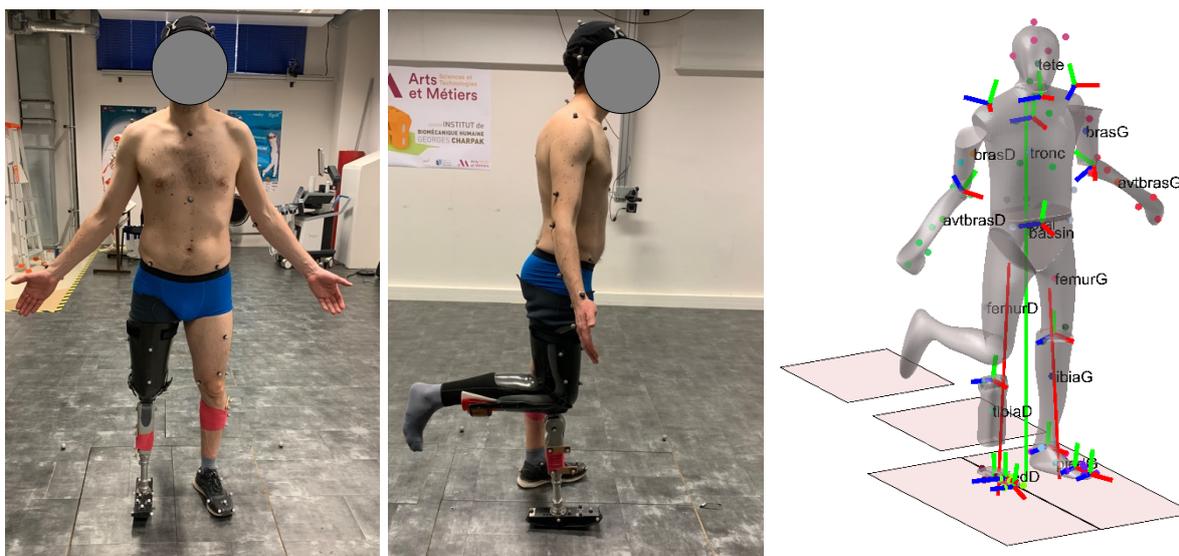


Figure 63 : Position statique d'un participant avec simulateur d'amputation transfémorale (TF) équipé du Rheo Knee™ d'Össur® et du pied courbé en demi-cercle, imprimé en 3D (RC). À droite, illustration du modèle inertiel volumique associé.

L'ensemble des paramètres de puissance a été calculé de la même manière que l'étude précédente (Sedran et al., 2024). La puissance du complexe pied-cheville a été calculé par la "Distal Shank Method" afin de tenir compte de la déformation du pied (Zelik and Honert, 2018). La puissance mécanique de chaque membre inférieur a été calculée comme le produit scalaire de la vitesse du BCoM et de l'effort de réaction au sol exercé sur le membre inférieur considéré, selon la méthode ILM (Donelan et al., 2002a).

Le travail mécanique correspondait à l'intégrale de la puissance au cours du temps. Il a été normalisé par la masse des participants, ce qui inclut la masse de la prothèse pour les participants amputés. Le travail négatif effectué par le membre avant pendant la phase de collision (environ 0-15% du cycle de marche) a été noté  $W_{StS}^-$  et le travail positif effectué par le membre arrière pendant la phase de propulsion (45-65% du cycle de marche) a été noté  $W_{StS}^+$  (Figure 55). Le travail de propulsion effectué par le complexe pied-cheville est noté  $W_{ankle-foot}^+$ .

La consommation nette en oxygène, c'est-à-dire la consommation due exclusivement à la marche, a été déterminée pour chaque condition en soustrayant la consommation basale de la consommation brute durant la marche. Toutes les valeurs de consommation en oxygène ont été normalisées en fonction de la masse corporelle des participants en condition NA, excluant donc la masse des prothèses et du simulateur.

### 2.3.2.6. *Statistiques*

La moyenne et l'écart-type des données pour tous les participants ont été rapportés sous forme de moyenne ( $\pm$  écart-type). Les différences de consommation nette en oxygène entre les groupes ont été analysées à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées (rANOVA) à un facteur. Si une différence significative ( $p$ -value  $< 0,05$ ) était trouvée, une comparaison post-hoc était effectuée avec la correction de Bonferroni.

### 2.3.3. Résultats

Les paramètres spatio-temporels ainsi que les travaux mécaniques de chaque participant dans chaque configuration sont présentés dans le Tableau 22 en Annexe 2.C, page 198. Les moyennes des valeurs de tous les participants sont présentées Tableau 8, pour chaque configuration.

#### Spatio-temporel

En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, la longueur du pas était d'environ 10 cm (environ 16% de la longueur de pas sans simulateur) plus longue du côté appareillé que du côté controlatéral dans les deux configurations avec prothèse (Tableau 8). La phase d'appui représentait 59% et 56% du cycle de marche du côté appareillé pour les pieds ESAR et RC respectivement, et 67% du cycle de marche pour les deux pieds du côté controlatéral. Dans la configuration NA, la phase d'appui représentait 63 % du cycle de marche.

Tableau 8 : Paramètres spatio-temporels et valeurs de travail mécanique. Moyennes ( $\pm$  écart-type) des paramètres spatiotemporels, du travail à la cheville et au membre inférieur pendant le cycle de marche pour les trois configurations : NA, pied ESAR, pied RC. Dans les configurations ESAR et RC, le côté appareillé du simulateur d'amputation TF (A) et le côté controlatéral (C) sont affichés séparément.

	NA	ESAR		RC	
		A	C	A	C
<b>A : Paramètres spatio-temporels</b>					
Durée du cycle [s]	1,25 $\pm$ 0,12	1,30 $\pm$ 0,08	1,31 $\pm$ 0,09	1,27 $\pm$ 0,09	1,28 $\pm$ 0,10
Longueur de pas [m]	0,62 $\pm$ 0,03	0,74 $\pm$ 0,06	0,63 $\pm$ 0,07	0,69 $\pm$ 0,08	0,59 $\pm$ 0,07
<b>B : Travail mécanique [J/kg]</b>					
Travail au complexe pied-cheville					
<i>Propulsion</i> : $W_{ankle-foot}^+$	0,21 $\pm$ 0,03	0,07 $\pm$ 0,03	0,32 $\pm$ 0,10	0,00 $\pm$ 0,00	0,33 $\pm$ 0,08
Travail généré par le membre inférieur					
<i>Propulsion</i> : $W_{StS}^+$	0,22 $\pm$ 0,04	0,07 $\pm$ 0,02	0,33 $\pm$ 0,10	0,02 $\pm$ 0,01	0,36 $\pm$ 0,11
<i>Collision</i> : $W_{StS}^-$	-0,08 $\pm$ 0,03	-0,12 $\pm$ 0,03	-0,05 $\pm$ 0,02	-0,06 $\pm$ 0,03	-0,09 $\pm$ 0,04

### Puissance mécanique

Les courbes des puissances des actions mécaniques distales au tibia et de l'action mécanique du membre appareillé sur le sol sont visibles Figure 64. Comme prévu de la part du pied RC, on observe aucun pic de puissance positive durant la phase de propulsion côté appareillé. La configuration ESAR a un pic d'énergie emmagasinée par le pied ( $\sim 40\%$  du cycle) plus important par rapport à la configuration NA mais une plus faible restitution d'énergie. La diminution de la puissance lors de la phase de propulsion côté appareillé est aussi visible au membre appareillé dans les deux configurations avec prothèse, par rapport à la configuration NA. Du côté controlatéral, le pic de puissance négatif de la cheville au début de la phase d'appui, pendant la collision, et le pic de puissance positif de la cheville pendant la propulsion, étaient plus importants que dans la configuration NA. La phase de propulsion à la cheville était aussi légèrement plus longue pour les deux configurations côté controlatéral que dans la configuration NA.

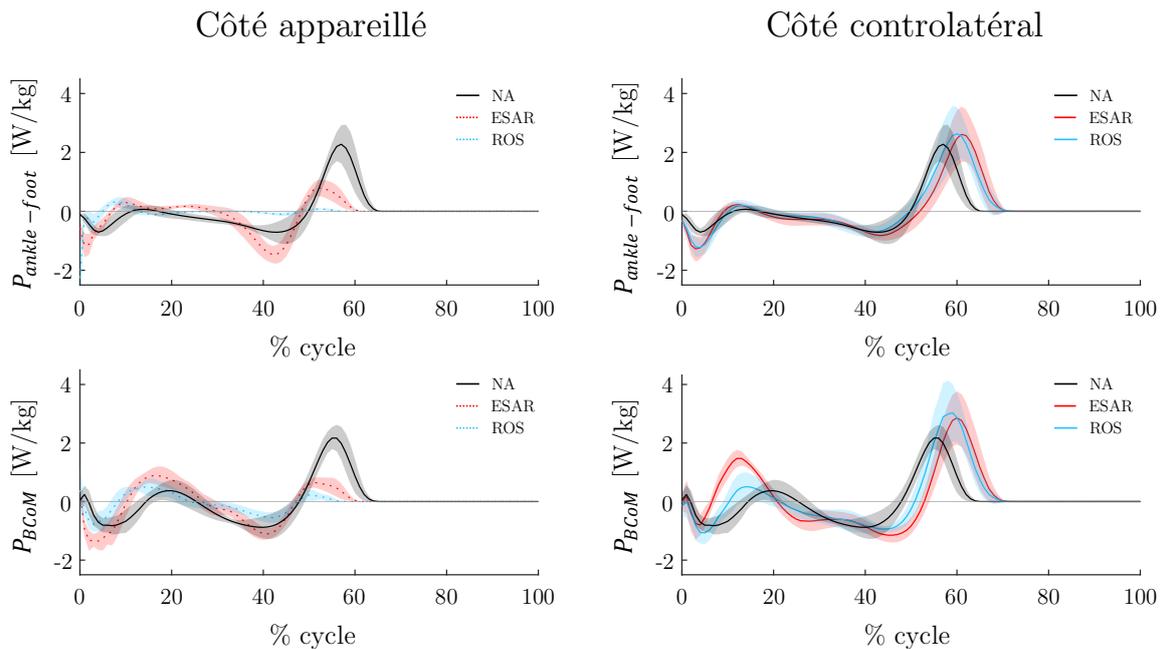


Figure 64 : Courbes de puissance générée au complexe pied-cheville (méthode DS) et générée au membre inférieur (méthode ILM). A gauche le côté appareillé (membre droit pour les NA) et à droite le côté controlatéral (membre gauche pour les NA). En pointillées les courbes pour la jambe équipé du simulateur d'amputation transfémorale.

### Travail mécanique

Les travaux mécaniques sont donnés dans le Tableau 8. Une diminution de -67% du travail de propulsion au pied prothétique est observé avec la configuration ESAR par rapport à la configuration NA ( $0,07 \pm 0,03$  J/kg vs  $0,21 \pm 0,03$  J/kg). Une diminution similaire du travail de propulsion au membre appareillé a été mesurée (ESAR :  $0,07 \pm 0,02$  J/kg vs NA :  $0,22 \pm 0,04$  J/kg). En l'absence total de  $W_{ankle-foot}^+$  avec le pied RC, le membre appareillé ne réalise que  $0,02 \pm 0,01$  J/kg durant la phase de propulsion, soit 71% de moins qu'avec le pied ESAR. Dans les deux configurations avec prothèse, une augmentation des  $W_{ankle-foot}^+$  et des  $W_{SIS}^+$  est observé côté controlatéral, de l'ordre de +50% par rapport à que ceux dans la configuration NA.

Une augmentation du travail de collision côté appareillé a été observé pour la configuration ESAR mais pas pour la configuration RC. A l'inverse, une diminution du travail de collision côté controlatéral a été observé dans la configuration ESAR mais pas dans la configuration RC.

### Consommation en oxygène

Les valeurs de la consommation nette en oxygène sont rapportées pour chaque participant dans le Tableau 9 et illustrées Figure 65. La consommation nette en oxygène a été significativement augmentée ( $p < 0,001$ ), par un facteur de deux (+105%), entre la configuration NA et les deux configurations avec prothèse. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les configurations ESAR et RC ( $p = 0,915$ ). Il est à noter qu'aucun effet de fatigue n'a été observé : la consommation en oxygène mesuré lors de l'essai de contrôle en fin de session par rapport à l'essai initial n'a pas dépassé +1 % de la valeur initiale. Toutefois, un effet d'accoutumance a été observé, en particulier chez un participant dont la consommation en oxygène durant l'essai de contrôle a été diminué de -15% par rapport à l'essai initial. Les consommations en oxygène des essais de contrôle sont données pour chaque participant dans le Tableau 24 en Annexe 2.C, page 198.

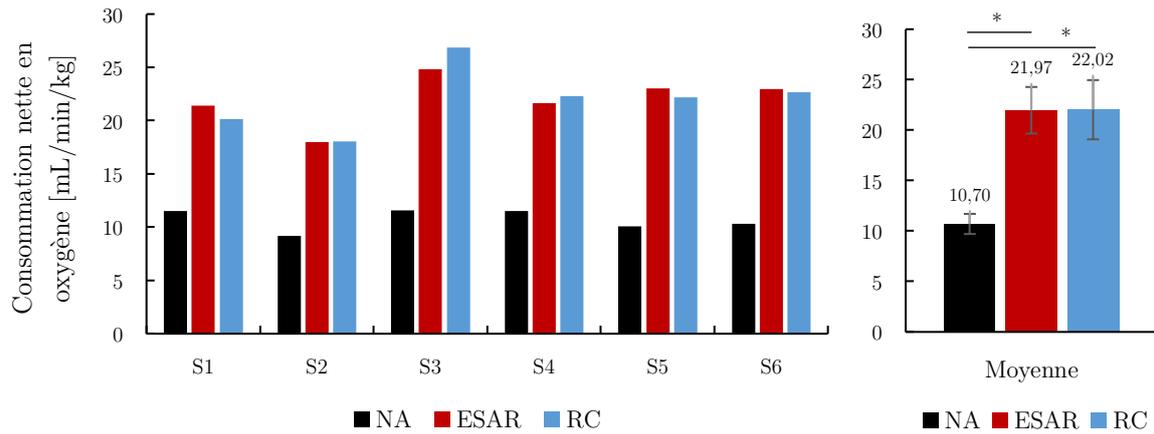


Figure 65 : Consommation nette en oxygène dans les trois configurations de marche. NA : sans prothèse ; ESAR : avec un genou prothétique et un pied ESAR ; RC : avec un genou prothétique et un pied rigide courbé. A gauche : valeur par participant. A droite : valeur moyenne par configuration. \* Différence significatif ( $p < 0,001$ ).

Tableau 9 : Vitesse de marche sur tapis et valeurs d'échange gazeux. Pour chaque participant, la vitesse de marche est indiquée et les valeurs nettes (consommation durant la marche moins consommation basale i.e. au repos debout) des échanges gazeux d'oxygène et de dioxyde de carbone sont données pour les trois configurations étudiées.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	Moyenne
Vitesse de marche [m/s]	0,94	1,25	1,08	1,00	1,14	1,28	1,11 ± 0,14
$\dot{V}O_2$ basale [mL/min/kg]	4,58	4,20	5,02	6,78	6,68	4,22	5,25 ± 1,19
$\dot{V}O_2$ nette [mL/min/kg]							
NA	11,52	9,17	11,58	11,52	10,07	10,35	10,70 ± 1,00 <sup>a, b</sup>
ESAR	21,40	17,97	24,81	21,63	23,03	22,98	21,97 ± 2,31 <sup>a</sup>
RC	20,14	18,03	26,84	22,29	22,16	22,68	22,02 ± 2,94 <sup>b</sup>

<sup>a</sup> Différence significative entre NA et ESAR ( $p < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Différence significative entre NA et RC ( $p < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Différence significative entre ESAR et RC ( $p < 0,05$ ).

### 2.3.4. Discussion

Dans l'étude précédente, présentée dans la Section 2.2, page 86 (Sedran et al., 2024), nous avons montré que, lors de la marche des personnes amputées TF, le travail de propulsion au membre appareillé restait constant, indépendamment de la vitesse de marche, malgré l'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique. Or, si la propulsion au pied prothétique paraît perdre sa principale fonction (celle de propulser l'ensemble du corps), nous pouvons alors nous questionner sur son impact sur la consommation en oxygène lors de la marche. L'objectif de cette étude était donc d'illustrer un extrême en comparant la consommation en oxygène lors de la marche avec une amputation transfémorale, dans un cas avec un pied ESAR conventionnel restituant de l'énergie de déformation, et dans l'autre cas sans aucune puissance au pied prothétique. Pour cela nous avons utilisé un pied

rigide courbé (RC), imprimé en 3D, de même masse que le pied ESAR, et permettant un déroulé du pas identique à celui de l'ESAR.

### 2.3.4.1. Comparaison avec la littérature

Nous avons observé une multiplication par deux (+105%) de la consommation en oxygène entre les configurations avec et sans prothèse. Même si elle est cohérente avec les études précédentes concernant l'effet de l'amputation sur la consommation en oxygène, cette augmentation est beaucoup plus importante que celles rapportées pour les personnes amputées TT (van Schaik et al., 2019 :  $\sim+23\%$  à 1,14 m/s) et TF (Russell Esposito et al., 2018 :  $+47\%$  à 1,21 m/s ; van Schaik et al., 2019 :  $\sim+42\%$  à 1,14 m/s). L'expérience limitée des participants à marcher avec une amputation TF pourrait expliquer une partie de la divergence avec la littérature. De plus, les participants marchaient avec une orthèse bloquant le genou à  $90^\circ$  et n'avait pas d'emboiture personnalisée comme c'est le cas pour les personnes réellement amputées. Or, l'emboiture est la clé de voûte pour une utilisation de la prothèse (Fajal, 1972). De même, les paramètres de contrôle du genou à microprocesseur n'ont pas été personnalisés. Seul l'alignement des prothèses a été personnalisé par un opérateur mais au vu de l'influence élevé que cela a sur la consommation en oxygène (Schmalz et al., 2002), il aurait fallu un orthoprothésiste afin d'avoir un alignement optimal. Il est cependant difficile d'avoir accès à leur service quand il s'agit de recherche sur personnes non amputées.

Afin de limiter l'effet de la vitesse sur le travail mécanique (Bonnet et al., 2014; Pinhey et al., 2022) et la consommation en oxygène (van Schaik et al., 2019), nous avons décidé de comparer les trois configurations dans des conditions de vitesse de marche équivalentes pour chaque participant. La vitesse de marche choisie par les participants était systématiquement inférieure à leur vitesse optimale sans prothèse et des études antérieures ont montré que le coût métabolique augmentait lorsqu'on s'éloignait de la vitesse optimale d'un participant (Ettema et al., 2021). Ainsi, la différence entre la consommation en oxygène des participants marchant sans prothèse à une vitesse sous-optimale, et celle des mêmes participants équipés du simulateur marchant à leur vitesse optimale, était expérimentalement plus faible qu'elle ne devrait l'être théoriquement si on marchait sans prothèse à vitesse de confort.

### 2.3.4.2. Impact de la restitution d'énergie sur la consommation en oxygène

De nombreuses études ont émis l'hypothèse que le surcoût métabolique chez les personnes amputées pouvait être associé à un manque de propulsion au côté appareillé (Adamczyk and Kuo, 2015; Caputo and Collins, 2014). Cependant, la capacité des prothèses actives à réduire le coût métabolique reste incertaine, certaines études indiquant une baisse (Caputo and Collins, 2014; Herr and Grabowski, 2012; Ingraham et al., 2018; Russell Esposito et al., 2015) tandis que d'autres ne trouvent pas de lien concluant (Gardinier et al., 2018; Quesada et al., 2016; Segal et al., 2012; Zelik et al., 2011).

Dans notre étude, nous avons comparé les pieds ESAR et RC. Le pied ESAR était un pied classiquement utilisé par des personnes amputées TT et TF et restituait de l'énergie de déformation en fin de phase d'appui, après en avoir emmagasiné durant le début et le milieu de la phase d'appui. A l'inverse, le pied RC n'emmagasinait et ne restituait aucune énergie (d'où son travail de propulsion nul) mais sa forme arrondie lui permettait de reproduire les mêmes trajectoires du centre de masse et du centre de pression pendant la phase d'appui unipodal que le pied ESAR. Malgré l'absence total de

propulsion au pied RC, nous avons constaté que la consommation en oxygène était quasiment identique entre l'utilisation de ces deux pieds prothétiques, et ceux pour tous les participants. Vanderpool et al., 2008 ont trouvé des résultats similaires en bloquant le mouvement de la cheville de participants NA par une orthèse dont la surface inférieure était incurvée : une hausse de la consommation métabolique de seulement 0,4% a été observée une fois le poids de la botte compensée. Il apparaît donc que la géométrie du Roll Over Shape (ROS) ait un impact plus important sur la consommation métabolique que le travail de propulsion générée par la cheville. Par ailleurs, le contrôle nécessaire du genou prothétique engendre une augmentation significative de la consommation métabolique, qui double, par rapport à la marche sans prothèse.

### 2.3.4.3. Longueur de pas et travail de collision

Pour rappel, la modélisation de la marche dynamique par un pendule inversé (Adamczyk and Kuo, 2015) suggère qu'un travail de propulsion plus faible au membre arrière conduira à un travail de collision plus élevé au membre avant. La réduction de la propulsion au membre appareillé devrait mener à une augmentation de la collision du membre controlatéral. Pourtant ce n'est pas ce qui est observé. Comme dans les études précédentes (Carse et al., 2020; Mahon et al., 2019; Nolan et al., 2003), une asymétrie de la marche avec une prothèse a été observée. Adamczyk and Kuo, 2015 ont montré chez les personnes amputées TT qu'une partie de l'asymétrie liée à la réduction de la propulsion côté appareillé ne peut être compensée qu'en utilisant des mécanismes physiologiquement très coûteux. En effet, ils ont montré que lorsque la propulsion est réduite du côté appareillé, l'option la moins coûteuse est de réduire le travail de collision en ralentissant la vitesse du BCoM lors de la collision du membre controlatéral et de compenser en réaccélérant le BCoM une fois le talon controlatéral au sol, par un travail de hanche accru, en particulier du côté controlatéral. La réduction de la longueur du pas controlatéral observé lors de la marche avec prothèse et l'hypothèse d'Adamczyk and Kuo, 2015 de réduction de la vitesse du BCoM avant la collision controlatérale, expliquerait pourquoi le travail de collision a diminué avec le pied ESAR ( $-0,05 \pm 0,02$  J/kg) par rapport à la configuration sans prothèse ( $-0,08 \pm 0,03$  J/kg), malgré une diminution de la propulsion au membre appareillé. L'augmentation de la collision du membre appareillé ( $-0,12 \pm 0,03$  J/kg) peut quant à lui venir de l'allongement de la longueur de pas appareillé (+10 cm).

### 2.3.4.4. Limites

Avec seulement six participants, la puissance statistique de notre étude est limitée ; seules les différences majeures sont interprétées.

Les participants non amputés équipés d'un simulateur d'amputation TF sont moins habitués à utiliser une prothèse que des personnes réellement amputées et l'appareillage n'a pas été personnalisé alors qu'il est nécessaire de le faire pour optimiser la marche (Fajal, 1972; Paterno et al., 2018; Rabuffetti et al., 2005). Leur marche est donc encore plus altérée que celle des personnes amputées. Ceci se reflète entre autres par une augmentation de +105% de la consommation en oxygène entre marche avec et sans prothèse au lieu du +45% trouvé dans la littérature. Cela se ressent aussi sur la longueur de pas des participants qui est beaucoup plus asymétrique chez les participants non amputés appareillés du simulateur (différence moyenne : 10 cm) que chez les personnes amputées appareillées avec leur prothèse habituelle (Harandi et al., 2020 : 8 cm).

Néanmoins, cette étude s'est concentrée sur l'impact d'une absence de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène lors de la marche. Les altérations mécaniques de la marche étant amplifiées chez les participants non amputés équipés d'un simulateur d'amputation TF, cela permet de les mettre encore plus en évidence. C'est pourquoi des études antérieures ont déjà utilisé ce procédé pour obtenir un premier aperçu du comportement d'une prothèse, ou pour comprendre les mécanismes en jeu (Caputo and Collins, 2014; Duraffourg, 2021; Elery et al., 2020). De plus, il permet d'éviter les biais liés à la variabilité inter-sujets en comparant le même participant avec ou sans prothèse.

Enfin, l'analyse quantifiée de la marche (AQM) et l'analyse de la consommation en oxygène se sont faites en deux sessions distinctes. En l'absence d'un tapis de marche instrumenté, l'AQM s'est fait sur le sol. Cela impose une vitesse de marche qui n'est pas parfaitement constante entre chaque marche. Toutefois, nous avons trié les marches en post-traitement pour ne garder que celles correspondant à la vitesse choisie par le participant, avec un écart autorisé de  $\pm 10\%$ . De plus, puisque la comparaison de la consommation en oxygène se fait entre les trois configurations pour chaque participant et que ces mesures ont été réalisées le même jour, cela ne pose pas de soucis pour l'analyse.

### **2.3.5. Conclusion**

Cette étude avait pour objectif d'étudier l'effet de la présence ou de l'absence totale de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène chez les personnes marchant avec une amputation TF. Pour cela, deux pieds ont été testés : un pied ESAR conventionnel et un pied rigide courbé, de même masse et permettant de garder un déroulé de pas identique. Six volontaires non amputés ont participé à l'étude en utilisant un simulateur d'amputation TF. Sur l'ensemble des participants, aucun n'a vu sa consommation en oxygène être modifiée entre la présence ou l'absence de propulsion au pied prothétique. Il semble donc que la géométrie du Roll Over Shape (ROS) ait un impact plus important sur la consommation métabolique que le travail de propulsion générée par la cheville.

### Synthèse

- 1) Un pied rigide courbé permet d'avoir le même déroulé de pas qu'un pied ESAR conventionnel. Il peut alors être utilisé pour isoler l'effet de l'absence de propulsion.
- 2) La longueur de pas appareillé était environ 10 cm (~16%) plus longue que la longueur de pas controlatéral dans les configurations avec prothèse (ESAR et RC).
- 3) Lors de la marche avec l'ESAR, les travaux de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé ont été diminués de -67% par rapport à la configuration NA.
- 4) Malgré l'absence totale de travail de propulsion au pied dans la configuration RC, un travail au membre appareillé de  $0,02 \pm 0,01$  J/kg a été mesuré, soit 71% de moins qu'avec le pied ESAR.
- 5) Lors de la marche avec prothèse (ESAR et RC), les travaux de propulsion à la cheville et au membre arrière côté controlatéral étaient augmentés de +50% par rapport à ceux de la marche sans prothèse (NA).
- 6) La consommation nette en oxygène a été multipliée par deux (+105%) entre les marches avec prothèse (ESAR et RC) et la marche sans prothèse (NA).
- 7) Aucune différence de consommation en oxygène n'a été quantifiée entre la présence (ESAR) ou l'absence totale (RC) de propulsion au pied prothétique chez des personnes non-amputées marchant avec un simulateur d'amputation TF.

## 2.4. Conclusion du chapitre 2

Ce Chapitre 2 vise à participer à la compréhension de la surconsommation en oxygène observée d'une part entre les personnes amputées et celles non amputées, et, d'autre part, entre les personnes amputées transtibiales (TT) et celles amputées transfémorales (TF) (Ettema et al., 2021; van Schaik et al., 2019). Bien que ces deux populations de personnes amputées utilisent au quotidien les mêmes pieds prothétiques, aucune étude n'a vérifié qu'elles produisaient bien la même quantité de travail de propulsion (sous forme d'énergie restituée). De plus, l'efficacité de leur usage mérite d'être examinée. En effet, l'interaction entre le pied prothétique et le membre appareillé peut varier significativement entre la présence d'un genou biologique et celle d'un genou prothétique.

Le premier objectif de ce chapitre était donc de quantifier le travail mécanique généré par le pied prothétique et le membre appareillé chez les personnes amputées TT et TF portant des pieds prothétiques similaires. Nous cherchons à savoir si une potentielle cause de la surconsommation en oxygène des personnes amputées TF par rapport à celles amputées TT pourrait venir d'une différence travail de propulsion au pied prothétique et/ou au membre appareillé.

A partir des données d'une large cohorte de 155 participants (dont 40 TT et 68 TF), il a été possible d'étudier le travail mécanique généré par le pied prothétique et le membre appareillé chez les personnes amputées TT et TF, en contrôlant l'effet de la vitesse de marche. Ces travaux mécaniques ont aussi été comparés à ceux générés par les personnes non amputées (NA). Aucune différence de travail de propulsion au pied prothétique n'a été trouvée entre les personnes amputées TT et TF. Toutefois, significativement moins de travail de propulsion est générée par le membre appareillé des

personnes TF. De plus, ce travail de propulsion au membre appareillé reste constant avec la vitesse chez les personnes amputées TF (Bonnet et al., 2014; Pinhey et al., 2022) malgré une augmentation du travail de propulsion au pied prothétique

Si la propulsion au pied prothétique ne permet pas de propulser correctement le corps en avant, nous pouvons nous interroger concernant son impact sur la consommation en oxygène chez les personnes amputées TF. Il n'existe aucune étude dans la littérature ayant quantifié de manière simultanée le travail mécanique et la consommation métabolique de personnes amputées TF. Nous avons donc proposé une seconde étude dont l'objectif était d'étudier l'effet de la présence ou de l'absence totale de propulsion au pied prothétique sur la consommation en oxygène lors de la marche avec une amputation TF. Pour cela, un pied ESAR conventionnel a été choisi. Un second pied a été conçu de tel sorte qu'il ait la même masse et le même déroulé du pas (le même ROS) que le pied ESAR choisi. Ainsi, en comparant la marche avec ces deux pieds, nous avons pu isoler l'effet de la restitution d'énergie. Sur l'ensemble des six volontaires non amputés ayant participé à l'étude en utilisant un simulateur d'amputation TF (Duraffourg, 2021), aucun n'a vu sa consommation en oxygène être modifiée entre la présence ou l'absence de propulsion au pied prothétique. Il semble donc que la géométrie du Roll Over Shape (ROS) ait un impact plus important sur la consommation métabolique que le travail de propulsion générée par la cheville, lors de la marche avec une amputation TF.

Ces deux études étaient complémentaires l'une de l'autre. La première a pu étudier la marche à vitesse de confort de personnes amputées TT et amputées TF grâce à une large cohorte, tout en les comparant à une population contrôle de personnes non amputées. La seconde étude visait à caricaturer une diminution de propulsion chez les personnes amputées TF, nous avons donc choisi d'évaluer l'absence totale de propulsion dans une population de personne non amputées portant un simulateur d'amputation TF.

Ainsi, bien que les avancées dans la conception des pieds prothétiques visent à restituer davantage d'énergie, nos recherches suggèrent que cette amélioration ne se traduit pas nécessairement par une réduction de la consommation en oxygène pour les personnes amputées TF. Les efforts pour diminuer la consommation en oxygène des personnes amputées TF ne devraient pas se limiter à l'augmentation de la restitution d'énergie, mais plutôt dans la capacité à initier facilement la flexion du genou prothétique.

Notre prochain et dernier Chapitre se focalisera sur la recherche de conception de composants prothétiques facilitant l'initiation de la flexion du genou prothétique.

## Chapitre 3. Conception et évaluation d'un pied prothétique pour une prothèse genou- cheville

## 3.1. Introduction

### 3.1.1. Problématique

Dans le chapitre précédent, nous avons montré (Sedran et al., 2024), par une étude rétrospective sur 155 participants, une corrélation positive entre la vitesse de marche et le travail de propulsion à la cheville, ainsi qu'entre la vitesse de marche et le travail de propulsion au membre arrière, chez les personnes non amputées (NA) et chez les personnes amputés transtibiaux (TT) côté appareillé. En revanche, chez les personnes amputées TF, seul le travail de propulsion au pied prothétique était positivement corrélé à la vitesse de marche. Le travail de propulsion au membre appareillé restait quant à lui constant, indépendamment de la vitesse de marche. De plus, nous avons mis en évidence que la suppression de travail de propulsion au pied prothétique (sous forme de restitution d'énergie) n'entraînait pas d'augmentation de la consommation d'oxygène durant la marche de 6 sujets non-amputés (NA) portant un simulateur d'amputation TF.

Au Chapitre 1 (Section 1.4.3), nous avons expliqué comment la stratégie d'initiation de la flexion du genou prothétique chez les personnes amputées TF (Radcliffe, 1977) pouvait être contreproductif à la génération de puissance de propulsion au membre appareillé. Pour résumer, les efforts au sol sont dirigés, durant la phase de propulsion, vers un point proche du BCoM, passent à l'avant de l'axe du genou et induisent ainsi un moment d'extension au genou. En l'absence du muscle gastrocnémien pour initier la flexion du genou, les personnes amputées TF appliquent volontairement un effort musculaire pour générer un moment à la hanche résiduelle et ainsi modifier l'orientation des efforts au sol vers l'arrière de l'axe du genou prothétique. Ce contrôle musculaire volontaire permet d'initier la flexion du genou prothétique mais diminue la puissance de propulsion au membre appareillé. Dans ce chapitre, nous proposons d'explorer des solutions technologiques visant à faciliter l'initiation de la flexion du genou sur la prothèse Synsys. Un prototype de pied prothétique répondant à cette fonction est également évalué du point de vue du travail mécanique et de la consommation métabolique d'une personne non amputée équipée d'un simulateur de prothèse.

### 3.1.2. Proposition de solutions visant à faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique

Dans ce chapitre, nous cherchons à faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique chez les personnes amputées TF afin d'augmenter la puissance de propulsion au membre appareillé et de diminuer la consommation d'oxygène lors de la marche. Plusieurs solutions peuvent être envisagées pour initier la flexion du genou :

#### 1) Augmenter l'amplitude de cheville

Augmenter l'amplitude de cheville permet d'augmenter la longueur de pas controlatéral (Figure 66) ainsi que l'angle du tibia par rapport à la verticale et facilite donc le positionnement de l'axe du genou en avant du CoP. Le moment d'extension au genou est directement lié au bras de levier entre l'effort au sol et le centre de l'articulation du genou. La réduction de ce bras de levier permet de limiter la contribution du moment de flexion de la hanche résiduelle. Augmenter l'amplitude de cheville peut se faire soit en ajoutant une articulation de cheville au pied prothétique (Heitzmann et al., 2018), soit en diminuant la raideur du pied prothétique ce qui entraînera, à moment de cheville équivalent, une plus grande amplitude articulaire.

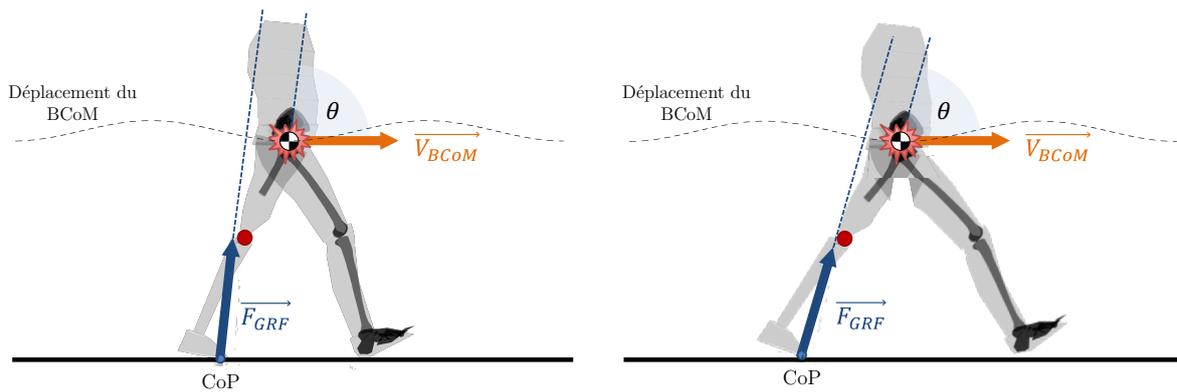


Figure 66 : Stratégie n°1 pour augmenter la puissance ILM en fin de phase d'appui : Augmenter l'amplitude de cheville, permettant une augmentation de la longueur de pas et donc un passage de l'axe du genou plus en avant du CoP.

## 2) Apporter une puissance extérieure

Une autre solution serait d'apporter de la puissance extérieure au genou, afin de le fléchir de manière active. Plusieurs études ont exploré l'efficacité des exosquelettes de genou durant la marche de personnes souffrant de lésions de la moelle épinière et chez les patients hémiparétiques, mais elles se sont principalement concentrées sur l'assistance à la flexion du genou pendant la phase pendulaire en montrant, entre autres, une meilleure symétrie des phases pendulaires (Lora-Millan et al., 2022; Pröbsting et al., 2017). Bulea et al., 2013 ont toutefois montré que les exosquelettes de genou pouvaient effectivement aider à initier la flexion du genou à la fin de la phase d'appui chez des personnes atteintes de lésions de la moelle épinière. D'autre part, les genoux prothétiques actifs, comme le Power Knee<sup>®</sup> d'Össur<sup>®</sup>, ont été conçus pour offrir une assistance pour l'extension et la flexion du genou. Sur sol plat, une assistance est apportée en phase oscillante lors du retour du genou en extension ; en montée d'escalier ou lors d'un relevé de position assise, une assistance est apportée en phase d'appui pour mettre en extension le genou et ainsi se relever. Sur sol plat, le genou prothétique génère une puissance positive pour initier la flexion du genou et accélérer la jambe. Hood and Lenzi, 2018 ont montré que l'ajout de puissance positive au genou motorisé d'un participant TF durant la phase de pré-flexion permettait d'augmenter la symétrie de marche et réduisait l'effort (via la mesure du rythme cardiaque). Ingraham et al., 2016 ont quant à eux montré, chez 3 participants amputés TF, que supprimer l'initiation active de la flexion d'un genou motorisé augmentait la puissance positive à la hanche résiduelle en début de phase oscillante, et augmentait sa puissance négative en fin de phase oscillante. Ces résultats préliminaires sont encourageants quant au rôle d'une aide à l'initiation de la flexion du genou et doivent être complétés par d'autres études avec un plus grand nombre de participants TF. Toutefois ces appareils sont généralement lourds, avec une autonomie relativement faible à cause de la consommation importante d'énergie électrique et dépendent énormément des algorithmes de contrôle utilisés.

## 3) Tirer parti de la synergie entre la cheville et le genou

Cette dernière solution consiste à s'inspirer des muscles bi-articulaires capables de produire des moments simultanément au niveau de deux articulations et ainsi générer une puissance mécanique à deux articulations en même temps. Nous pourrions utiliser ce principe en remplaçant la fonction du muscle gastrocnémien, muscle bi-articulaire entre le genou et la cheville, par un système mécanique ou hydraulique. La production d'un moment à la cheville (son équivalent prothétique) lors de la

marche pourrait alors simultanément générer un moment de flexion au genou prothétique, facilitant l'initiation de la flexion du genou. De plus amples précisions seront apportées dans la section suivante (3.1.3.1).

### 3.1.3. Prothèse Synsys de Proteor®

Comme nous l'avons vu au Chapitre 1 (Section 1.1.3), la prothèse Synsys de Proteor® est un dispositif unique rassemblant à la fois un pied en fibre de carbone, une cheville et un genou à microcontrôleur. La cheville et le genou sont reliés l'un à l'autre par un système hydraulique permettant, en phase d'appui, une triple flexion hanche-genou-cheville au membre appareillé. Cette prothèse Synsys intègre déjà la solution n°3 présentée précédemment. Par la suite, nous verrons comment ce système innovant peut permettre de faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique.

#### 3.1.3.1. Initiation de la flexion du genou avec le Synsys

Dans cette section, nous allons discuter de la manière dont le système hydraulique du Synsys, reliant la cheville au genou, peut faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique par rapport à un genou à microcontrôleur conventionnel (MPK : *MicroProcessor Knee*). Nous nous plaçons durant la phase de propulsion uniquement.

Soit un système isolé *cuisse* en équilibre soumis à 3 forces  $\vec{F}_{bassin \rightarrow cuisse}$ ,  $\vec{F}_{jambe \rightarrow cuisse}$  et  $\vec{F}_{pesanteur \rightarrow cuisse}$  tel que :

$$cuisse = \{emboiture + membre résiduel + platine de genou prothétique\}$$

On fait l'hypothèse d'une liaison pivot parfaite au niveau du genou prothétique. L'action des muscles sur la hanche est modélisée par un effort  $\vec{F}_H$  et un moment exprimé en  $H$ , noté  $\vec{M}_H$ . La Figure 67 illustre les efforts mis en jeu durant l'initiation de la flexion du genou avec un MPK conventionnel et avec le Synsys. Les termes utilisés sont présentés par la suite.

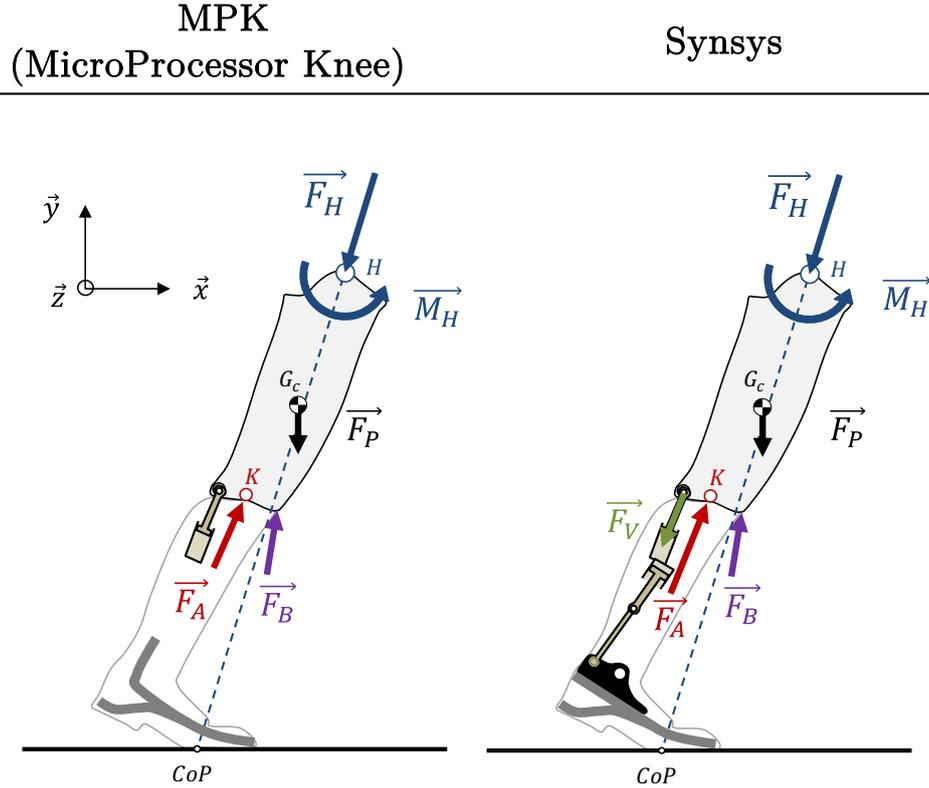


Figure 67 : Représentation des efforts appliqués à la cuisse lors du port d'un MPK (à gauche) ou d'un Synsys (à droite), durant la phase de propulsion.

On isole la *cuisse* et on réalise le bilan des actions mécaniques extérieures appliquées sur ce solide isolé.

#### Actions du bassin sur la cuisse

On a  $\{\tau_{bassin \rightarrow cuisse}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_H \\ \vec{M}_H + \overline{KH} \wedge \vec{F}_H \end{array} \right\}$ . L'effort  $\vec{F}_H$  est transmis du bassin vers la cuisse par la hanche. Le moment  $\vec{M}_H$  est un moment de flexion généré volontairement par le patient à sa hanche résiduelle. Comme nous l'avons vu dans la Section 1.4.3.2 et illustré Figure 36, le contrôle volontaire du moment à la hanche ( $\vec{M}_H$ ) permet de faire varier le moment induit au genou (en  $K$ ), ici  $\vec{M}_H + \overline{KH} \wedge \vec{F}_H$ .

#### Actions de la jambe sur la cuisse

Le torseur  $\{\tau_{jambe \rightarrow cuisse}\}$  peut être décomposé en 3 torseurs tels que :

$$\{\tau_{jambe \rightarrow cuisse}\} = \{\tau_{vérin \rightarrow cuisse}\} + \{\tau_{axe \rightarrow cuisse}\} + \{\tau_{butée \rightarrow cuisse}\} \quad Eq. 45$$

Avec :

- $\{\tau_{vérin \rightarrow cuisse}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_V \\ \overline{KV} \wedge \vec{F}_V \end{array} \right\}$ . L'effort  $\vec{F}_V$  est transmis de la jambe vers la cuisse par le vérin hydraulique de la prothèse. Sur les MPK (*MicroProcessor Knee*), la vanne contrôlant la résistance à la flexion est ouverte en fin d'appui. L'effort appliqué par le vérin est uniquement dû au frottements (sec et fluide). On suppose cet effort négligeable devant les autres forces en présence  $\vec{F}_V = \vec{0}$ . Pour le Synsys, la synergie entre le genou et la cheville permet à une partie de l'effort

appliqué sur le pied d'être transmis au piston du genou (voir Figure 67). L'effort appliqué par le vérin  $\vec{F}_V$  induit un moment de flexion au genou ( $K$ ) :  $\vec{M}_{K, \text{vérin} \rightarrow \text{cuisse}} \cdot \vec{z} = (\overrightarrow{KV} \wedge \vec{F}_V) \cdot \vec{z} > 0$ .

- $\{\tau_{\text{axe} \rightarrow \text{cuisse}}\} = \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_A \\ \vec{0} \end{matrix} \right\}_K$ . L'effort  $\vec{F}_A$  est transmis au niveau de l'axe de rotation du genou prothétique. On néglige les frottements de liaisons (hypothèse de liaison parfaite) donc  $\vec{M}_{K, \text{axe} \rightarrow \text{cuisse}} = \vec{0}$ .
- $\{\tau_{\text{butée} \rightarrow \text{cuisse}}\} = \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_B \\ \overrightarrow{KB} \wedge \vec{F}_B \end{matrix} \right\}_K$ . L'effort  $\vec{F}_B$  est transmis par la butée d'extension à l'avant du genou. Dès que le genou fléchi, la jambe et la cuisse ne sont plus en contact au niveau de la butée donc  $\vec{F}_B = \vec{0}$  et  $\overrightarrow{KB} \wedge \vec{F}_B = \vec{0}$ . Le moment  $\vec{M}_{K, \text{butée} \rightarrow \text{cuisse}} \cdot \vec{z} = (\overrightarrow{KB} \wedge \vec{F}_B) \cdot \vec{z} \geq 0$  ne peut être qu'un moment d'extension, ou un moment nul.

### Actions de pesanteur sur la cuisse

On a  $\{\tau_{\text{pesanteur} \rightarrow \text{cuisse}}\} = \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_P \\ \overrightarrow{KG_c} \wedge \vec{F}_P \end{matrix} \right\}_K = \left\{ \begin{matrix} -m_c \vec{g} \\ \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) \end{matrix} \right\}_K$ . Avec  $G_c$  le centre de masse du système *cuisse*,  $m_c$  sa masse et  $\vec{g}$  la pesanteur.

On applique le Principe Fondamental de la Dynamique (PFD) au solide isolé :

$$\{\tau_{\text{cuisse} \rightarrow \text{cuisse}}\} = \{\tau_{\text{bassin} \rightarrow \text{cuisse}}\} + \{\tau_{\text{jambe} \rightarrow \text{cuisse}}\} + \{\tau_{\text{pesanteur} \rightarrow \text{cuisse}}\} = \{A_{\text{cuisse}}\} \quad \text{Eq. 46}$$

Avec  $\{\tau_{\text{bassin} \rightarrow \text{cuisse}}\}$  et  $\{\tau_{\text{jambe} \rightarrow \text{cuisse}}\}$  les torseurs des actions mécaniques décrivant l'action mécanique du bassin sur la cuisse et de la jambe (correspondant à une partie de la prothèse) sur la cuisse, respectivement. Tous les torseurs seront exprimés au point  $K$ , le centre du genou prothétique. Le torseur  $\{\tau_{\text{pesanteur} \rightarrow \text{cuisse}}\}$  est le torseur de l'action mécanique de pesanteur sur la cuisse. Enfin  $\{A_{\text{cuisse}}\}$  est le torseur dynamique composé de la résultante et du moment dynamique.

### Torseur dynamique de la cuisse

Le torseur dynamique  $\{A_{\text{cuisse}}\}$  peut s'écrire en  $K$  tel que :

$$\{A_{\text{cuisse}}\} = \left\{ \begin{matrix} m_c \overrightarrow{\Gamma_{G_c}} \\ \vec{\delta}_{K,(\text{cuisse}/R)} \end{matrix} \right\}_K = \left\{ \begin{matrix} m_c \overrightarrow{\Gamma_{G_c}} \\ I_{G_c} \vec{\theta}_c + \overrightarrow{KG_c} \wedge m_c \overrightarrow{\Gamma_{G_c}} \end{matrix} \right\}_K \quad \text{Eq. 47}$$

Avec  $\overrightarrow{\Gamma_{G_c}}$  l'accélération linéaire du système *cuisse*,  $\vec{\delta}_{K,(\text{cuisse}/R)}$  le moment dynamique de la *cuisse* au point  $K$ ,  $I_{G_c}$  son moment d'inertie en  $G_c$  et  $\vec{\theta}_c$  son accélération angulaire.

L'Eq. 46 devient :

$$\begin{aligned} \{\tau_{\text{cuisse} \rightarrow \text{cuisse}}\} &= \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_H \\ \overrightarrow{MH} + \overrightarrow{KH} \wedge \vec{F}_H \end{matrix} \right\}_K + \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_V \\ \overrightarrow{KV} \wedge \vec{F}_V \end{matrix} \right\}_K + \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_A \\ \vec{0} \end{matrix} \right\}_K + \left\{ \begin{matrix} \vec{F}_B \\ \overrightarrow{KB} \wedge \vec{F}_B \end{matrix} \right\}_K + \left\{ \begin{matrix} -m_c \vec{g} \\ \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) \end{matrix} \right\}_K \\ &= \left\{ \begin{matrix} m_c \overrightarrow{\Gamma_{G_c}} \\ I_{G_c} \vec{\theta}_c + \overrightarrow{KG_c} \wedge m_c \overrightarrow{\Gamma_{G_c}} \end{matrix} \right\}_K \end{aligned} \quad \text{Eq. 48}$$

Notons  $\overrightarrow{M_{HMPK}}$  le moment à la hanche lors de l'utilisation d'un MPK conventionnel et  $\overrightarrow{M_{HSynsys}}$  le moment à la hanche lors de l'utilisation du Synsys.

Puisqu'aucun moment n'est induit par l'action du vérin sur la cuisse lors de l'utilisation d'un MPK, alors  $\overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV} = \vec{0}$ , et on a :

$$\overrightarrow{M_{HMPK}} + \overrightarrow{KH} \wedge \overrightarrow{FH} + \vec{0} + \vec{0} + \overrightarrow{KB} \wedge \overrightarrow{FB} + \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) = \delta_{K,(cuisse/R)}^{\vec{z}} \quad Eq. 49$$

$$\Leftrightarrow \overrightarrow{M_{HMPK}} = \delta_{K,(cuisse/R)}^{\vec{z}} - \overrightarrow{KH} \wedge \overrightarrow{FH} - \overrightarrow{KB} \wedge \overrightarrow{FB} - \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) \quad Eq. 50$$

Pour le Synsys, on a :

$$\overrightarrow{M_{HSynsys}} + \overrightarrow{KH} \wedge \overrightarrow{FH} + \overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV} + \vec{0} + \overrightarrow{KB} \wedge \overrightarrow{FB} + \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) = \delta_{K,(cuisse/R)}^{\vec{z}} \quad Eq. 51$$

$$\Leftrightarrow \overrightarrow{M_{HSynsys}} = \delta_{K,(cuisse/R)}^{\vec{z}} - \overrightarrow{KH} \wedge \overrightarrow{FH} - \overrightarrow{KB} \wedge \overrightarrow{FB} - \overrightarrow{KG_c} \wedge (-m_c \vec{g}) - \overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV} \quad Eq. 52$$

A partir de l'Eq. 50 et Eq. 52, on peut identifier :

$$\overrightarrow{M_{HSynsys}} = \overrightarrow{M_{HMPK}} - \overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV} \quad Eq. 53$$

Or  $\overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV}$  est un moment de flexion donc  $\overrightarrow{KV} \wedge \overrightarrow{FV} \cdot \vec{z} > \mathbf{0}$  et on a alors :

$$\overrightarrow{M_{HSynsys}} \cdot \vec{z} < \overrightarrow{M_{HMPK}} \cdot \vec{z} \quad Eq. 54$$

### Synthèse :

L'initiation de la flexion au genou nécessite un moment au centre du genou ( $K$ ) positif.

Le système hydraulique du Synsys liant la cheville au genou permet d'exercer un effort de traction sur le vérin lors de genou lors de l'appui sur l'avant pied. Cet effort entraine un moment de flexion au genou qui devrait permettre de diminuer le moment de flexion à la hanche nécessaire à l'initiation de la phase oscillante. Cette diminution de moment de flexion à la hanche devrait permettre d'augmenter la puissance de propulsion du membre appareillé.

### 3.1.3.2. Limites du pied Synsys

La prothèse Synsys, de par sa conception, est l'une des combinaisons pied-genou prothétiques les plus hautes, avec une distance minimale entre l'axe du genou et le sol de 43 cm. Afin de limiter la hauteur de la prothèse, il a été décidé initialement de concevoir un pied prothétique très peu encombrant (Figure 68), faisant partie des ESAR de type « *low profile* ». Ceci implique une faible hauteur de pied, donc une faible surface déformable pouvant emmagasiner et restituer de l'énergie. Le pied actuel du Synsys restitue 12,88 J. A titre de comparaison, le pied Dynatrek de Proteor® (Figure 68), un pied ESAR conventionnel de type « *high profile* » (avec une grande surface de déformation), restitue 20,97 J, soit 63% d'énergie en plus. La différence de taille peut cependant être compensée par un design singulier ou par un changement de matériau. Le pied Rover de Proteor® est un ESAR « *low profile* » en fibre de verre et restitue 17,78 J, soit 38% d'énergie en plus. Nous reparlerons des essais de restitution d'énergie dans la Section 3.2.2.1.



Synsys



Rover



Dynatrek

Figure 68 : Illustration de trois pieds prothétiques de Proteor®

### 3.1.4. Objectifs

Dans cette Introduction, nous avons démontré comment le système synergique genou-cheville de la prothèse Synsys de Proteor® facilitait l'initiation de la flexion du genou. Toutefois, la faible énergie restituée au pied prothétique ne permet pas une utilisation optimale de la synergie cheville-pied.

L'objectif de ce Chapitre 3 est de concevoir un nouveau pied prothétique pour la prothèse Synsys qui devra emmagasiner et restituer plus d'énergie de déformation que le pied prothétique actuel et permettre une utilisation plus optimale de son système synergique pour d'une part aider à l'initiation de la flexion de genou prothétique, et d'autre part augmenter le travail de propulsion au membre appareillé, dans l'optique de réduire la consommation en oxygène des personnes amputées TF. Il devra de plus offrir une amplitude de mouvement adéquate à un passage du pas fluide et confortable, et devra tenir compte de la nécessiter d'un faible encombrement compatible avec les contraintes du Synsys.

Traditionnellement, les pieds prothétiques sont fabriqués par stratification de fibres de carbone, une méthode coûteuse et lente, mal adaptée à la production de prototypes. La disponibilité d'imprimantes 3D par dépôt de fil fondu (DFF) qui permettent une production rapide (~7h par prototype de pied), économique (~20€ par prototype de pied), et adaptable, sans nécessité de moules onéreux, a orienté notre choix vers cette méthode pour le développement de nos prototypes de pied. Ce choix s'intègre dans un processus de conception itératif visant à allier efficacité et économie, avec l'objectif de valider le prototype avant une production traditionnelle en fibre de carbone. Cette approche est soutenue par plusieurs études qui ont déjà démontré les avantages de la fabrication additive (FA) pour des prothèses à coût réduit (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Rochlitz and Pammer, 2017; Yap and Renda, 2015) personnalisées à l'utilisateur (Ferreira, 2019) et à l'activité (Louessard, 2023).

Nous présenterons par la suite un état de l'art des méthodes de conception et d'évaluation mécanique des pieds prothétiques de type ESAR. Dans un second temps, nous décrirons le fonctionnement du nouveau prototype de pied ainsi que son évaluation concernant sa sécurité et ses performances mécaniques. Enfin, nous discuterons de son apport énergétique et métabolique durant la marche d'un participant non-amputé, équipé d'un simulateur d'amputation TF.

## 3.2. Etat de l'art : Conception et évaluation mécanique d'un prototype de pied prothétique

Dans cette section, nous aborderons les notions nécessaires à la conception et l'évaluation d'un prototype de pied prothétique utilisé pour la prothèse Synsys. Nous examinerons dans un premier temps la conception des pieds ESAR traditionnels avec un focus particulier sur le ProFlex Pivot, un pied prothétique d'Össur<sup>®</sup> reconnu pour augmenter l'amplitude de la cheville et la puissance restituée durant la phase de propulsion. Dans un second temps nous présenterons les méthodes d'évaluation des pieds prothétiques à partir des normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675, évaluant la sécurité et les performances des pieds prothétiques et nous verrons comment cela peut être appliqué dans le cas de pieds fabriqués par DFF.

### 3.2.1. Conception des pieds prothétiques

#### 3.2.1.1. Conception de pieds prothétiques traditionnels

Traditionnellement, un pied ESAR est composé d'une lame principale en fibre de carbone stratifié et d'une seconde lame inférieure, elle aussi en carbone, servant de talon. Le pied ESAR se déforme sous le poids de l'utilisateur durant la phase de plantiflexion dès l'attaque du talon et continue à se déformer durant la phase de dorsiflexion là où le pied emmagasine le plus d'énergie. Cette énergie de déformation est ensuite restituée lors du déchargement du membre appareillée jusqu'au décollage de la prothèse du sol : c'est l'énergie de propulsion du complexe cheville-pied, contribuant à l'accélération du centre de masse et à la pré-flexion du genou. Une illustration du mécanisme de stockage et de restitution de l'énergie par le pied ESAR est disponible Figure 69 :

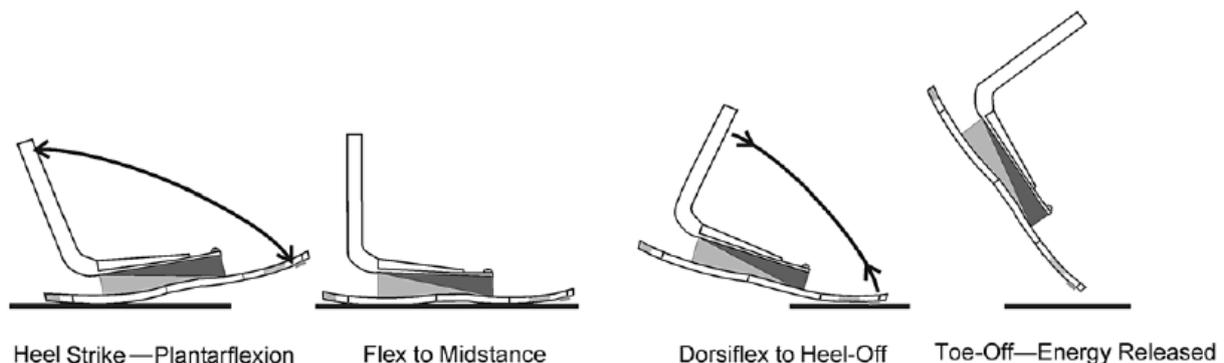


Figure 69 : Schéma du mécanisme de stockage et de restitution d'énergie avec un pied ESAR (Mitchell et al., 2013).

Différentes géométries de pied existent. Les plus couramment utilisées sont les géométries dites en J et celles en C (n°1 et 2 dans la Figure 70). La forme en J permet d'augmenter la longueur déformable en augmentant la hauteur, c'est typiquement ce qui est utilisé pour les lames de course, alors que la forme en C permet d'augmenter la longueur grâce à une courbure, en gardant une hauteur relativement basse. Puisque nous sommes restreints concernant la hauteur du prototype, le choix se portera sur une géométrie en C (n°2). D'autres spécificités peuvent être utilisées comme la séparation en deux de la lame principale afin d'avoir une mobilité de pronation/supination plus importante permettant de mieux s'adapter au terrain. Enfin, des coussins en polymères peuvent être ajoutés afin d'amortir les chocs.

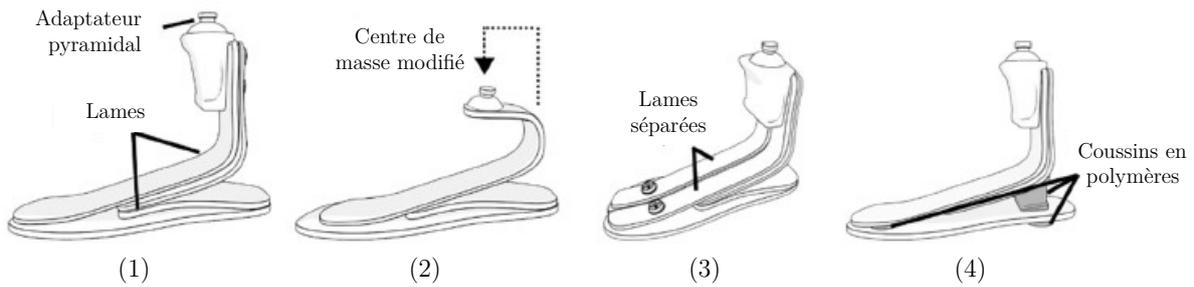


Figure 70 : Exemple de pied prothétique en J (à gauche) et en C (à droite) (adapté de Zagoya-López et al., 2021).

Enfin, le changement de matériau peut aussi permettre de changer les propriétés du pied prothétique. Kaufman and Bernhardt, 2021 ont par exemple observé chez 10 personnes amputées TT une augmentation de l'amplitude à la cheville et une augmentation du pic de puissance à la cheville avec un pied en fibre en verre (Rush HiPro, Proteor<sup>®</sup> USA) par rapport aux pieds en carbone des participants.

### 3.2.1.2. Analyse du Pro-Flex Pivot d'Össur<sup>®</sup> et de son impact sur la marche des personnes amputées

D'autres conceptions plus complexes ont aussi été proposées. La conception singulière du pied prothétique Pro-Flex Pivot d'Össur<sup>®</sup> a par exemple été l'objet de diverses recherches visant à évaluer son impact sur l'amélioration de la marche chez les personnes amputées transtibiales. Dans cette partie, nous décrirons les choix de conception du Pro-Flex Pivot et nous examinerons comment cette conception innovante influence la biomécanique de la marche, en nous appuyant sur les conclusions de la littérature.

#### Choix de conception

Un pied ESAR a généralement une lame principale et une lame inférieure qui sert de talon. Lors d'un appui à l'avant du pied, l'ESAR se comporte traditionnellement comme une poutre encastrée à son extrémité opposée. Le Pro-Flex Pivot quant à lui intègre un axe de rotation, pouvant s'assimiler à l'axe de cheville, fixé à l'adaptateur pyramidal considéré ici comme le bâti (Figure 71). Il a une structure en fibre de carbone avec trois lames en série, ainsi qu'une construction articulée reliant l'arrière de la lame intermédiaire à l'adaptateur pyramidal et au pivot.



Figure 71 : Différence de conception entre ESAR. A gauche, un ESAR traditionnel (Vari-Flex d'Össur®) avec une géométrie en J. A droite, le Pro-Flex Pivot d'Össur® avec son système de liaison sur la partie supérieure du pied conçu pour charger de manière non linéaire les sections du talon et de l'avant-pied (adapté de Childers and Takahashi, 2018 et Tryggvason et al., 2017).

Le système à trois lames du Pro-Flex Foot couplé à l'articulation est conçu pour faire pivoter le tibia plus rapidement par rapport au pied prothétique et augmente progressivement la rigidité à la fin de la phase d'appui. En conséquence, la section de l'avant-pied est chargée plus rapidement en début de phase d'appui et permet une plus grande dorsiflexion du pied prothétique en fin de phase d'appui (Childers and Takahashi, 2018). Une plus grande dorsiflexion permet de stocker plus d'énergie, ce qui augmente l'énergie restituée durant la propulsion.

Dans leur article, Lecomte et al., 2020 ont montré que le Pro-Flex Pivot possède un centre articulaire fonctionnel, c'est-à-dire un centre de rotation du pied prothétique, plus proximal et postérieur que les ESAR traditionnels (Pro-Flex XC et le Vari-Flex XC dans leur étude), se rapprochant davantage du centre articulaire anatomique d'une personne non amputé sur terrain plat. Ceci peut s'expliquer par la conception qui intègre une articulation de pivot, laquelle contraint les éléments à ressort (les lames de carbone) à suivre un modèle de mouvement défini. A longueur de pied équivalente, un centre de rotation plus postérieur signifie que la distance entre le centre de rotation et l'extrémité avant du pied augmente. Donc pour un angle de cheville donné, le déplacement vertical en bout de pied sera supérieur, ce qui induit plus de déformation et donc plus d'énergie emmagasinée.

#### **Impact de la conception sur la marche**

Selon l'étude de Heitzmann et al., 2018 portant sur 11 personnes amputées TT et 11 NA, le Pro-Flex Pivot montre une amplitude de mouvement de cheville prothétique presque deux fois plus importante (respectivement 27,7° et 15,2°) qu'avec un ESAR traditionnel (Vari-Flex), se rapprochant davantage de l'amplitude physiologique de la cheville (31,6°). Ce qui est important à noter c'est que cette augmentation d'amplitude de cheville ne réduit pas le moment articulaire maximal de la cheville prothétique. Ainsi, le Pro-Flex Pivot a démontré une puissance du complexe pied-cheville environ deux fois plus élevée que l'ESAR traditionnel (2,89 W/kg vs. 1,48 W/kg respectivement). Dans leur revue systématique concernant la puissance de propulsion délivrée par les pieds prothétiques lors de la marche des personnes amputées TT, Müller et al., 2019 trouvent des résultats identiques et observent même une puissance de propulsion maximale similaire à celle des prothèses pied-cheville motorisées. De plus, à l'inverse des pieds ESAR dont la progression du déroulé du pas ralentit généralement à mi-chemin, l'augmentation progressive de la rigidité du Pro-Flex Pivot permet aux utilisateurs de progresser de manière continue et d'utiliser leur élan pour générer une puissance de propulsion qui supporte le poids de l'utilisateur plus efficacement, réduisant ainsi de -19% le moment d'adduction externe du genou et de -13% les forces de réaction du sol verticales sur le côté controlatéral, en comparaison avec l'ESAR traditionnel (Heitzmann et al., 2018). Des résultats similaires concernant le déchargement du genou controlatéral lors de l'utilisation du Pro-Flex Pivot ont été observés chez 20 TT par rapport à la marche avec des prothèses SACH et ESAR conventionnels (Runciman et al., 2022).

Dans une étude sortie la même année, Childers and Takahashi, 2018 ont eux aussi observé, chez 5 TT, une plus grande amplitude de mouvement et d'énergie restituée par le Pro-Flex Pivot par rapport à un ESAR traditionnel (Vari-Flex ici aussi). Ils relèvent que l'augmentation de l'énergie restituée était corrélée à une hausse d'énergie générée par le membre appareillé lors de la propulsion, elle-même associée à une diminution de l'énergie du BCoM dissipée lors de la collision du membre controlatéral. Ces observations indiquent que le Pro-Flex Pivot est capable de restituer plus d'énergie

qu'un pied ESAR traditionnel et que cette énergie supplémentaire peut être utilisée pour augmenter la propulsion de l'ensemble du corps.

Enfin, notons qu'à notre connaissance, aucune étude concernant l'apport du Pro-Flex Pivot sur la marche des personnes amputées TF n'a été réalisée. Seul Imran et al., travaillent sur la conception d'une prothèse genou-cheville reprenant le design du Pro-Flex Pivot monté sous un genou mécanique polycentrique (3R36 d'Ottobock®) mais ces auteurs n'ont réalisé que des simulations de marche (Imran et al., 2023b, 2023a). Le mouvement simulé du membre appareillé semble imiter correctement les angles de cheville, de genou et de hanche des personnes non-amputées au cours du cycle de marche. De futures études doivent être menées afin de tester expérimentalement le Pro-Flex Pivot chez les personnes amputées TF.

#### **Synthèse :**

L'énergie emmagasinée par le pied au cours de la phase d'appui dépend de multiples facteurs, comme la forme des lames, leur épaisseur, leur taille et/ou leur nombre. La principale manière d'augmenter l'énergie emmagasinée dans le pied prothétique est d'augmenter la surface déformable du pied.

. Avec une conception adaptée, il est possible de modifier la répartition des efforts et de faire varier la raideur du pied au cours du déroulé du pas, comme c'est le cas du Pro-Flex Pivot d'Össur® dont la structure, composé de 3 lames carbonées en série couplées à un système articulée, permet une augmentation de l'énergie restituée durant la phase de propulsion.

### **3.2.2. Méthodes d'évaluation des pieds prothétiques**

Nous allons à présent étudier les méthodes d'évaluation des pieds prothétiques. Deux évaluations doivent être distinguées : l'évaluation de la sécurité du pied prothétique, c'est-à-dire s'assurer qu'il ne mette pas en danger l'utilisateur, et l'évaluation de la performance du pied prothétique, qui permet de classer les pieds et de déterminer à quel type de patients il sera le plus utile.

Nous examinerons les règles prescrites par les normes européennes et leur application lors de la conception de pieds prothétiques réalisés par FA. Les études portant spécifiquement sur les pieds prothétiques réalisés par FA sont peu courantes. Un aperçu détaillé est fourni dans le manuscrit de thèse d'Aude Louessard (Louessard, 2023) dont nous résumerons les parties qui nous intéressent. Notre attention se porte exclusivement sur les pieds prothétiques fabriqués par DFF en utilisant des polymères thermoplastiques comme l'ABS, le Nylon, le PLA ou le PLA Tough, excluant les techniques de renfort par fibres longues. Le Tableau 25 dans l'Annexe 3.A, offre un récapitulatif méthodique de la conception de pieds prothétiques réalisés par FA à DFF utilisant des polymères thermoplastiques.

#### ***3.2.2.1. Essais mécaniques d'évaluation de la sécurité des pieds prothétiques***

##### **Normes**

La réglementation européenne stipule l'obligation d'évaluer la sûreté des dispositifs médicaux (DM), incluant les prothèses de membres inférieurs et les orthèses externes, en conformité avec la norme EN ISO 22523:2006. Bien que cette norme présente un cadre général, elle renvoie à d'autres normes plus spécifiques pour une application détaillée.

En ce qui concerne spécifiquement les prothèses et orthèses des membres inférieurs, les normes EN ISO 10328:2006 (qu'on appellera EN ISO 10328) et EN ISO 22675:2016 (qu'on appellera EN ISO 22675) régissent les protocoles des essais mécaniques à effectuer. Ces protocoles, élaborés en accord avec ces normes, sont fondés sur des essais de résistance, à la fois statiques et cycliques :

- Les **essais statiques** ont pour objectif d'évaluer la résistance des dispositifs sous des contraintes importantes, potentiellement survenues lors d'activités diverses.
- Les **essais cycliques** simulent les contraintes récurrentes expérimentées une multitude de fois lors de la marche.

Les deux normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675 se différencient dans la manière d'appliquer les efforts :

- **La norme EN ISO 10328** : la plus ancienne, demande d'appliquer une force donnée dans une position précise : ceci simule donc non pas l'ensemble du cycle de marche mais un seul instant du cycle, considéré comme le plus critique. Deux essais sont réalisés afin de représenter la position approximative du pied durant deux instants du cycle de marche, à savoir à l'appui talon, où le pied est incliné de  $+15^\circ$ , et à l'appui de l'avant pied, où le pied est incliné à  $-20^\circ$  (Figure 72).
- **La norme EN ISO 22675** : plus récente, définit quant à elle un protocole d'essai de fatigue qui simule de manière plus réaliste les forces agissant sur le pied pendant la marche en appliquant un effort tout le long du déroulé du pas, et ce de manière continue. Les conditions de charge sont caractérisées par des profils normalisés définissant la charge et le mouvement de déroulé du pas simulé.

Néanmoins, en raison de la complexité d'application de la norme EN ISO 22675 et de la spécificité de la machine à utiliser, la norme EN ISO 10328 demeure prépondérante dans l'usage courant en entreprise. En particulier, nous n'utiliserons que la norme EN ISO 10328 dans le cas de cette thèse.

Dans la suite de ce document, trois types de résistances mécaniques seront utilisés et définis tels que :

- **Résistance à la charge** : contrainte statique ponctuelle pouvant être supportée par la prothèse sans compromettre son fonctionnement normal.
- **Résistance à la rupture** : contrainte statique ponctuelle pouvant être supportée par la prothèse mais qui la rend inutilisable.
- **Résistance à la fatigue** : contrainte cyclique pouvant être supportée par la prothèse pendant un nombre de cycles déterminé.

#### **Essai statique : résistance à la charge et à la rupture**

Les pieds prothétiques sont fixés par la partie supérieure et, lors de deux évaluations distinctes, des glissières appuient sur la zone de l'avant-pied et celle du talon. Les glissières sont disposées selon des angles  $\alpha = 15^\circ$  et  $\beta = 20^\circ$ , qui correspondent respectivement aux angles de contact du talon et de l'avant-pied (Figure 72). Les forces exercées sur le talon et l'avant-pied sont désignées respectivement par  $F1$  et  $F2$ .

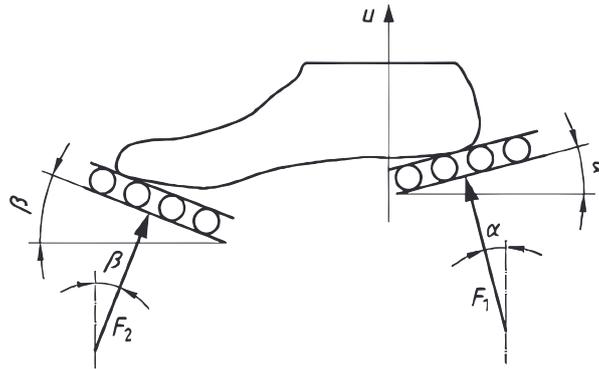


Figure 72 : Configuration initiale des méthodes d'essais dans le cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de la norme EN ISO 10328, 2006).

L'intensité des contraintes testées varie en fonction du poids de l'utilisateur. Dans notre cas nous concevons un prototype pour une personnes de 80 kg, ce qui est référencé comme une contrainte « P4 » dans la norme (Tableau 26 en Annexe 3.B). Dans ce cas de contrainte, la norme EN ISO 10328 impose une résistance à la charge de 2065 N et une résistance à la rupture de 4130 N, au talon ( $F_1$ ) et à l'avant-pied ( $F_2$ ) (Tableau 27 en Annexe 3.B).

A notre connaissance, aucun auteur n'a validé les exigences de la norme que ce soit en termes de résistance à la charge ou de résistance à la rupture avec un pied fabriqué en DFF. Les niveaux de charge testés à l'avant pied ont été de 658 N (Olesnavage et al., 2018), 1000 N (Rochlitz et al., 2018; Rochlitz and Pammer, 2017), 1300 N (Louessard, 2023) et 1600 N (Tao et al., 2017). Certains auteurs ont choisi d'appliquer la charge de manière incrémentale (Figure 73) en prévision d'une rupture ou d'une déformation plastique (Louessard, 2023; Rochlitz et al., 2018; Rochlitz and Pammer, 2017). Cela permet d'identifier une plage d'efforts pour laquelle une déformation plastique intervient.

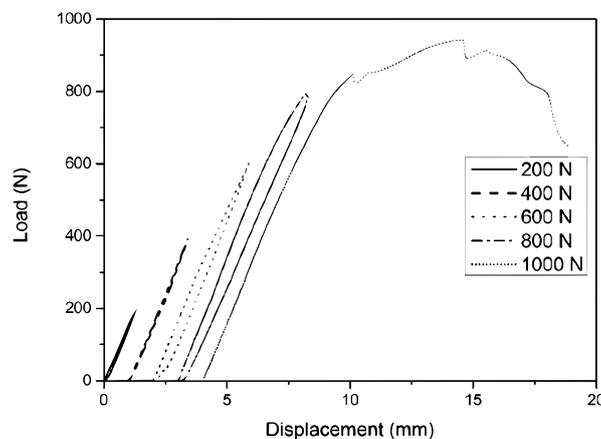


Figure 73 : Courbes force-déplacement de l'essai de résistance à la charge. La charge a été appliquée de manière incrémentale en prévision d'une rupture ou d'une déformation plastique. Adapté de Rochlitz and Pammer, 2017.

### Essai cyclique : résistance à la fatigue

Dans le cadre de la norme EN ISO 10328, les conditions préalables à l'essai cyclique sont similaires à celles de l'essai statique. L'application des forces sur l'avant-pied et le talon se réalise séquentiellement, en suivant une fréquence spécifique afin de simuler au mieux celle de la marche humaine. Le degré de chargement est également tributaire du niveau de contrainte spécifié pour l'essai (P4 dans notre cas). Les évaluations de la résistance à la fatigue se caractérisent par des cycles de

chargement et de déchargement compris entre 50 N et 1230 N (pour le cas P4, voir Tableau 28 en Annexe 3.B), alternés sur le talon et l'avant-pied. Le nombre de cycles nécessaires pour confirmer la résistance à la fatigue du dispositif est de  $2 \times 10^6$ , indépendamment du niveau de contrainte de l'essai. Ceci correspond à 500 000 cycles par année d'utilisation.

Pour être reconnu conforme, le pied à restitution d'énergie doit satisfaire à l'essai de fatigue. Toute rupture (totale ou partielle) d'un des composants du dispositif testé entraînent une non-conformité.

Toutefois, cet essai cyclique de la norme ISO EN 10328 ne permet pas de reproduire l'entièreté du déroulé du pas et pourrait ne pas représenter la fatigue du pied prothétique lors de la marche. C'est pourquoi la norme EN ISO 22675 a été conçue, mais elle nécessite une machine spécifique. Louessard, 2023 a testé en fatigue un prototype de pied en PLA Tough pour surfeur sur un simulateur de marche à charge alternée, développé par Proteor® (Duraffourg, 2021). Ce système est composé d'un tapis de marche et d'actionneurs pilotés pour appliquer les efforts verticaux en dos de chameau typiquement observables lors de la marche d'un sujet amputé sur sol plat. Un ressort permet de ramener le fémur artificiel vers l'avant pendant la phase oscillante, entraînant la flexion du genou prothétique. Un schéma illustrant le fonctionnement de ce banc d'essai est visible Figure 74 :

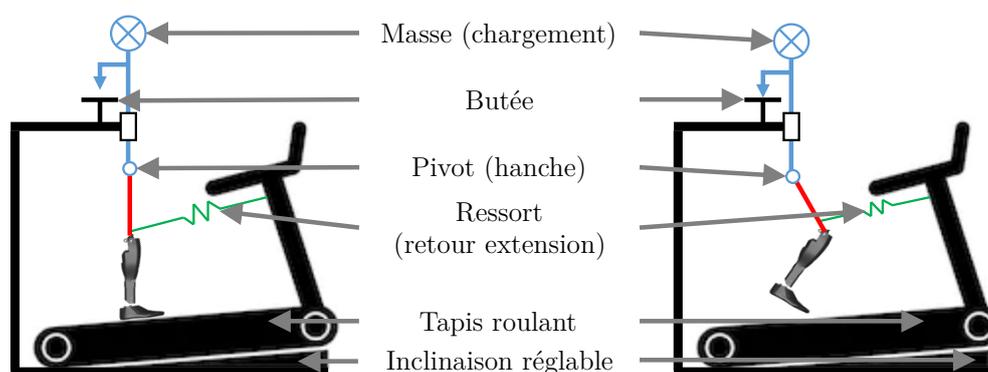


Figure 74 : Principe de fonctionnement du simulateur de marche à charge alternée de Proteor®, initialement pensé par Duraffourg, 2021. Utilisation pour essai de fatigue.

Après 3h (~7500 cycles) de test, un test statique sous 1230 N à l'avant pied, avant et après le test de fatigue, a été réalisé. Seulement 0,5mm de déformation résiduelle sur une flèche totale de 28mm a été observé. Ce test permet d'assurer la sécurité d'un utilisateur pour une utilisation d'une demi-journée.

### Essai de restitution d'énergie

Le test de restitution d'énergie réalisé au sein de l'INI/CERAH à la demande de la HAS pour classer les pieds prothétiques, consiste en un essai quasi-statique, conforme à la norme EN ISO 10328. Cet essai mesure le déplacement du plateau en appui avec le pied provoqué par l'application d'une force allant de 50 N à 1300 N, à une vitesse de 250 N/s, au cours d'un cycle de chargement et de déchargement successif du talon ( $F1$ ) et, séparément, de l'avant-pied ( $F2$ ), comme représenté sur la Figure 75. La courbe force-déplacement permet non seulement de quantifier l'énergie emmagasinée et restituée par le pied prothétique, mais également d'évaluer la rigidité de celui-ci.

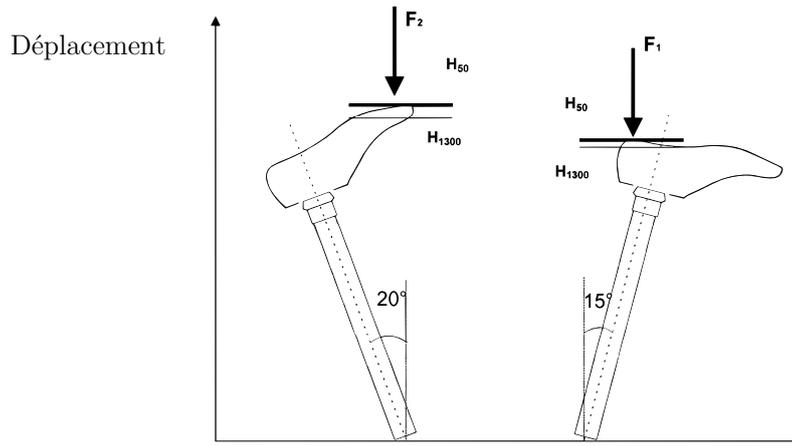


Figure 75 : Banc d'essai de restitution d'énergie des lames avant et arrière des pieds prothétiques : relevé des efforts et de la déformation. Figure provenant d'un avis de la commission de la HAS datant du 28/11/2007 concernant les pieds à restitution d'énergie.

La Figure 77 représente les courbes force déplacement obtenues pour trois pieds prothétiques de Proteor® (taille 27 et de module 3, i.e. de catégorie de poids n°3) : le Synsys, le Rover de Rush et le Dynatrek (Figure 76).



Synsys



Rover



Dynatrek

Figure 76 : Illustration de trois pieds prothétiques de Proteor®

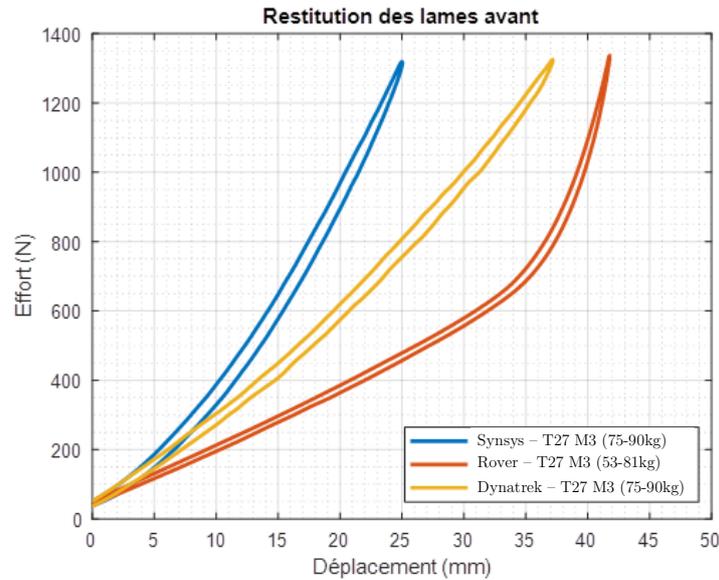


Figure 77 : Essai de restitution d'énergie des lames avant de pieds prothétiques ESAR. Pied Synsys en bleu, pied Rover en orange et pied Dynatrek en jaune.

Le déplacement (en mm) du plateau de chargement, ainsi que les énergies emmagasinées, restituées et l'efficacité (ratio entre l'énergie emmagasinée et celle restituée) obtenue suite à l'application d'un effort de 1300 N sur les pieds sont présentés Tableau 10. Nous pouvons ainsi observer que le pied Synsys est le pied le plus rigide puisqu'il a le plus petit déplacement (24,82 mm) parmi les trois pieds prothétiques. A l'inverse, le Rover est le pied le plus souple avec un déplacement de 41,61mm. Le Dynatrek quant à lui emmagasine et restitue le plus d'énergie (21,96 J et 20,97 J respectivement).

Tableau 10 : Valeurs d'intérêts pour l'essai de restitution des pieds Synsys, Rover et Dynatrek de Proteor®

	Synsys	Rover	Dynatrek
Déplacement [mm]	24,82	41,61	36,63
Energie emmagasinée [J]	14,03	18,60	21,96
Energie restituée [J]	12,88	17,78	20,97
Efficacité [%]	91,82	95,62	95,50

### Evaluation des performances des pieds prothétiques à la marche

Les objectifs de performances des pieds prothétiques à la marche sont variés. Le Tableau 11 répertorie quelques exemples de paramètres d'intérêts que la littérature a pu évaluer lors de la comparaison de plusieurs pieds prothétiques. Ces paramètres dépendent du type de pied et du besoin de l'utilisateur. Un pied pour une personne peu active pourra être évalué en particulier sur le ressenti et la stabilité en statique, et un pied pour une personne très active pourra être évalué en termes d'énergie restituée ou de vitesse de marche atteinte.

Tableau 11 : Exemple de paramètres mécaniques lors d'évaluation de pieds prothétiques dans la littérature.

Exemples de paramètres mécaniques	Exemple d'articles
Travail mécanique au pied prothétique	Heitzmann et al., 2018; Houdijk et al., 2018; Kaufman and Bernhardt, 2021; Pröbsting et al., 2022; Teater et al., 2023
Amplitude de cheville	Heitzmann et al., 2018; Kaufman and Bernhardt, 2021
Roll-Over-Shape	Curtze et al., 2009; Hansen et al., 2000; Louessard, 2023; van Hal et al., 2021
Consommation/coût métabolique	Fey et al., 2012; Graham et al., 2008; Macfarlane et al., 1997; Mengelkoch et al., 2016; Torburn et al., 1995
Symétrie des paramètres spatio-temporel	Houdijk et al., 2018; Lehmann et al., 1993; Patrick et al., 2022; Tacca et al., 2022
Efforts au sol ou au genou controlatéral	Fey et al., 2012; Lehmann et al., 1993; Powers et al., 1994; Pröbsting et al., 2022
Vitesse de marche	Houdijk et al., 2018; Pröbsting et al., 2022
Stabilité à la marche	Houdijk et al., 2018
Stabilité en statique	Louessard, 2023
Courbe moment de cheville – angle de cheville au cours de la marche	Lecomte et al., 2021; Louessard, 2023; Quraishi et al., 2021
Ressenti	Donnelly, 2021; Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Louessard, 2023; Yap and Renda, 2015
Indice de mobilité	Paradisi et al., 2015

Les études développant des prototypes de pieds par FA en DPP ont principalement mesuré le confort ressenti par des utilisateurs lors de la marche, qu'ils soient des amputés transtibiaux unilatéraux (Louessard, 2023), bilatéraux (Ferreira, 2019) ou des individus non amputés utilisant un simulateur de prothèse (Figure 78) (Kamel et al., 2020; Yap and Renda, 2015), produisant des données principalement qualitatives.



Figure 78 : Prototype de pied prothétique avec un simulateur de prothèse. A gauche (Kamel et al., 2020) et à droite (Yap and Renda, 2015).

Pour évaluer son prototype de pied pour surfeur en PLA Tough, Louessard, 2023 a évalué la forme du Roll-Over-Shape (Section 1.5.3.2) ainsi que la courbe moment de cheville – angle de cheville

au cours de la marche. Elle a également réalisé un test de stabilité en statique. L'évaluation de son prototype de pied a été réalisée en comparaison avec 3 pieds Dynatrek de Proteor® de raideurs différentes. La comparaison avec des prothèses existantes est en effet une bonne méthode d'évaluation des performances d'un prototype.

Certains auteurs utilisent aussi des paramètres de performance à la marche pour optimiser leur conception. Olesnavage et al. ont développé un nouveau paramètre appelé « *Lower Leg Trajectory Error* » (LLTE) qui quantifie dans quelle mesure la trajectoire du membre inférieur estimée à partir des données cinétiques (forces de réaction au sol et centre de pression), de la géométrie et de la rigidité du pied prothétique, diffère d'une trajectoire cible (Olesnavage et al., 2018; Olesnavage and Winter, 2018). Cela permet d'optimiser la forme du pied sur un critère cinématique de marche. De manière similaire, Imran et al., 2023b, 2023a simulent le mouvement du membre appareillé durant la marche lors du port de leur prototype et comparent les angles de cheville, de genou et de hanche avec celle de personnes non-amputées au cours du cycle de marche. Enfin, Fey et al., 2012 utilisent un modèle musculo-squelettique pour simuler la dynamique de la marche d'une personne amputée TT. L'optimisation dynamique a été utilisée pour trouver les modèles optimaux d'excitation musculaire et le profil de rigidité du pied permettant des simulations proches de données expérimentales de la marche de personnes amputées TT, tout en minimisant le coût métabolique et les forces de contact internes du genou controlatéral.

### ***3.2.2.2. Évaluation numérique des pieds prothétiques par méthode des éléments finis***

Afin d'optimiser le processus de développement d'un pied prothétique, la méthode des éléments finis (EF) joue un rôle crucial en offrant une prédiction, qui se veut la plus fiable possible, du comportement mécanique du dispositif, en amont de la réalisation des essais expérimentaux. Cette approche permet non seulement d'améliorer la conception initiale du prototype en affinant sa géométrie, mais également de s'assurer de son efficacité fonctionnelle avant la production physique. Une bonne configuration des paramètres inhérents au modèle EF est déterminante, car elle affecte directement plusieurs aspects cruciaux : la convergence du modèle vers une solution fiable, la véracité de la simulation par rapport aux comportements réels et l'efficacité temporelle de l'analyse. Nous verrons par la suite une courte définition de la méthode des EF ainsi que les paramètres essentiels à une prédiction la plus fiable possible.

#### **Choix des paramètres du modèle EF**

##### Maillage

Le choix du maillage pour la simulation dépend de la géométrie des éléments, du solveur, et du niveau de détail désiré. Les formes et complexités des éléments de maillage affectent directement la précision des simulations. Une densité de maillage élevée améliore la précision, mais exige plus de ressources de calcul. Un ajustement soigné du maillage est crucial pour équilibrer précision et efficacité. La littérature utilise principalement les tétraèdres (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Louessard, 2023) sans préciser le niveau de complexité (linéaire, quadratique ou cubique).

##### Matériaux

Chaque composant simulé se voit affecter un matériau. Les pièces de connexion sont en acier, considéré comme un matériau isotrope, élastique, linéaire et homogène. Les pieds prothétiques sont

majoritairement en PLA, considéré comme isotrope (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2021). Dans le cas de l'impression par dépôt de fil fondu (DFF), les propriétés du matériau sont affectées au composant dans son intégralité (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Rochlitz and Pammer, 2017; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2021). Les propriétés mécaniques des matériaux (Tableau 12) peuvent être issues de la documentation technique (Ferreira, 2019; Rochlitz and Pammer, 2017; Vijayan et al., 2021) ou de test quasi-statique (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017). L'isotropie (propriétés mécaniques uniformes dans toutes les directions) du PLA simplifie grandement les modélisations et les calculs en EF mais cette approche ne tient pas compte de la structure interne et de l'orientation des couches spécifiques à la fabrication additive par DFF, qui peuvent introduire une anisotropie significative à l'échelle de l'objet imprimé. Cette hypothèse peut être raisonnable pour une première approximation, en particulier puisque les conditions d'alignement des fibres (longitudinale) et les conditions de charge ne favorisent pas la manifestation de l'anisotropie.

### Choix des Conditions aux Limites

Les spécifications des conditions aux limites sont liées à la nature du test effectué et à la nature de la charge imposée. Dans le contexte des évaluations de résistance à la charge ou de résistance à la rupture, la partie supérieure de la prothèse est encadrée. Concernant l'application de la charge, deux approches sont distinguées : l'une implique l'utilisation d'une plaque en contact avec le pied prothétique, où un déplacement spécifique est induit puis les forces de réaction de la plaque sont récupérées (Louessard, 2023; Tabucol et al., 2021), et l'autre consiste à exercer une force directement sur le pied prothétique (Rochlitz and Pammer, 2017), comme illustré dans la Figure 79. La seconde approche est plus simple à simuler mais impose une zone unique d'application de l'effort sur le pied, ce qui n'est pas le cas expérimentalement. A l'inverse, imposer un déplacement spécifique d'une plaque reproduit mieux les conditions expérimentales réelles en permettant entre autres un déplacement du point d'application de l'effort de la plaque sur le pied.

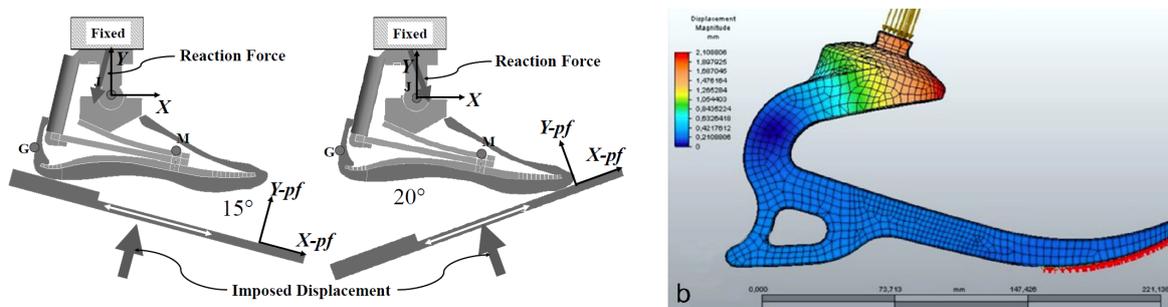


Figure 79 : Modèle en éléments finis des essais de résistance à la charge. A gauche, déplacement imposé de la plaque (Tabucol et al., 2021). A droite, application d'une force directement sur le pied (Rochlitz and Pammer, 2017).

### Validité du modèle EF

L'évaluation de la fidélité et de la justesse des simulations par EF s'effectue par la comparaison des courbes force-déplacement obtenues par EF et expérimentalement, ainsi que la comparaison avec les zones endommagées expérimentalement et les zones où le modèle EF avait prédit un dépassement de la contrainte maximale autorisée. Deux types de contraintes sont utilisées : la contrainte principale (Louessard, 2023) ou la contrainte de Von Mises (Ferreira, 2019; Rochlitz and Pammer, 2017). La contrainte de Von Mises est normalement utilisée pour les matériaux ductiles

(comme la plupart des métaux) car elle fournit une estimation de la défaillance par écoulement du matériau, en prenant en compte les contraintes normales et de cisaillements. À l'inverse les contraintes principales sont souvent utilisées pour évaluer la probabilité de rupture, principalement utilisées pour les matériaux fragiles. Les contraintes principales comme critère de conception sont donc à privilégier lors de la conception de pied prothétique en polymères thermoplastiques (Louessard, 2023).

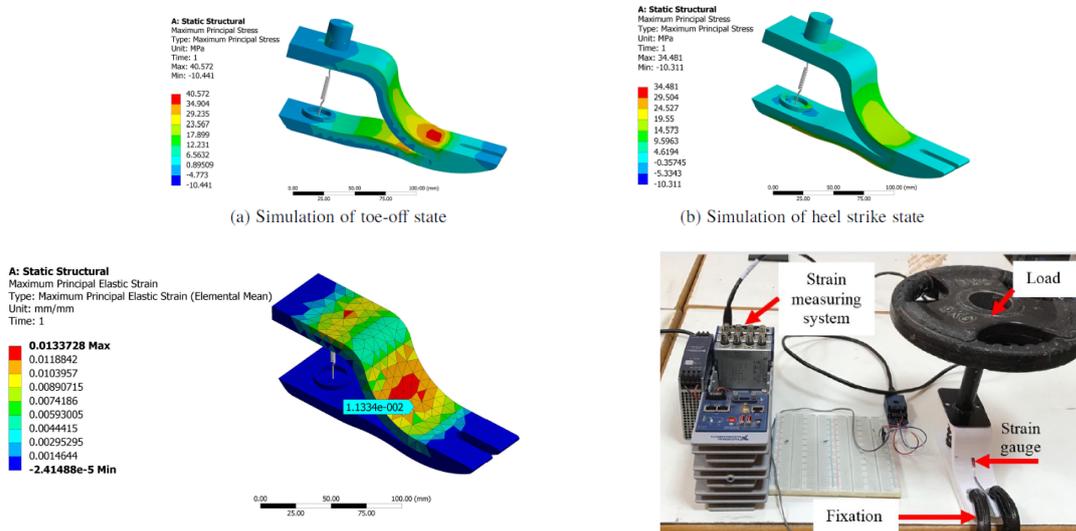


Figure 80 : Simulation quasi-statique en EF de la pose d'une charge de 5 kg sur le dessus du pied. En haut, la contrainte principale maximale a été estimée par EF. En bas, la déformation élastique principale maximale estimée par EF a été comparée par celle mesurée expérimentalement. Adapté de Kamel et al., 2020.

Par ailleurs, une méthode alternative pour apprécier la précision des modèles EF consiste à comparer les déformations du pied prothétique simulées par EF (Kamel et al., 2020; Vijayan et al., 2021) aux mesures réelles obtenues à l'aide de jauges de déformation lors des tests expérimentaux (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017), comme illustré Figure 80.

### 3.2.3. Synthèse de l'état de l'art

Dans cette revue de l'état de l'art, nous avons dans un premier temps examiné la conception des pieds prothétiques de type ESAR conventionnels. Ces dispositifs sont majoritairement des systèmes mécaniques passifs, constitués de deux lames en fibres de carbone stratifiées. Fonctionnant à la manière d'un ressort, ces lames accumulent de l'énergie durant la phase d'appui et la restituent à la fin de cette phase, lors de la propulsion. Une manière simple d'augmenter l'énergie emmagasinée d'un pied ESAR est d'augmenter la surface déformable du pied en augmentant sa hauteur. Toutefois, l'encombrement limité du Synsys ne le permet pas. Nous avons toutefois vu qu'il y avait d'autres manières d'augmenter l'énergie restituée. L'intégration de lames en fibre de carbone supplémentaires, montées en série et couplées à un système articulé permet au Pro-Flex Pivot de doubler l'amplitude articulaire de la cheville et sa puissance de propulsion restituée. Notre objectif est donc de concevoir un prototype de pied pour la prothèse Synsys qui puisse tirer parti de son système articulé déjà existant afin d'emmagasiner de l'énergie dans des zones du pied qui ne sont actuellement pas déformées.

D'autre part, les normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675 imposent des essais de résistance à la charge, à la rupture et à la fatigue afin d'assurer la sécurité de l'utilisateur. La littérature a montré que des essais de résistance à la charge ont été réalisés sur des prototypes de pieds en FA par DFF,

sans atteindre toutefois les valeurs de chargement normatives. Les essais de fatigue normatifs, difficiles à mettre en place dans le cas de la recherche et qui ont donc été assez peu exploré dans le cas de pied par DFF (Tableau 25, Annexe 3.A), ont été adaptés. Un prototype de pied à par exemple été testé en fatigue à l'aide d'un simulateur de marche sur tapis de course. De plus, l'évaluation des performances des pieds prothétiques se fait par un essai de restitution d'énergie sous 1300 N.

La simulation numérique par éléments finis (EF) est utilisée par les auteurs afin d'estimer la répartition des contraintes mécaniques et/ou des déformations au sein du prototype, afin de vérifier, avant la fabrication, si un pied prothétique répondra aux critères choisis.

Notre conception de prototype, en plus d'avoir pour objectif une augmentation de l'énergie emmagasinée et restituée par rapport au pied Synsys actuel, sera contrainte par des critères de résistances à la charge et à la fatigue que nous évaluerons expérimentalement. La performance à la marche sera quant à elle évaluée lors d'une analyse quantifiée de la marche par comparaison des travaux de propulsion au membre appareillé (i.e. notre grandeur d'intérêt), lors de l'utilisation de notre prototype, par rapport à l'utilisation de prothèses de référence.

### 3.3. Travail personnel : Conception et évaluation mécanique d'un prototype de pied Synsys

L'objectif de cette section est de concevoir un prototype en PLA Tough d'un nouveau pied prothétique pour le Synsys. Cette section abordera la mise en place du cahier des charges, offrira une vue d'ensemble sur le processus itératif de conception et enfin présentera les résultats des essais mécaniques de sécurité et de performance du prototype. Dans la section suivante (3.4), nous évaluerons les performances du prototype à la marche en les comparant à celles d'autres prothèses de référence, en évaluant en particulier le travail de propulsion au membre appareillé.

Par la suite, le pied actuellement commercialisé sera nommé « Synsys » et le nouveau pied sera appelé « Prototype ».

#### 3.3.1. Cahier des charges

##### Objectifs mécaniques

En accord avec la norme ISO 10328 et un poids de l'utilisateur de 80 kg (niveau de contrainte P4), le Tableau 27 page 202 nous indique que le prototype positionné à 20° doit pouvoir supporter une force appliquée à l'avant-pied de 2065 N sans « compromettre son fonctionnement normal » (résistance à la charge) ainsi qu'une force de 4130 N (force limite « supérieure ») sans que cela le rende « inutilisable » (résistance à la rupture). Pour simplifier les essais, nous réunirons ces 2 essais sous un seul essai à rupture sous 4130 N.

De plus, un utilisateur devra pouvoir marcher avec le prototype pendant au moins une demi-journée afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche. Une personne amputée très active peut réaliser jusqu'à 5000 pas par jour avec sa prothèse. Ainsi, un essai de fatigue sur 5000 cycles sera réalisé.

Concernant les performances, nous voulons une augmentation de l'ordre de 40% de l'énergie de déformation emmagasinée par le prototype par rapport à celle emmagasinée par le pied Synsys actuel, sous 1300 N. Cela correspond à peu près à l'énergie emmagasinée par le pied Rover de Proteor® (Figure 76, Tableau 10), qui lui aussi est un ESAR « *low profile* » mais en fibre de verre. Enfin, nous utiliserons une analyse quantifiée de la marche afin quantifier le travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillée, et leur impact sur la consommation en oxygène de l'utilisateur. Cette dernière analyse se fera dans la Section 3.4, page 163.

Deux types de contraintes de conception sont à noter : les contraintes matériau et les contraintes géométriques. Le matériau doit être imprimable en 3D et les dimensions du pied sont fixées ainsi que la position des liaisons.

##### Contraintes matériau :

Les matériaux utilisés dans le cadre du prototypage de pied prothétique par FA à DFF utilisant des polymères thermoplastiques sont le PLA (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2021), l'ABS (Rochlitz et al., 2018; Rochlitz and Pammer, 2017) et parfois le Nylon (Olesnavage et al., 2018). Le Tableau 12 résume les propriétés de ces trois matériaux ainsi que celles du PLA Tough. Malgré sa facilité d'impression, le PLA présente de moins bonnes propriétés mécaniques que l'ABS. En effet, les pièces imprimées en PLA sont plutôt fragiles et ne sont pas

adaptées aux applications soumises à l'usure (Thapa and Vihtonen, 2020). Le PLA Tough quant à lui a des propriétés en flexion proches de l'ABS (souple et résistant) et est doté d'une meilleure résistance aux chocs que le PLA. Tout comme le PLA, le PLA Tough est simple à imprimer et optimisé pour imprimer de grandes pièces avec des géométries complexes limitant les phénomènes de *warping* (soulèvement des coins d'une impression 3D causé par la contraction du matériau). Bien que la résistance à la traction du PLA Tough soit inférieure à celle du PLA, il présente une plus grande déformation avant rupture (Figure 81).

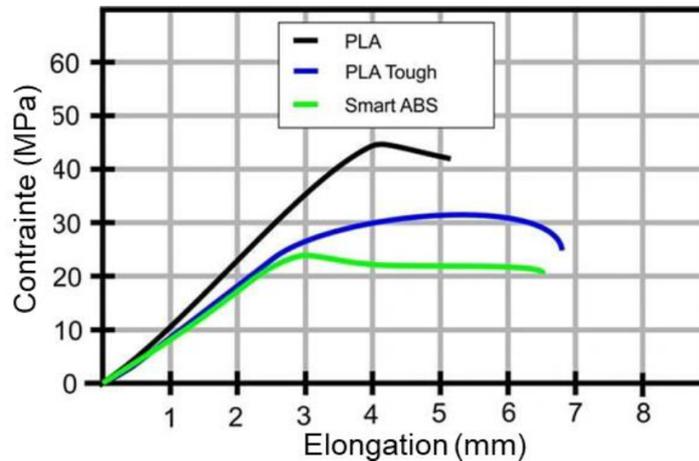


Figure 81 : Comparaison courbes élongation-contrainte du PLA, PLA Tough et ABS (Spectrum Filament, 2022)

Tableau 12 : Propriétés mécaniques des polymères thermoplastiques couramment utilisés pour la fabrication additive à dépôt de fil fondu

Propriétés du matériau	Norme	ABS	Nylon	PLA	PLA Tough
Prix HT / 750gr [€]		37,95	56,50	34,95	39,90
Module de traction [GPa]	ISO 527	1,68	0,58	2,35	1,82
Limite d'élasticité [GPa]	ISO 527	39	27,8	49,5	37
Limite de rupture à la traction [MPa]	ISO 527	33,9	34,4	45,6	37
Module de flexion [GPa]		2,07	0,46	3,15	2,49
Résistance à la flexion [MPa]	ISO 178	70,5	24	103	78
Coefficient de Poisson		0,30	0,39	0,36	0,36

Comme nous l'avons vu précédemment, la contrainte limite de résistance à la flexion du PLA Tough est de 78 MPa (Tableau 12). Ceci est vrai pour un test quasi-statique mais pas pour un essai cyclique. Pour déterminer la contrainte limite permettant de résister à  $N$  cycles, il est d'usage d'utiliser la courbe de Whöler (Figure 82). Plus le nombre de cycles est important, plus la contrainte limite diminue.

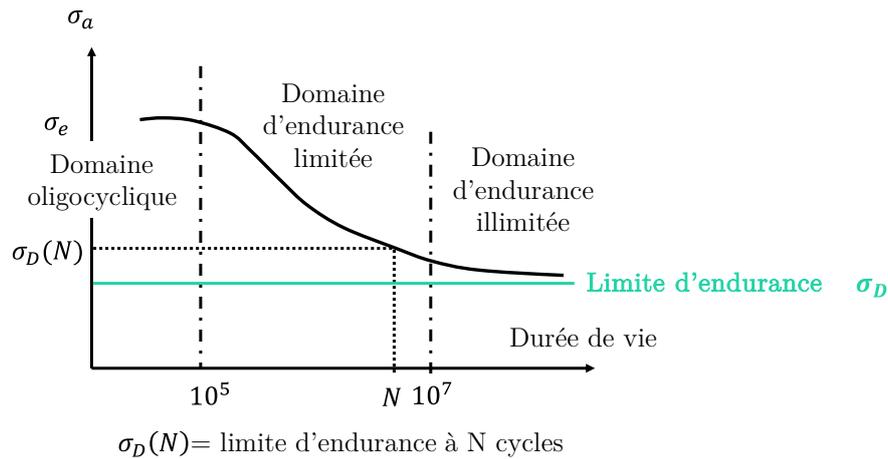


Figure 82 : Illustration de la courbe de Whöler représentant des résultats d'essais de fatigue en science des matériaux (adaptée du site [CVM](#)). Contrainte appliquée  $\sigma$  en fonction du nombre de cycles à la rupture  $N$ .

Aucune courbe de Whöler n'a été trouvée pour le PLA Tough mais une courbe a été trouvée pour le PLA (Ménard, 2015) :

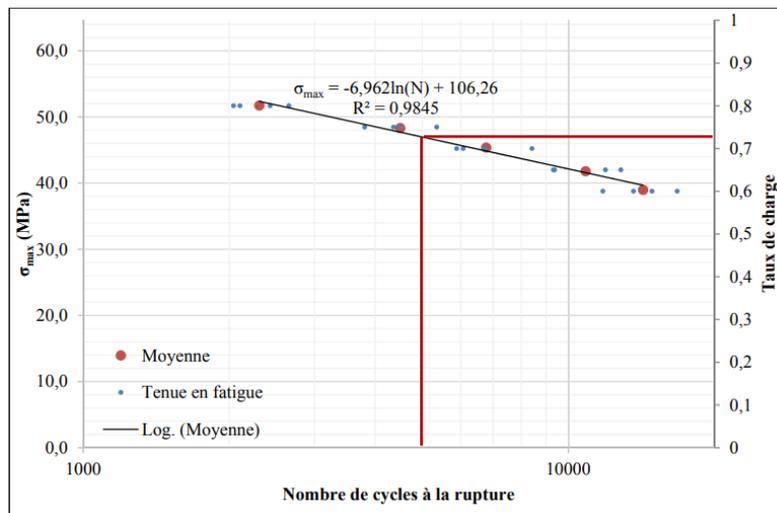


Figure 83 : Courbe de Whöler pour le PLA : contraintes maximales et taux de charge en fonction du nombre de cycles à rupture.

Pour 5000 cycles, le taux de charge est d'environ 75% pour du PLA. Nous pouvons donc prendre comme seule estimation d'une contrainte limite à rupture pour 5000 cycles, 75% de la contrainte limite de résistance à la flexion du PLA Tough, soit 58,50 MPa. D'après la norme EN ISO 10328, les efforts à appliquer pour les essais cycliques sont de 1230 N pour un niveau de contrainte P4 (Tableau 28 page 140). Nous prendrons un peu plus de sécurité et nous nous imposerons une limite de 59 MPa lors des simulations EF d'essais de restitution d'énergie à 1300 N. Le Tableau 13 récapitule les contraintes maximales en fonction du type d'essai.

Tableau 13 : Récapitulatif des contraintes maximales admises lors des simulations EF des essais de restitution d'énergie et d'essai à rupture.

Type d'essai	Simulation EF	
	Essai de restitution	Essai à rupture
Force appliquée [N]	1300 N	4130 N
Contrainte maximale [MPa]	59 MPa	78 MPa

**Spécifications géométriques :**

La Figure 84 illustre une image CAO 2D de l'ensemble pied-cheville du Synsys. On y voit les deux lames en fibre de carbone (lame talon et lame supérieure) ainsi que l'embase, en alliage d'aluminium, fixée à l'arrière de la lame supérieure.

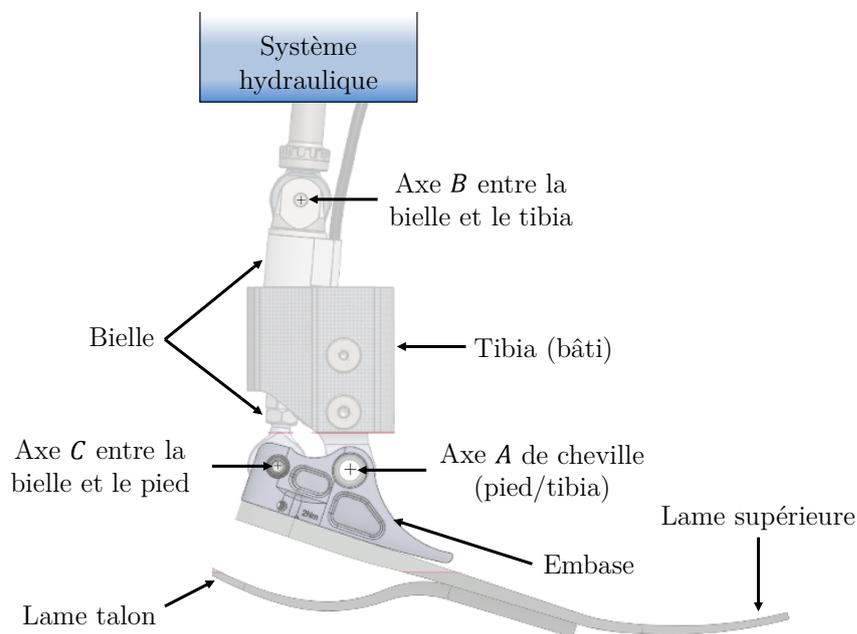


Figure 84 : Schéma du pied Synsys actuel.

Le tibia est considéré comme fixe et sera donc notre bâti. L'axe du pivot A sera donc lui aussi considéré comme fixe. La bielle va du pivot B au pivot C, puis est reliée en B au système hydraulique. En phase d'appui, lors du chargement de l'avant-pied, qui correspond à la phase d'intérêt de ce travail, le système hydraulique (non représenté ici dans sa globalité) est bloqué afin de permettre la déformation de la lame supérieure. Le pivot B correspond à l'axe de rotation entre la bielle et le tibia et sera considéré comme fixe. Le pivot C correspond quant à lui à l'axe de rotation entre la bielle et le pied (via l'embase). Cet axe n'est pas directement relié au bâti mais son mouvement est contraint par la bielle et l'embase, eux même attachés au bâti. Dans l'objectif de concevoir une nouvelle zone déformable, nous autorisons le déplacement de l'axe C dans la conception du prototype.

Enfin, la prothèse Synsys, de par sa conception, est l'une des combinaisons pied-genou prothétiques les plus encombrantes, avec une distance minimale entre l'axe du genou et le sol de 43 cm. Ceci empêche certaines personnes amputées TF de pouvoir l'utiliser, expliquant le choix d'avoir initialement conçu un pied prothétique très peu encombrant. La hauteur du prototype doit donc être la plus faible possible.

### 3.3.2. Démarche de conception et choix de la géométrie

Dans cette partie, nous décrivons la démarche générale de conception nous ayant mené à la réalisation du prototype de pied prothétique pour Synsys. Trois étudiants ont participé durant leur projet de fin d'étude à cette conception. Cette démarche s'apparente à la méthode Agile séquentielle sous différents Sprint, comme présenté Figure 85 :

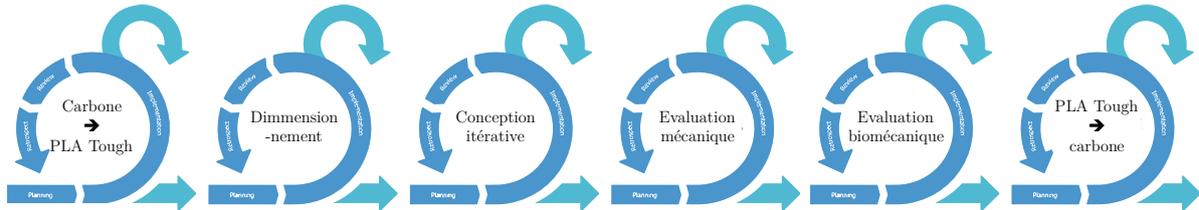


Figure 85 : Illustrant du processus de conception séquentielle sous différents Sprint.

- Sprint 1 : Passage d'une fabrication en fibre de carbone vers une fabrication en PLA Tough (projet de fin d'étude de Lucas Swistunow).
- Sprint 2 : Dimensionnement du prototype.
- Sprint 3 : Recherche de design et conception itérative (projet de fin d'étude de Gabriel Oliveira et Anton Sochard).
- Sprint 4 : Evaluation de la sécurité et des performances mécaniques du prototype
- Sprint 5 : Evaluation biomécanique de la marche avec le prototype
- Sprint 6 : Fabrication en fibres de carbone

Deux étudiants travaillent actuellement sur le passage du prototype en PLA Tough vers un prototype en fibre de carbone mais ce travail n'est actuellement pas terminé, nous ne le présenterons donc pas dans ce manuscrit.

#### 3.3.2.1. Passage du pied Synsys en carbone vers le PLA Tough

L'utilisation de la FA par DFF permet de prototyper de manière efficace et économique. Cette technique pose toutefois la question de la faisabilité de passer du carbone au PLA Tough sans altérer les propriétés mécaniques, en ajustant l'épaisseur des lames.

Un projet étudiant a été réalisé fin 2022 par Lucas Swistunow, en projet de fin d'étude aux Arts et Métiers, durant une période de 3 mois à raison d'une journée par semaine. Le détail de cette étude est présenté en Annexe 3.C.

La différence de propriété matériaux entre le carbone et le PLA Tough impose une variation de l'épaisseur des lames pour garder les propriétés mécaniques du pied. En modélisant le pied comme une poutre encadrée, nous avons montré que ce coefficient est égal à la racine cubique du rapport des modules d'Young des deux matériaux (Eq. 20, voir les détails du calcul en Annexe 3.C). Nous estimons ainsi que le pied en PLA Tough doit avoir une épaisseur 2,7 fois plus importante (Figure 86) que le pied en carbone afin d'obtenir le même déplacement lors d'un essai à restitution, à force équivalente.

Après avoir vérifié que les contraintes principales maximales n'étaient pas dépassées dans notre modèle EF, nous avons imprimé le pied en PLA Tough et l'avons ensuite testé ainsi que le pied

en fibre de carbone via un essai de restitution d'énergie sous 1000 N. Les courbes force-déplacement sont présentées Figure 87.

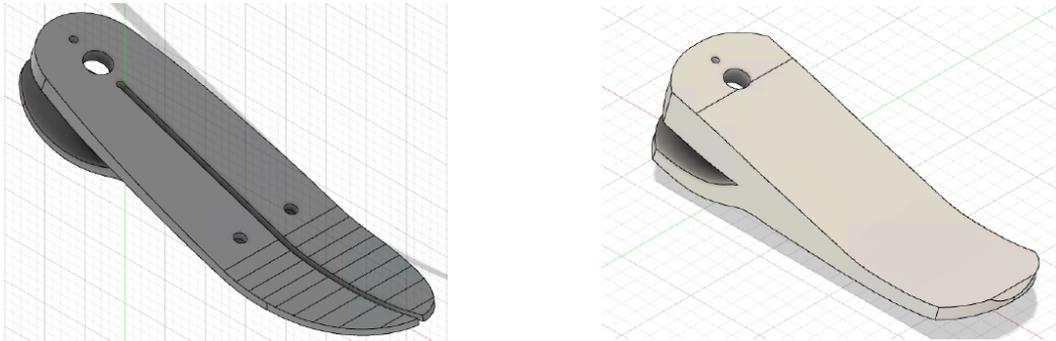


Figure 86 : Conception sous Fusion 360 du pied Synsys. A gauche : Pied Synsys en carbone commercialisé, nommé pied SC. A droite : Pied Synsys en PLA Tough, nommé pied SPT.

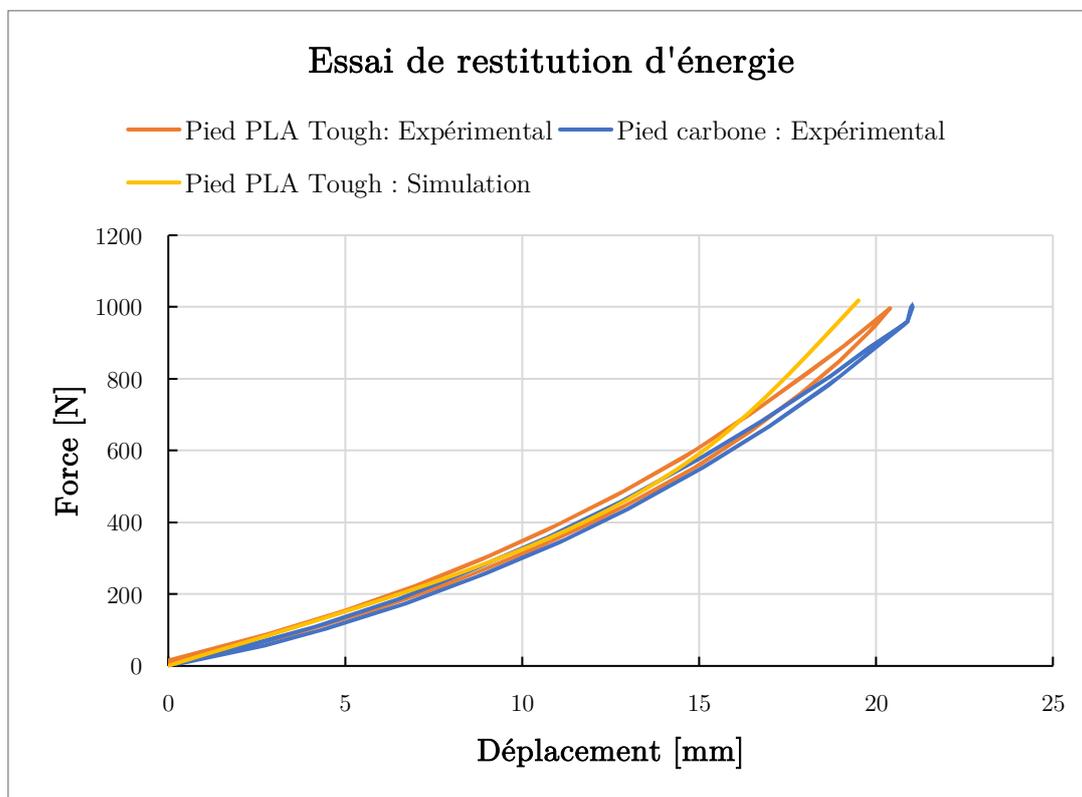


Figure 87 : Courbe force-déplacement d'un essai de restitution d'énergie de l'avant pied sous 1000 N. Résultats expérimentaux pour le pied en fibre de carbone (bleu) et pour le pied en PLA Tough (orange). Les résultats provenant de la simulation par EF pour le pied en PLA Tough sont présentés en jaune.

Visuellement, nous obtenons des courbes force-déplacement très proches entre les deux pieds. Le déplacement obtenu avec le pied en plastique est seulement inférieur de -2,61% à celui du pied en fibre de carbone (respectivement 21,03 mm et 20,48 mm). De plus, les deux pieds emmagasinent et restituent la même quantité d'énergie (-0,12% et -2,68% de différence respectivement), même si l'efficacité du pied en plastique est un peu plus faible (Tableau 29 page 210). La simulation en EF prédit la flèche du pied en PLA Tough avec une erreur inférieure à -6%, ce qui est une estimation suffisante pour nous permettre d'utiliser les EF dans notre processus de conception.

### 3.3.2.2. Estimation des efforts extérieurs appliqués au prototype

Le dimensionnement des efforts extérieurs appliqués au prototype est cruciale pour prévoir le comportement sous charge du pied et optimiser sa conception. Il permet d'estimer où se trouve les zones qui vont subir le plus de contraintes mécaniques et de trouver des solutions techniques afin d'atteindre les objectifs attendus. Dans notre cas, il s'agit de trouver de nouvelles zones qui puissent être déformées durant la marche et ainsi emmagasiner et restituer de l'énergie. Les EF sont complémentaire et permettent ensuite d'ajuster la conception.

Nous nous plaçons dans le cas de l'essai de restitution d'énergie sous 1300 N. En isolant le système  $\{P\} = \{\text{lame inférieure} + \text{lame supérieure} + \text{embase}\}$ , en négligeant sa masse, et en appliquant le Principe Fondamental de la Statique (PFS), il est possible de quantifier les trois forces extérieures s'appliquant au pied :  $\vec{F}_{\text{sol} \rightarrow \text{Proto}}$ ,  $\vec{F}_{\text{bielle} \rightarrow \text{Proto}}$  et  $\vec{F}_{\text{tibia} \rightarrow \text{Proto}}$ . Vous trouverez en Annexe 3.D les détails des calculs. Les valeurs des forces sont données dans le Tableau 14 et le pied soumis aux efforts extérieurs est représenté Figure 88.

Tableau 14 : Efforts extérieurs appliqués sur le système  $\{P\} = \{\text{lame inférieure} + \text{lame supérieure} + \text{embase}\}$ .

	$\vec{F}_{\text{sol} \rightarrow \text{P}}$	$\vec{F}_{\text{bielle} \rightarrow \text{P}}$	$\vec{F}_{\text{tibia} \rightarrow \text{P}}$
Composante selon $\vec{x}$	-445 N	560 N	-115 N
Composante selon $\vec{y}$	1221 N	6539 N	-7760 N
Norme	1300 N	6563 N	7761 N
Angle	20°	-4,9°	-0,9°

Nous pouvons observer qu'un effort important est appliqué par la bielle sur  $\{P\}$  pour équilibrer le moment au point A induit par l'effort du sol sur  $\{P\}$ . D'autre part, l'effort extérieur le plus important est celui exercé par le tibia sur  $\{P\}$  au point A. L'objectif est donc d'utiliser l'un de ces deux efforts pour déformer une zone du pied qui jusque-là n'était pas déformée, et ainsi emmagasiner plus d'énergie de déformation qu'avec le Synsys. En particulier, remplacer l'embase rigide par une pièce déformable permettra aux axes A et C de bouger l'un par rapport à l'autre et d'emmagasiner de l'énergie potentielle élastique dans cette nouvelle pièce déformable.

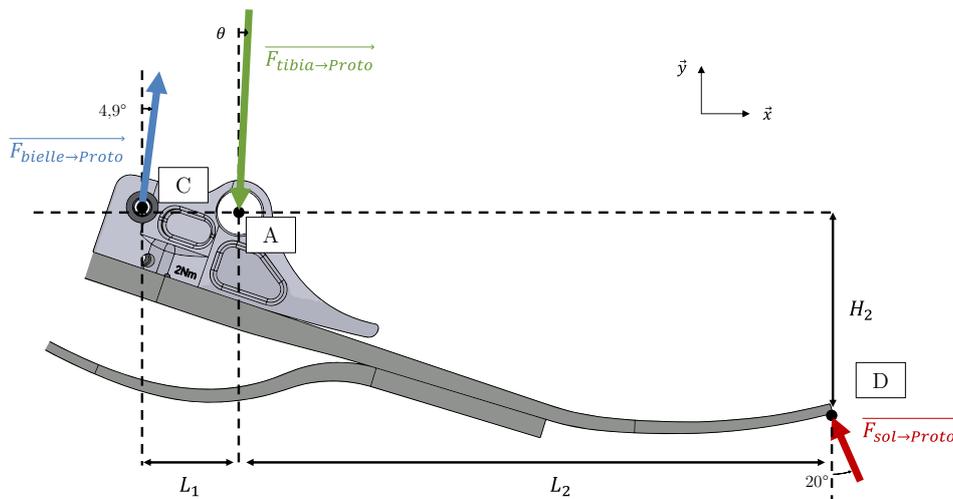


Figure 88 : Schéma illustrant le pied et les efforts extérieurs appliqués au pied. Nous nous plaçons dans le plan sagittal.

### 3.3.2.3. Conception itérative

Le dimensionnement des amplitudes et des directions des efforts extérieurs appliqués au prototype permet d'envisager de nouvelles manières de déformer le pied prothétique. Actuellement, seule la partie avant de la lame est déformée grâce à l'effort  $\overrightarrow{F_{sol \rightarrow P}}$  et à l'encastrement de la lame avec l'embase. Les efforts  $\overrightarrow{F_{bielle \rightarrow P}}$  et  $\overrightarrow{F_{tibia \rightarrow P}}$  ne servent donc pas directement à déformer la lame. Pour rappel, l'augmentation de l'énergie de déformation (énergie potentielle élastique), pour un matériau donné, est possible grâce à l'augmentation de sa surface déformable.

L'idée principale de ce prototype est que les axes de la cheville et de la bielle, respectivement pivot  $A$  et  $C$ , ne soient plus reliés par un solide rigide (l'embase). Libérer cette liaison rigide permettra soit :

- A l'effort  $\overrightarrow{F_{bielle \rightarrow Proto}}$  de déformer l'arrière de la lame, entre les  $A$  et  $C$ .
- A l'effort  $\overrightarrow{F_{tibia \rightarrow Proto}}$  de déformer une forme en  $C$  au milieu de la lame.

Des exemples de concepts sont présentés Figure 89 avec à gauche les concepts de déformation de l'arrière du pied et à droite ceux de déformation du milieu de la lame.

Gabriel Oliveira et Anton Sochard, deux étudiants en master Biomécanique aux Arts et Métiers, ont eux aussi participé, durant une période de 3 mois à raison d'une journée par semaine, à la recherche de la bonne géométrie. De nombreuses conceptions ont été testées en EF afin de vérifier qu'elles répondaient bien à nos objectifs. Globalement, deux problèmes revenaient majoritairement. D'un côté, des géométries permettaient au prototype d'être suffisamment souple pour emmagasiner la quantité d'énergie de déformation voulue, mais les trop grandes déformations locales entraînaient des contraintes principales supérieures à la limite de résistance à la flexion. D'un autre côté, des géométries permettaient au prototype d'avoir des contraintes principales inférieures à la limite mais le prototype était trop rigide et n'emmagasinait pas assez d'énergie de déformation.

Nous ne rentrerons pas plus dans les détails concernant les itérations de conception afin de nous focaliser sur la géométrie finale obtenue (Section 3.3.2.4 page 147) et sur l'évaluation de la sécurité et des performances mécanique (Section 3.3.4 page 154) et biomécanique (Section 3.4 page 163) du prototype.

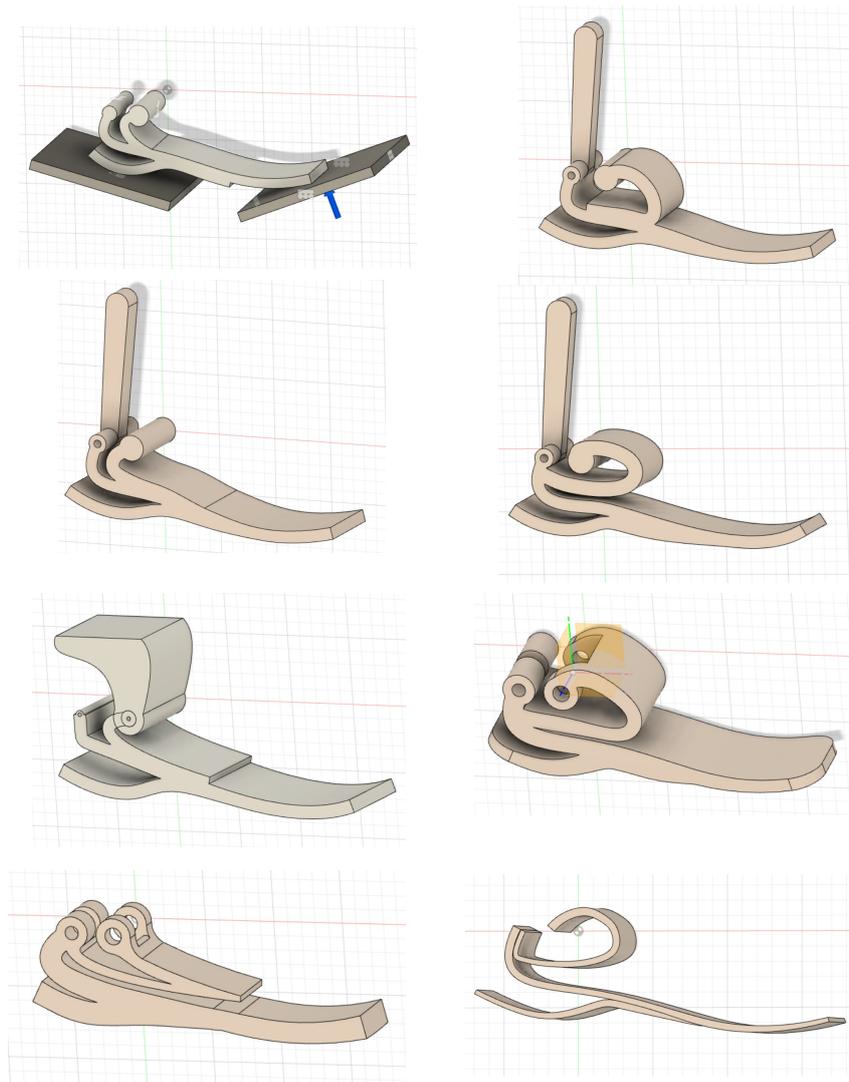


Figure 89 : Exemples de géométries testées. A gauche, les géométries favorisant la déformation de l'arrière du pied.  
A droite, les géométries favorisant la déformation du milieu du pied.

#### 3.3.2.4. *Forme finale*

Cette section vise à présenter la forme finale du prototype, illustré Figure 90, et de présenter les fonctions de chaque partie du pied. Suite à un processus itératif de 1) conception, 2) vérification des objectifs (contraintes principales maximales et énergie de déformation) par EF et parfois 3) fabrication et essais mécaniques vérifiant les objectifs ; il a été possible d'identifier plusieurs solutions locales permettant de minimiser les contraintes et de maximiser l'énergie de déformation emmagasinée. Ces différentes solutions mises bout à bout ont donné la version finale du prototype, dont la géométrie favorise la déformation de l'arrière du pied.

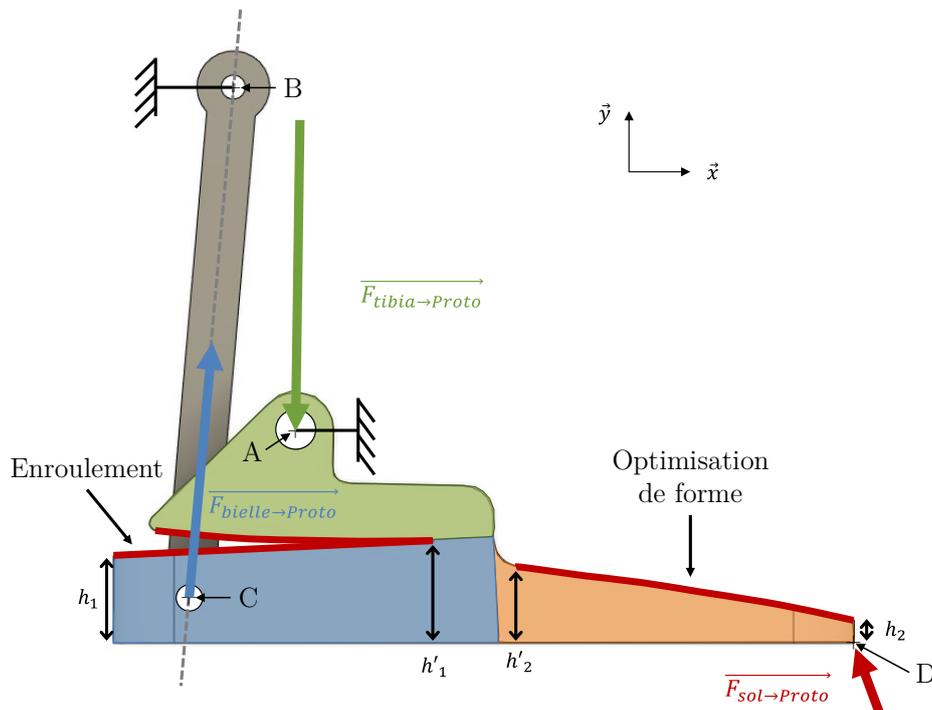


Figure 90 : Schéma du prototype expliquant les choix de conception.

Un schéma explicatif est présenté Figure 90. Les axes de rotation  $A$  et  $B$  sont encastres au bâti. Nous retrouvons les trois efforts extérieurs  $\vec{F}_{sol \rightarrow Proto}$ ,  $\vec{F}_{bielle \rightarrow Proto}$  et  $\vec{F}_{tibia \rightarrow Proto}$  appliqués au prototype. Lors de la charge, trois zones vont interagir différemment :

- Avant-pied (orange) :** l'avant-pied va se comporter comme une poutre encastree sur l'extrémité gauche avec un effort appliqué à l'extrémité droite au point  $D$ . Afin de répartir les contraintes, la hauteur  $h'_2$  est supérieure à  $h_2$ . L'équation définissant la courbe supérieure de la poutre est de la forme  $((1 + q)x)/(1 + qx)$ . Les paramètres  $q$ ,  $h_2$  et  $h'_2$  ont été optimisés afin de minimiser la contrainte maximale à partir de méthodes de RDM (Résistance des matériaux) dépendant des paramètres du matériau, de  $\vec{F}_{sol \rightarrow Proto}$  et des dimensions de la poutre. L'optimisation a été réalisée via une macro Excel et les détails sont donnés en Annexe 3.E.
- Arrière-pied (bleu) :** l'arrière-pied va aussi se comporter comme une poutre encastree mais dans l'autre sens : elle est encastree sur son extrémité droite, avec un effort appliqué à gauche au niveau de l'axe  $C$ . Cette zone est la principale nouveauté du prototype car elle correspond à une nouvelle zone de déformation, permise grâce à l'effort  $\vec{F}_{bielle \rightarrow Proto}$  qui est 5 fois plus important que  $\vec{F}_{sol \rightarrow Proto}$ . Afin de répartir les contraintes, la hauteur  $h'_1$  est supérieure à  $h_1$ . La poutre va se courber vers le haut et s'enrouler au fur et à mesure sur la zone verte. Ceci permet d'avoir une poutre libre de se déformer un certain temps jusqu'à une flèche limite, puis d'augmenter d'un coup la rigidité de la poutre lorsque la zone bleue est en contact avec la zone verte, limitant ainsi les contraintes. Enfin, l'axe  $C$  de rotation de la bielle par rapport au pied a été descendu afin d'être placé sur l'axe neutre de la poutre bleue, pour que le moment induit par la composante horizontale de  $\vec{F}_{bielle \rightarrow Proto}$  devienne nul.
- Support (vert) :** la zone verte ne se déforme que très peu et correspond à une zone de support. Le pied dans sa globalité tourne autour de l'axe  $A$  de cheville. La courbe du dessous, correspondant à la zone d'enroulement, est égale à la déformée de la poutre bleue sous une certaine charge. Nous

avons choisi  $F_{sol \rightarrow Proto} = 800 \text{ N}$  (pour un individu de 80 kg) comme limite. Tant que  $F_{sol \rightarrow Proto} < 800 \text{ N}$ , la zone bleue est libre et vient se déformer. A  $F_{sol \rightarrow Proto} = 800 \text{ N}$  ( $\sim$  le poids de l'utilisateur), nous récupérons la déformée de la poutre obtenue par simulation et nous l'appliquons à la zone verte. Ainsi, pour  $F_{sol \rightarrow Proto} > 800 \text{ N}$ , la zone bleue est enroulée sur la zone verte, l'épaisseur de poutre augmente donc énormément et sa raideur totale aussi. Cela permet d'avoir deux raideurs distinctes lors du chargement : une première qui est une raideur de confort à la marche, et une seconde, plus élevée, qui permet de limiter les contraintes mécaniques. Les courbes force-déplacement dans laquelle est visible cette double raideur est disponible Section 3.3.4 page 154.

### 3.3.2.5. Création d'un bâti

Le dernier élément à prendre en compte est la conception du bâti. Normalement, les pieds ESAR ont une pièce métallique en forme de pyramide inversée sur le dessus (Figure 70), appelée adaptateur pyramidal, qui sert de connexion entre le pied ESAR et la liaison métallique tubulaire (et aussi utilisé pour l'alignement). Lors des essais mécaniques, on se sert de ses adaptateurs pyramidaux pour maintenir le pied en position (Figure 75 page 132).

Dans notre cas, notre pied n'est pas encastré à un adaptateur pyramidal, à l'inverse il a un axe  $A$  de cheville et utilise son interaction avec la bielle afin de se déformer. Un bâti a donc été conçu afin d'encastrer les axes  $A$  de cheville et  $B$  du haut de la bielle (Figure 91). Il permet de plus d'installer un adaptateur pyramidal sur le dessus afin de pouvoir réaliser les tests expérimentaux.

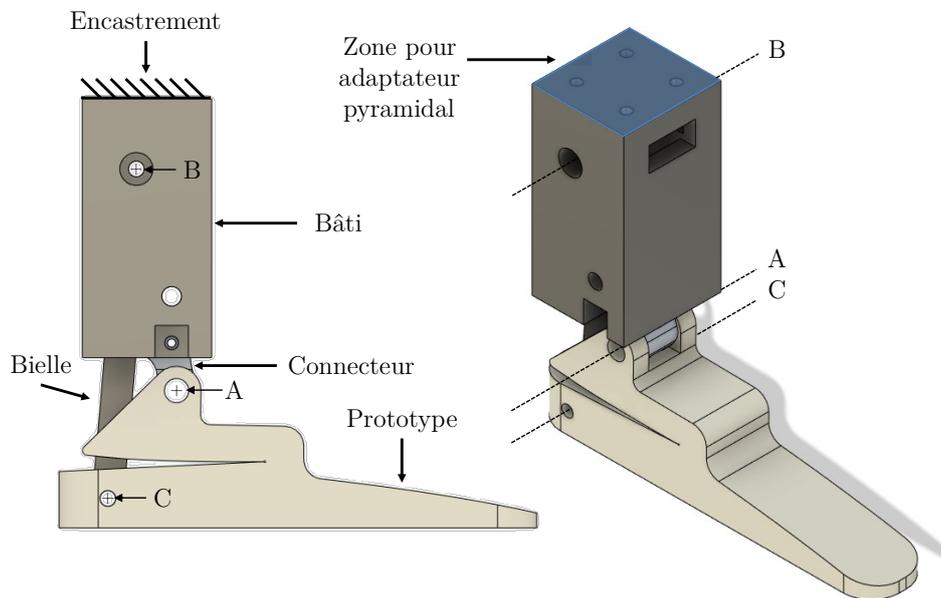


Figure 91 : Représentation de la conception du bâti

### 3.3.3. Matériels et méthodes : Test de résistance à la charge, à la fatigue et modèle EF

#### 3.3.3.1. Fabrication : impression en PLA Tough par DFF

Le prototype a été imprimé en utilisant les caractéristiques résumées dans le Tableau 15. La Figure 92 illustre la découpe du fichier CAO sous le logiciel UltiMaker Cura afin de préparer l'impression.

Tableau 15 : Matériel et méthode de la fabrication en DFF du prototype

Logiciel de découpe	Imprimante	Matériau	Hauteur de couche	Nombre de ligne de parois
UltiMaker Cura	UltiMaker S3	PLA Tough	0,2 mm	Rempli

Le bâti a été fabriqué chez Proteor® à l'aide d'une imprimante 3D HP Multi Jet Fusion 4200, utilisant un procédé distinct du DFF traditionnel. Nous avons utilisé du Polyamide 12 (PA12), un plastique biocompatible et recyclable à 95%. Nous avons besoin d'une grande précision dans la fabrication afin d'éviter tout jeu au niveau des axes et de la fixation pyramidale. Nous avons donc utilisé ce procédé pour sa plus grande précision (0,1 mm contre 0,2 mm pour le DFF avec une Ultimaker S3). Les propriétés mécaniques du PA12 sont définies Tableau 30 (Annexe 3.F page 213). Le résultat de la fabrication et de l'assemblage est visible Figure 92.

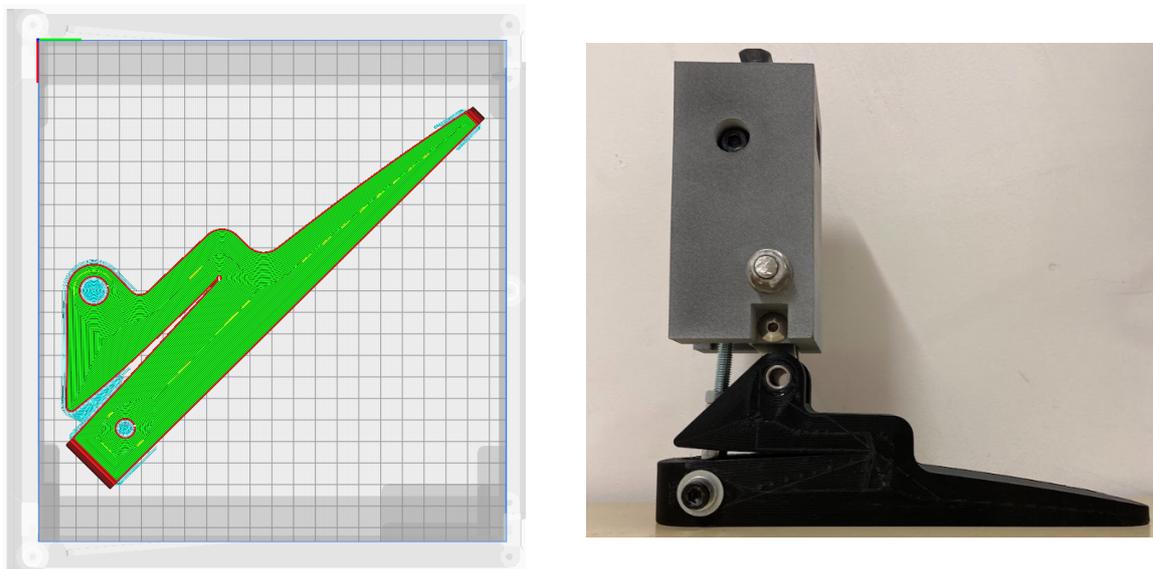


Figure 92 : A gauche : Découpe du fichier de conception du prototype par le logiciel UltiMaker Cura. A droite : Assemblage du prototype (en PLA Tough) avec le bâti (en PA12) et les pièces de connexions (axes, vis, pyramide, etc.).

#### 3.3.3.2. Essai de résistance à la charge quasi-statique et de restitution d'énergie

##### Essai de restitution d'énergie

Afin d'évaluer la performance du prototype, nous avons réalisé un essai de restitution d'énergie de l'avant-pied, comme défini dans la Section 3.2.2.1. Cet essai mesure la déformation provoquée par l'application à l'extrémité avant du pied d'une force allant de 50 N à 1300 N, inclinée de 20°.

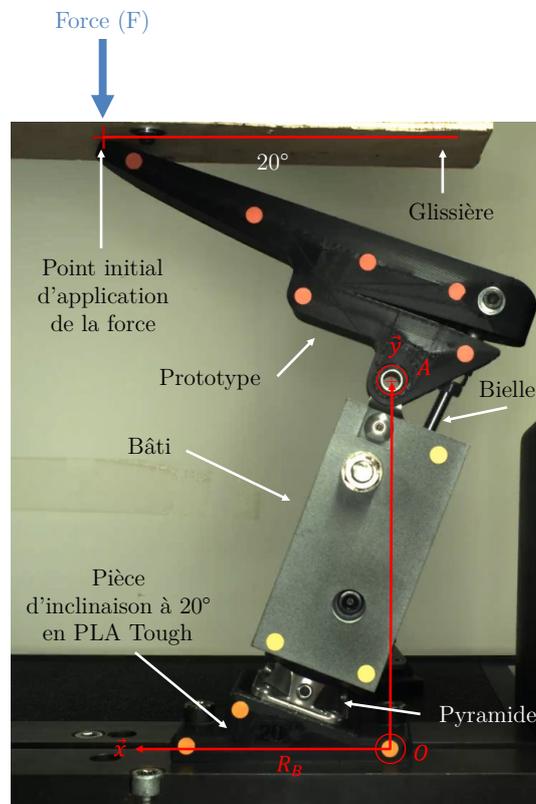


Figure 93 : Mise en place du prototype dans la machine Instron pour réaliser un essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1300 N.

### Méthode de correction de la déformation du bâti

Afin de prendre en compte la flèche induite par une potentielle déformation du bâti et des pièces de connexion, des pastilles ont été collées sur le bâti et un suivi optique à 1 Hz a été réalisé (Figure 94). A partir d'une des pastilles présentes sur la pièce d'inclinaison, nommée  $O$ , et de l'axe  $A$  de la cheville, un repère orthonormé (bien qu'il soit illustré comme non normé sur la Figure 93 et Figure 94)  $R_B(t)$  fixe au bâti a été créé à chaque instant  $t$  de l'essai. Les points  $O$  et  $A$  ont été identifiés numériquement grâce à une conversion des images RVB en niveaux de gris, d'une recherche de cercles à l'aide de la transformée de Hough circulaire et enfin d'une limitation de la zone de recherche à partir des coordonnées des points. La position initiale du point d'application de la force sur le pied a été recalculée à chaque instant  $t$  dans le repère  $R_B(t)$  afin d'estimer la part de la flèche mesurée qui n'est pas due à la déformation du pied prothétique. Cette flèche est mesurée à chaque instant  $t$  comme la différence verticale entre la position de l'extrémité du pied initiale à 0 N et la position virtuelle de l'extrémité du pied à l'instant  $t$ .

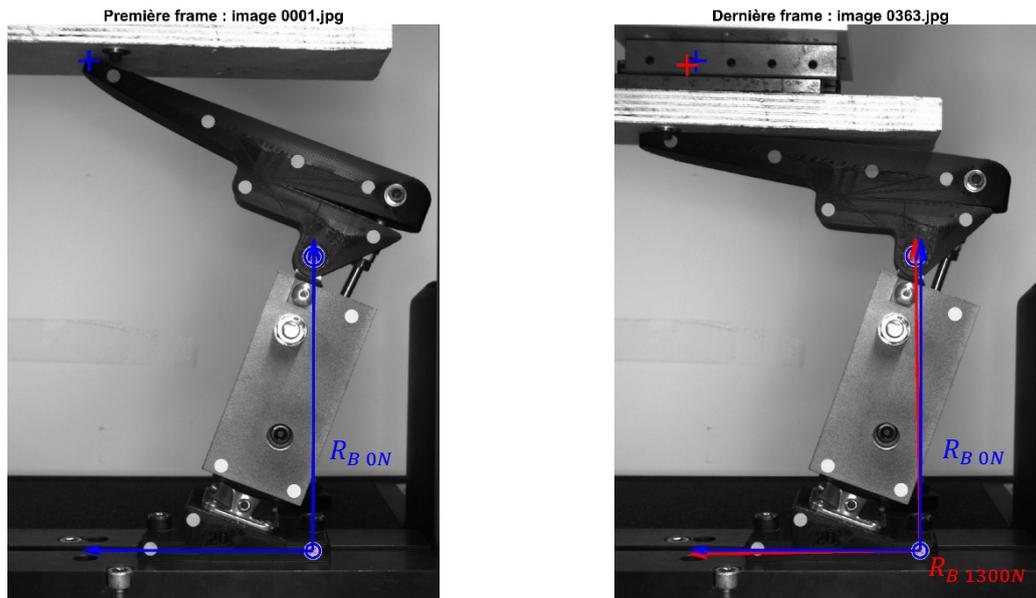


Figure 94 : Calcul de la flèche du pied induite par la déformation du bâti lors de l'essai de restitution d'énergie de à l'avant pied sous 1300 N. A gauche, position initiale du pied et du bâti sous 0 N. A droite, position du pied et du bâti sous 1300 N. La croix bleue correspond à la position de l'extrémité du pied en position initiale dans le repère  $R_{B\ 0\ N}$  sous 0 N. La croix rouge correspond à cette même position mais dans  $R_{B\ 1300\ N}$ , le repère du bâti (rouge) une fois déformé sous 1300 N.  $R_{B\ 0\ N}$  et  $R_{B\ 1300\ N}$  sont orthonormés (bien que leur représentation ne soit pas normée).

### Essai de résistance à la rupture

Pour l'évaluation de la sécurité du prototype, nous avons réalisé un essai de résistance à rupture de l'avant pied comme le préconise la norme 10328. Pour un individu de 80 kg (niveau de contrainte P4), le niveau supérieur de la norme impose d'appliquer 4130 N avec un angle de 20°. Le pied valide l'essai à rupture s'il n'est pas « inutilisable » après l'essai, c'est-à-dire s'il ne casse pas.

La Figure 93 illustre la mise en place du prototype et de ses connectiques. Les courbes force-déplacement seront présentées dans la prochaine partie (Section 3.3.4 page 154).

### **3.3.3.3. Essai de résistance à la fatigue : simulateur de marche à charge alternée**

Comme vu précédemment, les essais cycliques selon la norme ISO EN 10328 ne représentent pas l'entièreté du déroulé du pas, contrairement à la norme EN ISO 22675. Face au manque de disponibilité des machines adéquate, les essais cycliques ont été réalisés sur un simulateur de marche à charge alternée développé par Proteor® (Duraffourg, 2021), comme décrit section 3.2.2.1. La Figure 95 présente la marche du prototype monté sous Synsys (Figure 96) marchant sur ce simulateur.

Comme évoqué dans la Section « 3.3.1 Cahier des charges » page 139, ici nous ne voulons pas valider les exigences des normes 10328 et 22675 en résistant à  $2 \times 10^6$  cycles. Nous voulons seulement qu'un utilisateur puisse marcher avec le prototype pendant au moins une demi-journée afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche, ce qui correspond à 1000 cycles au maximum. En prenant une marge de sécurité, nous avons décidé de réaliser 5000 cycles, ce qui équivaut à une durée d'environ 2h sur le simulateur.

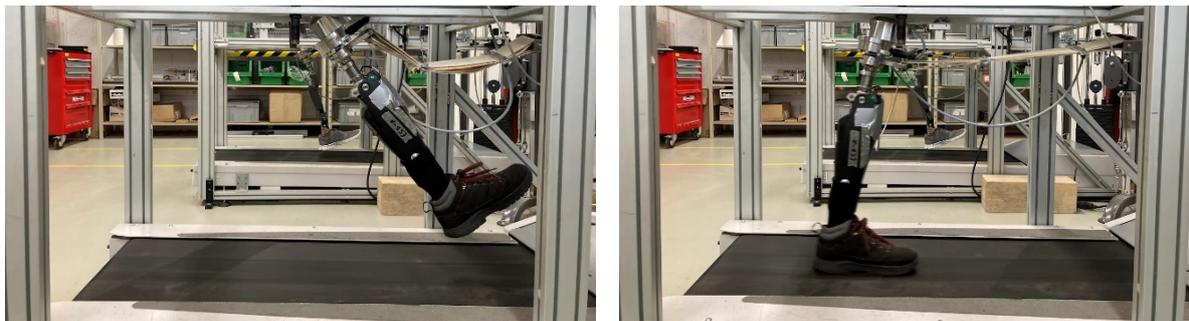


Figure 95 : Simulateur de marche à charge alternée de Proteor® (Duraffourg, 2021) : utilisé pour tester en fatigue le prototype monté sous le Synsys.



Figure 96 : Installation du prototype sur la prothèse Synsys.

Enfin, afin de valider l'essai de résistance à la fatigue nous avons comparé les courbes force-déplacement avant et après. Nous ferons de plus un essai à rupture puis un dernier essai de restitution. Pour chaque essai de restitution, 3 chargements seront effectués. Ainsi nous ferons les essais dans l'ordre suivant :

1. Essai de restitution « Référence » à 1300 N (courbe force-déplacement de référence).
2. Essai de résistance à la fatigue sur le simulateur de marche à charge alternée durant 5000 cycles.
3. Essai de restitution « Post-cycle » à 1300 N (comparaison avec la courbe de référence).
4. Essai de résistance à rupture à 4130 N (ne dois pas casser).
5. Essai de restitution « Post-rupture » à 1300 N (comparaison avec la courbe de référence).

Ces essais se feront à Seurre dans les locaux de Proteor®. La machine Instron utilisée sera différente de celle de l'IBHGC ce qui aura pour conséquence un contrôle du chargement par la force exercée au lieu d'un contrôle en déplacement.

#### 3.3.3.4. *Modèle éléments finis*

L'essai de restitution d'énergie de l'avant du pied a été simulé par EF en reproduisant l'orientation du pied à 20° de l'horizontal. La simulation numérique a été réalisée via le logiciel Abaqus de Dassault Systèmes et la position initiale est présentée Figure 97.

### Propriétés mécaniques des matériaux

Le prototype a été défini en PLA Tough (Tableau 12) et la bielle ainsi que la plaque ont été définies en acier ( $E_{acier} = 210 \text{ GPa}$  et  $\nu_{acier} = 0,30$ ). Pour simplifier la simulation, le bâti et les pièces de connexion n'ont pas été simulés.

### Conditions limites

L'application de la charge s'est faite par l'utilisation d'une plaque en contact avec le pied prothétique, où un déplacement vertical de 45 mm est imposé (Louessard, 2023; Tabucol et al., 2021) via un point de référence contrôlant la plaque. Les forces de réaction de la plaque ainsi que le déplacement de la plaque sont ensuite récupérés. Le reste des conditions aux limites sont illustrées Figure 97.

### Interactions

Un contact avec un coefficient de frottement de 0,1 a été créé (voir Figure 97).

### Maillages

Un maillage tétraédrique (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Louessard, 2023) quadratique de 3,3 mm a été utilisé pour le pied. Afin de limiter le temps de calcul, un maillage tétraédrique linéaire (4 nœuds au lieu de 10) a été utilisé pour la bielle et la plaque, de taille 4,6 mm et 14 mm respectivement.

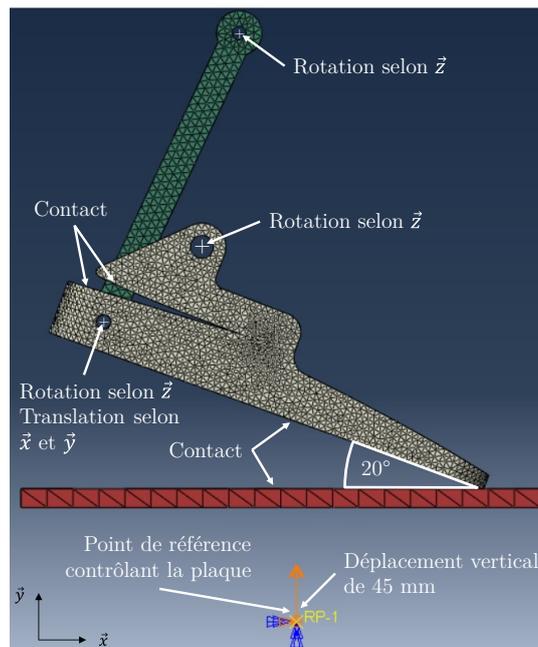


Figure 97 : Simulation sous Abaqus de l'essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1300 N du prototype.

## 3.3.4. Résultats et discussion

### 3.3.4.1. Essai de restitution

Les résultats expérimentaux et de simulation sont disponibles Tableau 16 et illustrés Figure 100 page 157. Une comparaison avec les résultats du Synsys a été réalisée à partir de données antérieures collectées par Proteor®.

### Simulation

La Figure 98 présente le champ de contraintes principales maximales et minimales sous 1300 N. La bielle n'est pas représentée pour plus de visibilité. Une contrainte supérieure à la limite cycle de 59 MPa apparaîtra en gris, et des contraintes proches de 59 MPa en valeur absolue apparaîtront en rouge pour les contraintes principales maximales et en bleu pour les contraintes principales minimales.

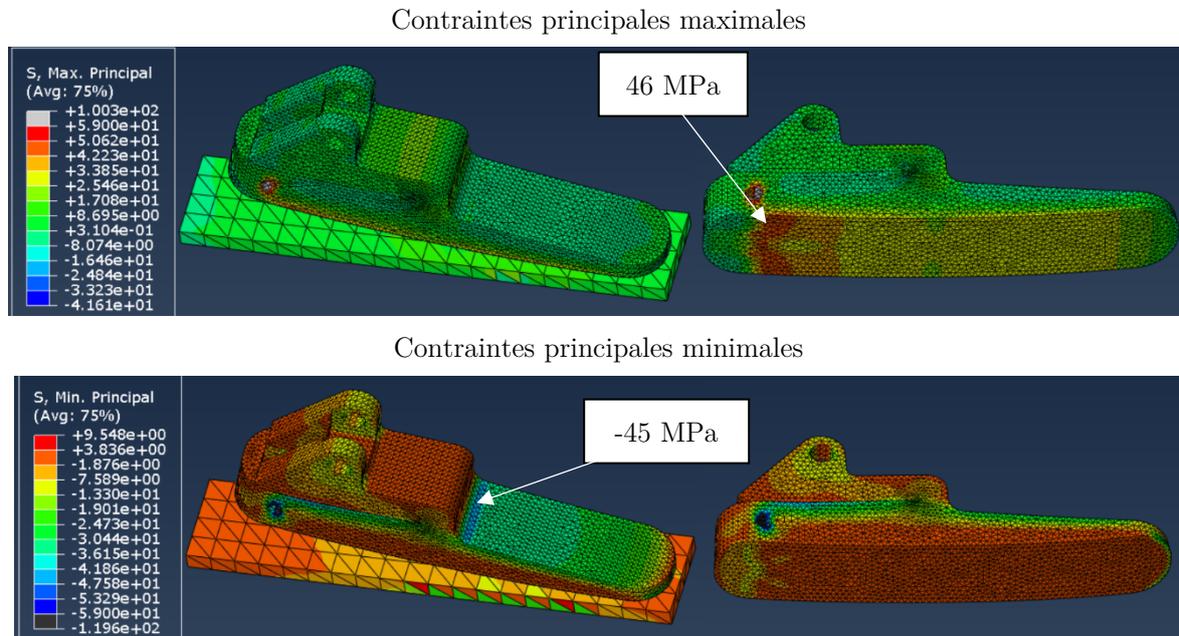


Figure 98 : Simulation en EF du prototype via le logiciel Abaqus sous 1300 N. Les contraintes principales maximale (en haut) et minimale (en bas) ne dépassent pas la limite de résistance cyclique, fixée à 59 MPa pour le PLA Tough. Une contrainte supérieure à 59 MPa apparaîtra en gris, et des contraintes proches de 59 MPa en valeur absolue apparaîtront en rouge pour les contraintes principales maximales et en bleu pour les contraintes principales minimales.

La simulation en EF de l'essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1300 N a montré des contraintes principales maximales et minimales ne dépassant pas les 46 MPa et -45 MPa respectivement (Figure 98), inférieures en valeur absolue à la limite cyclique estimée à 59 MPa. Seul l'axe bielle/pied voit certaines petites zones supérieures à 59 MPa, mais nous considérons cela comme négligeable. De plus, la simulation a estimé une flèche de 37,64 mm avec 20,27 J emmagasinée ce qui représente une augmentation de 50% (25,12 mm) et 41% (14,42 J) par rapport au pied actuel du Synsys. L'objectif est donc atteint d'un point de vue du modèle EF et c'est pourquoi nous avons décidé d'imprimer le pied et de le tester mécaniquement.

De plus, nous pouvons voir sur la Figure 99 la manière dont le pied a tourné autour de l'axe A de la cheville et comment la partie arrière du pied s'est déformée et s'est enroulée sur la partie supérieure de 0 N à 785 N. De 785 N à 1300 N, c'est la partie avant du pied qui se déforme. Nous retrouvons le comportement du prototype qui était expliqué dans la Section « 3.3.2.4 Forme finale » page 147.

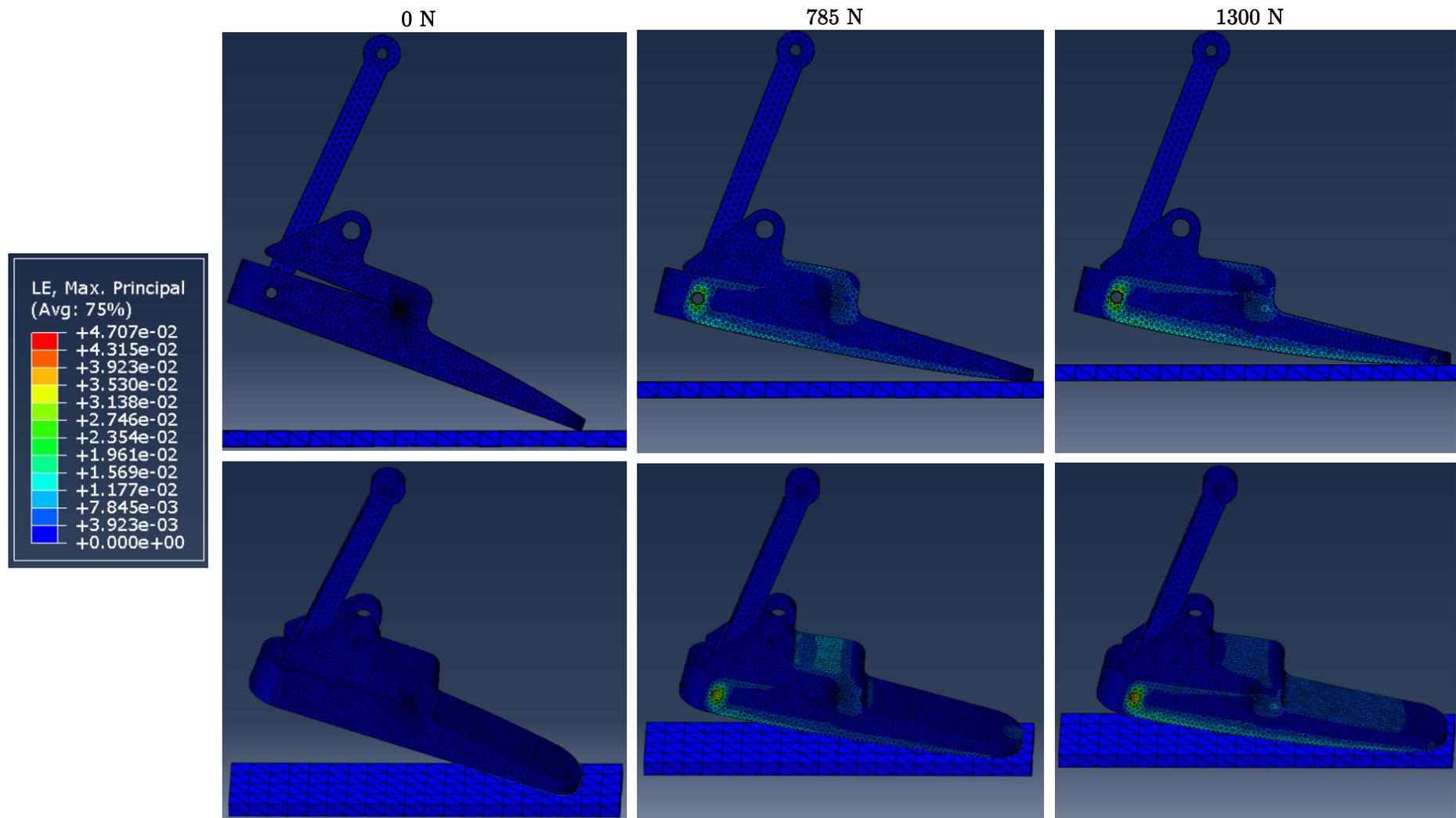


Figure 99 : Déformation du prototype lors d'un essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1300 N. A 0 N, le pied est en position neutre, incliné à 20° pour l'essai. A 785 N, la partie arrière du pied s'est déformée et s'enroule sur la partie supérieure du pied. Après 785 N et jusqu'à 1300 N, c'est la partie avant du pied qui se déforme

### Expérimentation

La Figure 100 montre les courbes force-déplacement obtenu par EF et expérimentalement, avec et sans correction de la déformation du bâti. A chaque instant, nous pouvons estimer un déplacement « corrigé », appelé « Expérimentation corrigée », en soustrayant au déplacement du plateau, le déplacement induit par la déformation du bâti. C'est sur cette « Expérimentation corrigée » que nous allons nous baser pour l'analyse. A 1300 N, nous avons estimé un déplacement du plateau induit par la déformation du bâti, de 2,56mm. L'essai expérimental (corrigé) a permis de mesurer un déplacement de 46,12 mm sous 1300 N, avec 21,33 J emmagasinée et 15,97 J restituée. Ceci représente une augmentation de +84% du déplacement par rapport au pied actuel du Synsys (en bleu Figure 100), et une augmentation de +48% et +22% de l'énergie emmagasinée et restituée. Nous remarquons que l'efficacité (le rapport entre l'énergie restituée et l'énergie emmagasinée) du prototype est réduite à 75% au lieu de 91% avec le Synsys actuel. Une partie de cette réduction peut être due au jeu au niveau des axes des pivots qui s'ajustent différemment lors du chargement et du déchargement. Cela peut aussi être dû à la viscoélasticité du PLA Tough. Le prototype a donc pu emmagasiner plus d'énergie que le pied Rover (18,70 J, Tableau 10, Section 3.2.2.1) et pratiquement autant que le Dynatrek (21,96 J), mais a restitué moins d'énergie (17,78 J et 20,97 J, respectivement). Le passage du prototype en carbone devrait aider à restituer plus d'énergie.

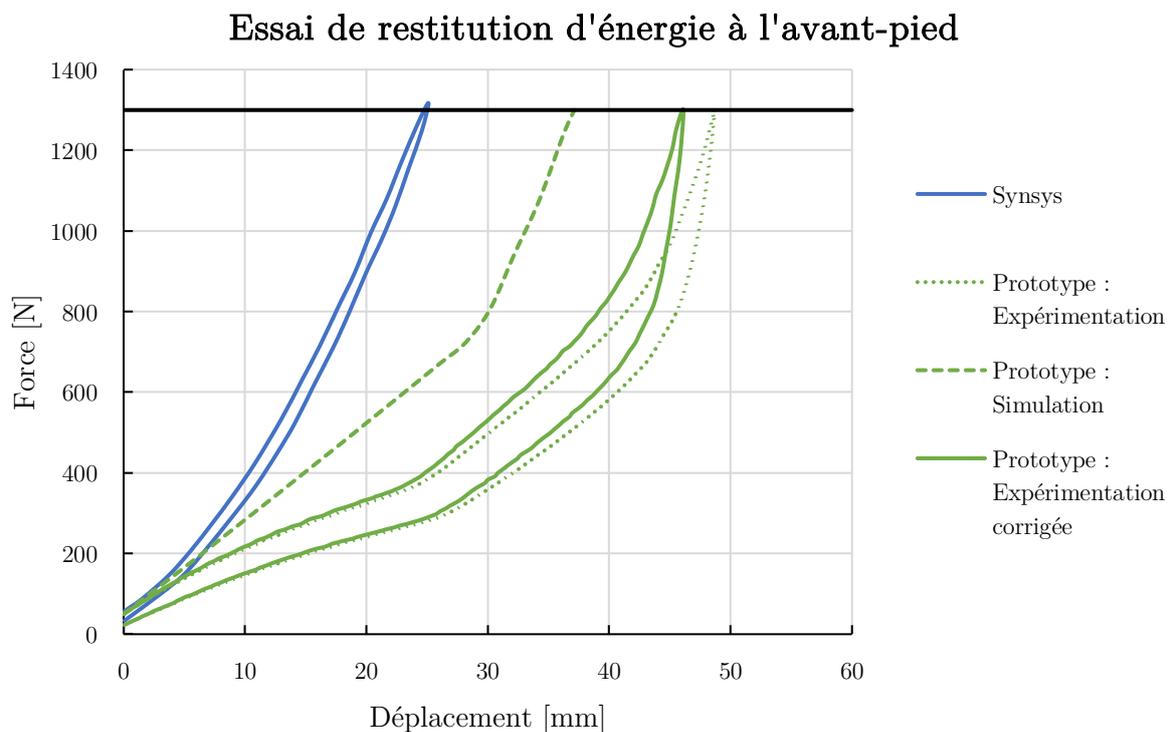


Figure 100 : Essais de restitution à l'avant-pied à 1300 N. Les données du Synsys (en bleu) proviennent d'un essai antérieur fait par Proteor®. La correction apportée aux données expérimentales correspond à la soustraction de la flèche induite par la déformation du bâti.

### Simulation vs Expérimentation corrigée

Le modèle EF semble trop rigide et a sous-estimée de -18% le déplacement à 1300N, une fois la déformation du bâti soustraite. Cette différence pourrait en partie provenir du coefficient de frottement. Une valeur de 0,1 surestime peut-être les frottements entre le pied et la glissière, qui devraient être quasiment nuls. On estime l'erreur d'orientation de la plaque lors du test comme étant

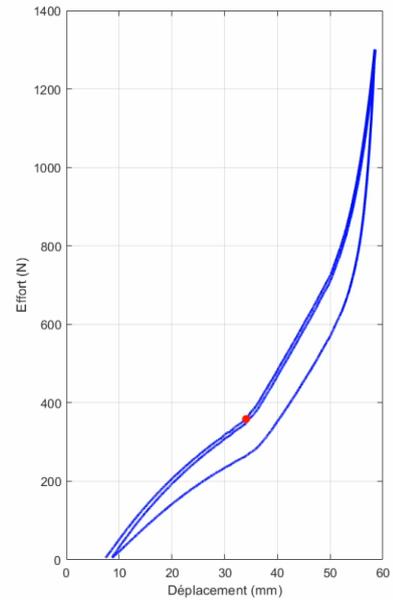
d'environ  $\pm 2^\circ$  (Louessard, 2023), ce qui pourrait modifier les résultats. Il pourrait y avoir une interaction entre les couches de l'impression par DFF qui n'est pas prise en compte par le modèle EF et l'hypothèse de PLA Tough isotrope et homogène pourrait ne pas être respectée. Ces éléments, pris dans leur ensemble, peuvent partiellement justifier les écarts observés entre les résultats issus de simulations par EF et les données expérimentales.

Tableau 16 : Résultats des essais de restitution à l'avant pied à 1300N pour le pied Synsys et le prototype. Pour le prototype, les résultats expérimentaux et du modèle EF sont données, ainsi que les résultats expérimentaux avec correction de la déformation du bâti (« Expérimental corrigé »).

	Flèche [mm]	Energie emmagasinée [J]	Energie restituée [J]	Efficacité [%]
<b>Synsys</b>				
<b>Expérimental</b>	25,12 mm	14,42 J	13,06 J	91 %
<b>Prototype</b>				
<b>Expérimentation</b>	48,68 mm	22,57 J	17,22 J	76 %
<i>Différence / Synsys</i>	+ 94 %	+ 56 %	+ 32 %	- 16 %
<b>Expérimentation corrigée</b>	46,12 mm	21,33 J	15,97 J	75 %
<i>Différence / Synsys</i>	+ 84 %	+ 48 %	+ 22 %	-17 %
<b>Simulation EF</b>	37,64 mm	20,27 J		
<i>Différence / Exp. corrigée</i>	- 18 %	- 5 %		

De plus, nous avons prévu un enroulement de la partie arrière du pied sur la partie supérieure pour une charge de 800 N. Nous voyons d'ailleurs sur la Figure 100 une augmentation de la raideur à partir de 800 N. Cependant la courbe expérimentale n'a pas la même forme. La Figure 101 représente la courbe expérimentale force-déplacement synchronisée avec la caméra. Le point rouge indique à quel instant de l'essai nous sommes. On observe que le contact entre les parties arrière et supérieure se fait non pas à 800 N mais à 400 N. De plus, on comprend qu'à partir de 800 N, le pied commence à se mettre à plat. Le point d'application de l'effort  $\vec{F}_{sol \rightarrow Proto}$  se rapproche donc de l'axe  $A$  de la cheville et diminue le bras de levier. En conséquence, l'augmentation de  $\vec{F}_{bielle \rightarrow Proto}$  par l'augmentation de  $\vec{F}_{sol \rightarrow Proto}$  sera contre balancé par la diminution du bras de levier  $\vec{AC}$ .

Contact entre l'arrière du pied et la partie supérieure du pied



Mise à plat du pied et déplacement vers le talon du point de contact entre la plaque et le pied.

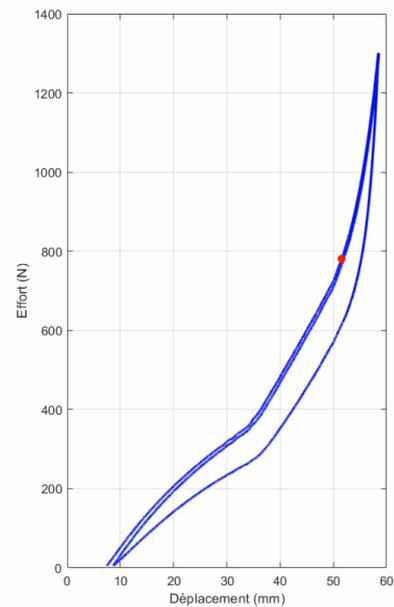


Figure 101 : Essai de restitution à l'avant pied à 1300 N : Courbe expérimentale force-déplacement synchronisée avec une caméra. Le point rouge indique à quel instant de l'essai on est.

### 3.3.4.2. Essai de résistance à rupture

Comme présenté Figure 102, le modèle EF a prédit des contraintes maximales et minimales de 59 MPa et -73 MPa respectivement, inférieure à la limite de rupture du PLA Tough (78 MPa) en valeur absolue. Expérimentalement, le prototype ne s'est pas cassé sous 4130 N.

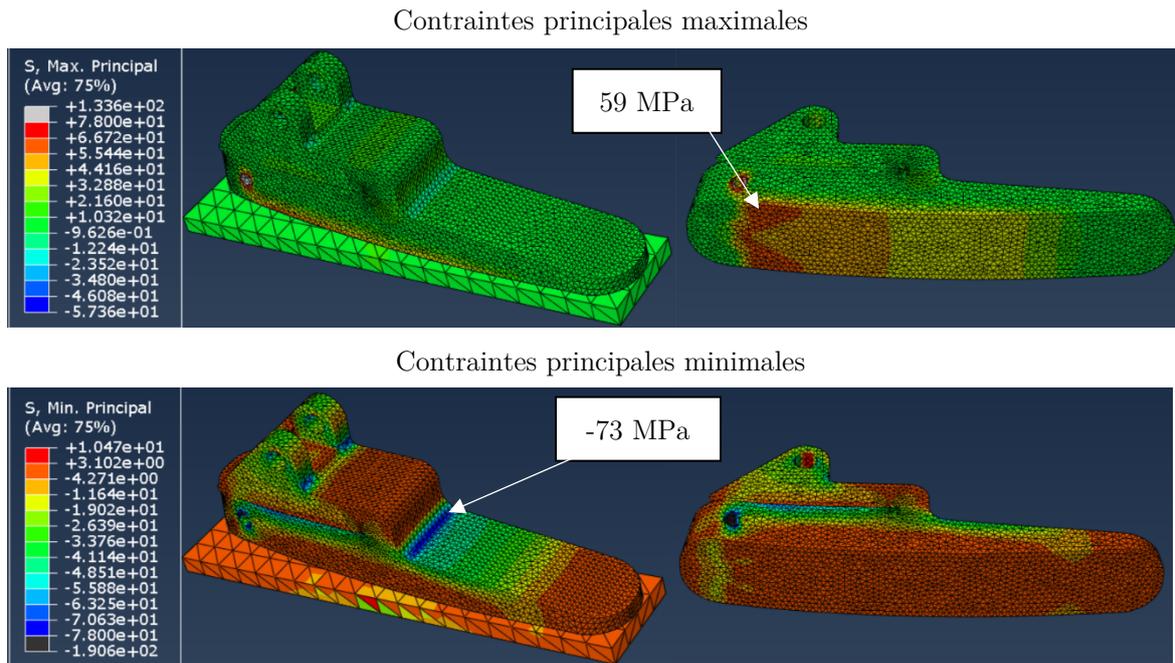


Figure 102 : Simulation en EF du prototype via le logiciel Abaqus sous 4130 N. Les contraintes principales maximale (en haut) et minimale (en bas) ne dépassent pas la limite de résistance à la flexion, fixée à 78 MPa en valeur absolue pour le PLA Tough.

### 3.3.4.3. Essai de résistance à la fatigue

Le prototype a passé les 5000 cycles sur le simulateur de marche, correspondant à peu près à 2h de marche en continu. Aucune détérioration extérieure n'a été observée. La Figure 103 montre les courbes force-déplacement des essais de restitution d'énergie de l'avant-pied à 1300 N durant les différentes étapes des tests et Enfin, nous pouvons noter une flèche moyenne de référence de 53,33 mm lors des essais à Proteor<sup>®</sup> alors que nous obtenions une flèche de 46,12 mm lors de l'essai de restitution à l'ENSAM, ce qui équivaut à une différence de l'ordre de 10%. Notons que les essais de restitution sont très sensibles à la mise en position : la moindre variation quant à l'inclinaison du pied ou le point d'application de la force  $\vec{F}_{sol \rightarrow pied}$  modifie les moments aux différents axes et modifie donc la réponse mécanique du pied. De plus, la glissière utilisée à Proteor<sup>®</sup> se déplace selon l'axe horizontal et médo-latéral, alors que celle de l'ENSAM se déplace seulement selon l'axe horizontal, ce qui peut impliquer des frottements si le pied et la glissière ne sont pas parfaitement alignés, ajoutant de la résistance à l'essai. Ainsi, la différence d'outils, d'opérateur et de positionnement pourraient mener aux différences visibles entre les courbes force-déplacement.

Tableau 17 présente les flèches obtenues ainsi que la différence avec la référence.

Nous observons une différence de flèche moyenne de seulement -0,7% post-cyclique et -2,9% post-rupture par rapport à la flèche moyenne de référence. Nous pouvons donc en conclure qu'une personne peut utiliser le prototype pendant au moins une demi-journée sans aucun risque.

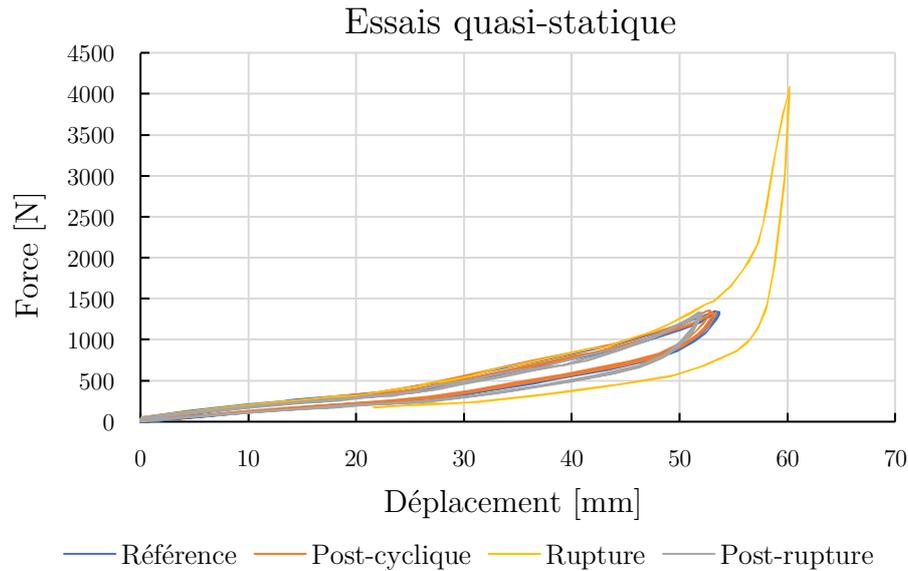


Figure 103 : Courbe force-déplacement des essais de restitution de l'avant pied sous 1300 N et de l'essai à rupture à 4130 N. Pour chaque étape, trois chargements sont réalisés.

Enfin, nous pouvons noter une flèche moyenne de référence de 53,33 mm lors des essais à Proteor<sup>®</sup> alors que nous obtenions une flèche de 46,12 mm lors de l'essai de restitution à l'ENSAM, ce qui équivaut à une différence de l'ordre de 10%. Notons que les essais de restitution sont très sensibles à la mise en position : la moindre variation quant à l'inclinaison du pied ou le point d'application de la force  $\overrightarrow{F_{sol \rightarrow pied}}$  modifie les moments aux différents axes et modifie donc la réponse mécanique du pied. De plus, la glissière utilisée à Proteor<sup>®</sup> se déplace selon l'axe horizontal et médio-latéral, alors que celle de l'ENSAM se déplace seulement selon l'axe horizontal, ce qui peut impliquer des frottements si le pied et la glissière ne sont pas parfaitement alignés, ajoutant de la résistance à l'essai. Ainsi, la différence d'outils, d'opérateur et de positionnement pourraient mener aux différences visibles entre les courbes force-déplacement.

Tableau 17 : Flèches obtenues lors d'essais de restitution d'énergie de l'avant pied à 1300 N à différentes étapes des tests. Pour chaque étape, les flèches des trois charges sont données ainsi que la moyenne et l'écart-type des trois. Les différences avec la flèche moyenne de l'essai de référence sont aussi indiquées.

	Référence	Post-cyclique	Post-rupture
Flèche n°1 [mm]	53,33	52,86	51,85
Flèche n°2 [mm]	53,51	53,19	52,00
Flèche n°3 [mm]	53,71	53,42	52,06
Flèche moyenne [mm] $\pm$ ET	53,5 $\pm$ 0,2	53,2 $\pm$ 0,3	52,0 $\pm$ 0,1
Différence [mm]	/	-0,4	-1,5
Différence [%]	/	-0,7	-2,9

### **3.3.5. Conclusion**

L'objectif de ce Chapitre 3 est de concevoir une solution technologique permettant d'augmenter le travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF. Pour cela, nous avons décidé de concentrer nos travaux sur l'amélioration de la prothèse Synsys, caractérisée par son système synergique genou-cheville, en concevant un prototype de pied prothétique permettant de restituer une plus grande quantité d'énergie que le pied Synsys actuel.

Lors de l'essai de restitution d'énergie (sous 1300 N), le prototype a emmagasiné 48% et restitué 22% d'énergie en plus que le pied actuel du Synsys. La flèche a de plus augmenté de 84%. Le prototype a aussi validé les exigences de sécurité : il est encore utilisable après un essai de résistance à la rupture sous 4130 N, et n'a pas cassé après 5000 cycles de marche sous simulateur. Après le test de fatigue à 5000 cycles, ses performances de stockage et de restitution d'énergie étaient identiques à celles mesurées initialement.

Dans la prochaine partie, nous présenterons l'évaluation des performances du prototype couplé au Synsys, lors de la marche. L'objectif a été d'évaluer si le prototype permettait ou non d'augmenter le travail de propulsion au membre appareillé, par rapport à des prothèses commercialisées et par rapport au Synsys actuel.

## 3.4. Travail personnel : Evaluation biomécanique d'un prototype de pied Synsys

### 3.4.1. Introduction

Cette étude vise maintenant à évaluer la marche avec le prototype développé et évalué mécaniquement dans la section précédente. Nous voulons d'une part savoir si l'augmentation de l'amplitude de cheville et de l'énergie emmagasinée et restituée permet d'augmenter le travail mécanique de propulsion générée au membre appareillé avec, entre autres, la vitesse de marche. D'autre part, dans le cas où une augmentation du travail de propulsion est observée, nous voulons savoir si cela permet une diminution de la consommation en oxygène.

Dans un premier temps et pour des raisons de sécurité, nous avons demandé à un individu non amputé de marcher sur un tapis roulant avec un simulateur d'amputation TF équipé de notre prototype monté sous le Synsys. Nous avons quantifié le travail mécanique positif généré par le complexe pied-cheville ( $W_{cheville-pied}^+$ ) et par le membre arrière ( $W_{StS}^+$ ) lors de la phase de propulsion ainsi que le travail négatif ( $W_{StS}^-$ ) lors de la phase de collision, durant la transition d'un pas vers un autre. Ceci a été réalisé à 6 vitesses différentes, de 0,4 m/s à 1,4 m/s afin d'analyser l'effet de la vitesse de marche sur ces grandeurs en fonction de la prothèse utilisées. Afin d'évaluer l'apport de notre prototype de pied prothétique associé au Synsys, nous avons comparé les résultats avec ceux de la marche équipée du Synsys actuellement commercialisé.

Une marche sans prothèse {NA} a été utilisée comme référence. Une seconde référence a été utilisée, celle de la marche avec un pied Dynatrek de Proteor<sup>®</sup> monté sous un Rheo Knee d'Össur<sup>®</sup>. Le Rheo Knee est un genou à microcontrôleur (MPK : Micro Processor Knee) passif utilisant les propriétés des fluides magnéto-rhéologiques pour adapter son comportement. Le Dynatrek est quant à lui un pied ESAR de classe 3. Ces deux prothèses sont inscrites à la LPPR (Liste des Produits et Prestations Remboursables par l'Assurance Maladie) et sont donc des prothèses régulièrement utilisées en France par les personnes amputées TF. Cette configuration est utilisée comme point de comparaison standard pour évaluer les effets des autres configurations prothétiques. Nous nous attendons à observer un travail de propulsion au membre appareillé constant avec la vitesse (Pinhey et al., 2022).

Enfin, nous avons aussi voulu tester le Pro-Flex Pivot d'Össur<sup>®</sup>, présenté dans l'état de l'art de ce Chapitre 3, section 3.2.1.2, page 126. Ce pied de classe 3 (Tableau 21, Annexe 2.B) dispose d'un système d'articulation sur la partie supérieure du pied, conçu pour charger de manière non linéaire les sections du talon et de l'avant-pied. Ceci marque une évolution par rapport aux ESAR conventionnels, comme le Dynatrek. Le Pro-Flex Pivot est connu pour ses capacités améliorées en termes de restitution d'énergie et de flexibilité (Childers and Takahashi, 2018; Heitzmann et al., 2018; Müller et al., 2019). Nous l'avons monté sous le genou Rheo Knee afin de l'évaluer à la marche. Cette configuration vise à explorer l'effet de l'augmentation de la puissance et de l'amplitude de la cheville dans le cas de l'utilisation d'un MPK conventionnel.

Puisque la marche avec une amputation TF est particulièrement éprouvante et qu'il faut 5 min de marche continue pour quantifier la consommation en oxygène, cette grandeur n'a été évaluée que pour deux vitesses de marche, une rapide (1,2 m/s) et une lente (0,6 m/s).

## 3.4.2. Matériel et méthodes

### 3.4.2.1. Participant

Un sujet a participé à cette étude. Il s'agit d'un homme actif non amputé (NA) de 42 ans, 1,81 m et 81,53 kg. Cela fait plusieurs années que le participant utilise occasionnellement le simulateur d'amputation TF, il est donc parfaitement à l'aise pour marcher avec.

### 3.4.2.2. Configurations des prothèses

Chaque pied prothétique sélectionné pour l'expérimentation appartient à la catégorie des pieds ESAR de classe 3 (hormis le prototype), tandis que les genoux prothétiques sont des genoux à microcontrôleur, reconnus pour leur capacité à ajuster dynamiquement le niveau de résistance à la flexion en fonction des changements d'activité.

Cinq configurations distinctes ont été établies pour l'expérimentation :

- **« NA » (Non-Amputé) :** La configuration sans simulateur sert de référence et permet ainsi d'établir un contrôle pour les autres mesures.
- **« Rheo + Dynatrek » :** Elle représente la référence prothèse, combinant le genou Rheo Knee d'Össur® avec le pied Dynatrek de Proteor® (Figure 104).
- **« Rheo + Pro-Flex » :** Il s'agit de l'association du genou Rheo Knee et du pied prothétique Pro-Flex Pivot d'Össur® (Figure 104). Cette configuration vise à explorer l'effet de l'augmentation de la puissance et de l'amplitude de la cheville avec un MPK conventionnel.
- **« Synsys » :** Cette configuration est la référence que nous cherchons à améliorer.
- **« Synsys + Proto » :** Elle examine l'effet combiné de l'augmentation de l'amplitude de la cheville et de la puissance au pied, couplé à un système synergique.



Figure 104 : Prothèses utilisées comme comparaison au Synsys et au prototype monté sous le Synsys.

### 3.4.2.3. Protocole

Le protocole s'est déroulé en deux sessions distinctes séparées d'une semaine : une pour d'analyse quantitative du mouvement (AQM) et une pour la mesure de la consommation en oxygène.

#### AQM

La session d'AQM a été effectuée avec l'emploi de 9 caméras optoélectroniques (système Vicon) capturant à une fréquence de 100 Hz, ainsi qu'un tapis instrumenté Treadmetrix équipé de deux bandes distinctes, chacune munie d'une plateforme de force individuelle enregistrant à 1000 Hz. Cette session a nécessité l'utilisation de 33 marqueurs placés sur les jambes, le bassin et le tronc du sujet (Figure 106).

Un ajustement préalable de chaque prothèse a été réalisé en se basant sur le ressenti du participant avant la marche. La prothèse Synsys et le genou prothétique Rheo Knee ont été configurée électroniquement pour le participant. Un temps d'adaptation a été accordé avant chaque condition testée, permettant au participant de se familiariser avec l'appareillage en marchant librement. La première condition testée était la condition NA, suivie d'une randomisation des conditions. Le sujet a marché sur le tapis instrumenté pendant 30 secondes à des 6 vitesses variant de 0,4 m/s à 1,4 m/s avec un pas de 0,2 m/s, avec un enchaînement des vitesses pour une durée totale de marche de 2 minutes 30 secondes. Ce panel de vitesse nous permettra d'évaluer l'évolution du travail de propulsion au membre appareillé en fonction de la vitesse de marche. Il était permis au patient de se stabiliser légèrement à l'aide d'un doigt sur la barre latérale de sécurité, tout en évitant d'exercer une pression importante afin de ne pas fausser les valeurs des forces de réaction au sol mesurées. Un système de soutien par harnais assurait la sécurité du sujet en cas de chute durant la marche. Après chaque condition, un marquage au laser était réalisé sur la prothèse pour assurer un alignement constant lors de la session suivante (Figure 105).

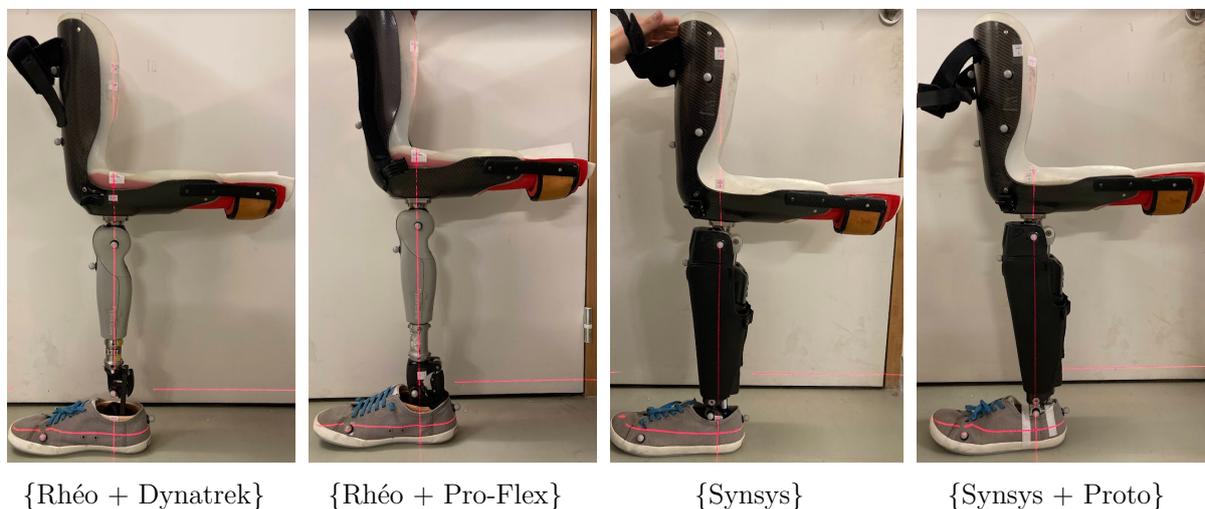


Figure 105 : Marquage au laser afin d'assurer un alignement constant entre l'analyse quantifiée de la marche et l'analyse de la consommation en oxygène.

#### Consommation en oxygène

Dix jours après, la deuxième session, focalisée sur la mesure de consommation en oxygène, a été conduite en utilisant le système Cosmed K5 et le même tapis instrumenté Treadmetrix. Les protocoles d'alignement et d'adaptation de la prothèse étaient identiques à ceux de la première session, garantissant une reproductibilité grâce aux repères au laser établis précédemment. La condition

initiale était également NA, suivie d'une randomisation pour les conditions suivantes. Après un repos de 5 minutes, une phase de mesure de la consommation basale en oxygène en position debout (SMR : *Standing Metabolic Rate*) a été effectuée pendant 3 minutes (Houdijk et al., 2009). Entre chaque condition, une période de repos de 5 à 10 minutes était observée, le temps de préparer la configuration suivante et de s'assurer du retour à la consommation basale en oxygène du sujet. Pour chaque condition testée (prothèse + vitesse), la marche était maintenue pendant 5 minutes (Houdijk et al., 2009), avec des sessions se déroulant à une vitesse de 1,2 m/s le matin et de 0,6 m/s l'après-midi. Seules 2 vitesses sur 6 ont été réalisées durant cette session afin de limiter le temps de l'expérience (5 configurations x (5min de marche + 5 à 10min de repos) x le nombre de vitesse).

#### 3.4.2.4. Traitement des données

##### AQM

Pour la session d'AQM, un modèle inertiel volumique à 8 segments comprenant les deux pieds, les deux jambes, les deux cuisses, le bassin et le segment HAT (*Head-Arms-Trunk*) a été employé. Ce modèle a pris en compte le volume de la jambe positionnée à 90° dans le simulateur d'amputation transfémorale, ainsi que la masse du simulateur (1,796 kg) et celle des différentes prothèses utilisées (Figure 106).

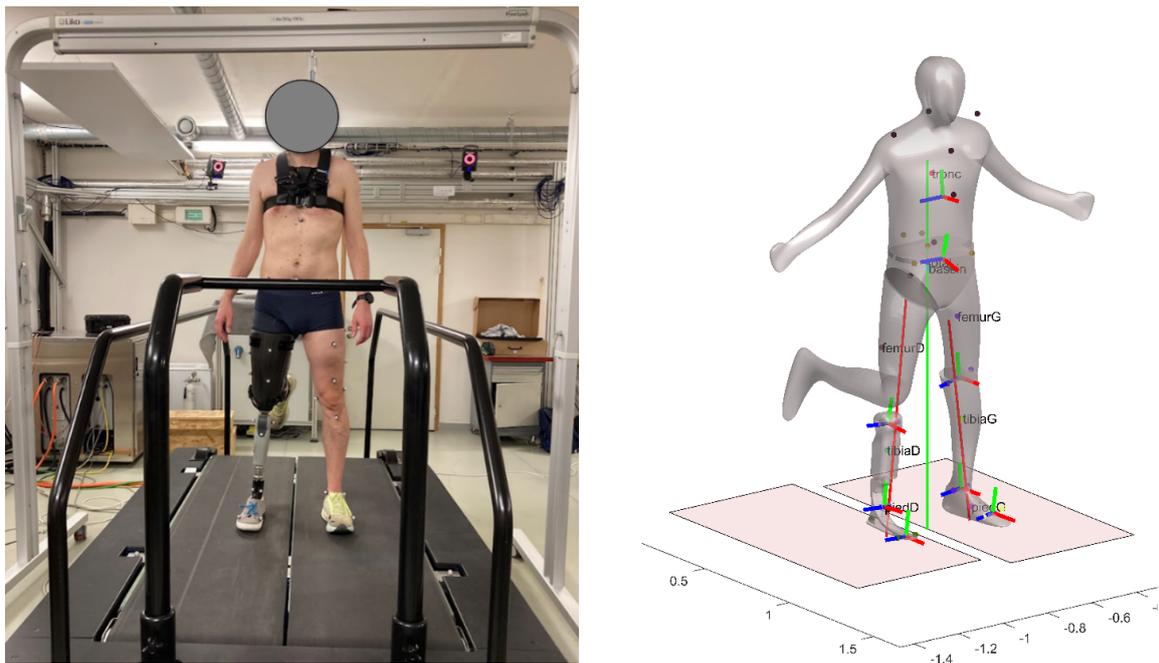


Figure 106 : A gauche, positionnement des marqueurs durant l'analyse quantifiée de la marche et à droite, le modèle inertiel volumique à 8 segments utilisés pendant le traitement. Ce modèle prend en compte le volume de la jambe positionnée à 90° dans le simulateur d'amputation transfémorale, ainsi que la masse du simulateur (1,796 kg) et celle des différentes prothèses utilisées.

La vitesse du centre de masse (BCoM),  $\overrightarrow{v_{BCoM}(t)}$ , a été calculée à partir des forces de réaction du sol (GRF)  $\overrightarrow{GRF}(t)$ , de la masse  $m$  du sujet et de l'accélération gravitationnelle  $\vec{g}$ , en appliquant la seconde loi de Newton tel que :

$$\overrightarrow{v_{BCoM}(t)} = \int \frac{\overrightarrow{GRF}(t) - m\vec{g}}{m} + \vec{K} \quad \text{Eq. 55}$$

La constante d'intégration  $\vec{K}$  a été calculée pour chaque condition (combinaison prothèse-vitesse) sur l'ensemble de la marche et les enregistrements ont été ajustés pour débiter et se terminer par le même appui talon. Le calcul de  $\vec{K}$  a été réalisé à partir des hypothèses suivantes (Donelan et al., 2002a; Lansade et al., 2021) :

- Les composantes médio-latérale (ML) et verticale (V) moyennes de la vitesse du BCoM sur un cycle de marche complet étaient nulles.
- La composante antéro-postérieure (AP) moyenne de la vitesse du BCoM était égale à la vitesse de marche du tapis.

De la même manière que dans le Chapitre 2, les puissances réalisées par les membres appareillé et controlatéral ont été calculées séparément par l'ILM (*Individual Limb Method*) selon Donelan et al., 2002. La puissance développée par le complexe cheville-pied a été calculée à partir de la méthode Distal Shank (DS) (Prince et al., 1994; Takahashi et al., 2012), prenant en compte la vitesse du tapis pour assurer une mesure précise de la vitesse de la cheville par rapport à ce dernier. Le travail mécanique a été défini comme l'intégrale de la puissance au cours du temps du cycle de marche. Enfin, les longueurs de pas appareillé et controlatéral ont été estimées de la même manière que dans le Chapitre 2, à savoir comme la composante antéro-postérieure du vecteur reliant les points médians du premier et du cinquième métatarsien de chaque pied, à l'instant de l'appui talon.

### Consommation en oxygène

La consommation basale en oxygène a été évaluée comme égale à la consommation moyenne observée durant les deux dernières minutes du SMR en condition NA. Les séances du matin et de l'après-midi ont été analysées séparément et la consommation basale a été calculée pour chaque demi-journée. La consommation en oxygène durant les cinq minutes de marche pour chaque condition a également été calculée comme égale à la consommation moyenne des deux dernières minutes de marche. La consommation nette en oxygène pour chaque condition a été déterminée en soustrayant la consommation basale de la demi-journée correspondante de la consommation brute durant la marche. Toutes les valeurs de consommation en oxygène ont été normalisées en fonction de la masse corporelle du sujet en condition NA, excluant donc la masse des prothèses et du simulateur.

## 3.4.3. Résultats

### 3.4.3.1. Configurations

Les masses du simulateur d'amputation TF et de toutes les configurations (pied + genou prothétiques) sont dans le Tableau 18 :

Tableau 18 : Masse du simulateur d'amputation TF et des genoux prothétiques et des pieds prothétiques

Objet	Masse [kg]	Différence de masse par rapport au Proto
Simulateur d'amputation TF	1,796 kg	/
Rhéo + Dynatrek	2,380 kg	-0,855 kg
Rhéo + Pro-Flex	2,636 kg	-0,599 kg
Synsys	3,108 kg	-0,127 kg
Synsys + Proto	3,235 kg	/

Nous observons que la configuration la plus lourde est celle du prototype monté sur le Synsys, qui pèse 0,855 kg de plus que le Dynatrek monté sous le Rheo Knee.

### 3.4.3.2. Longueur de pas

La Figure 107 présente les longueurs de pas en fonction de la vitesse de marche. La configuration {Rheo + Dynatrek} est la seule pour laquelle la longueur de pas est supérieure à celle de NA des deux côtés, signifiant une diminution globale de la cadence. Dans les autres configurations, on observe une diminution du pas controlatéral et une augmentation du pas appareillé, comme on l'observe souvent lors de la marche avec une amputation TF.

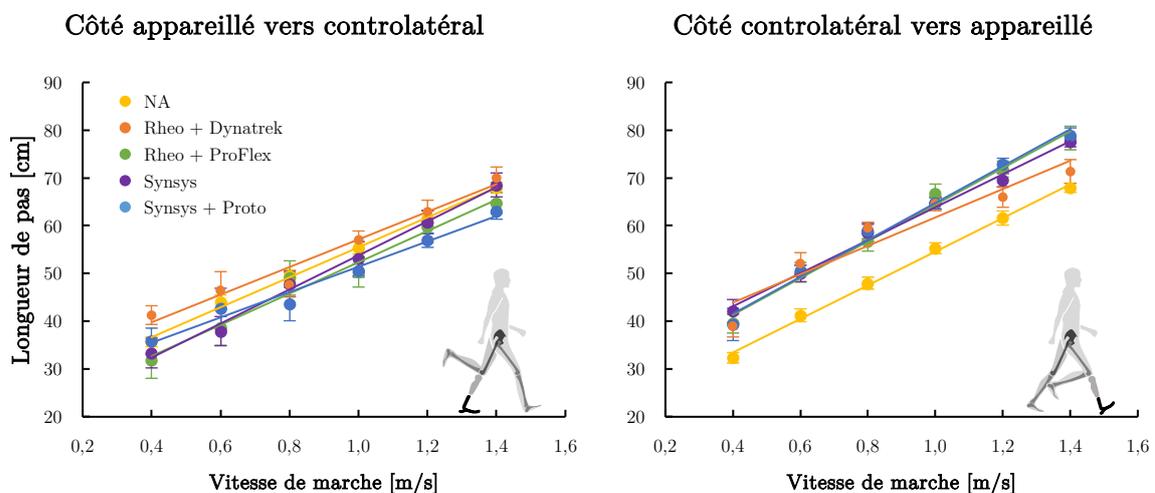


Figure 107 : Longueur du pas pendant la transition entre la jambe appareillée et la jambe controlatérale (à gauche) et inversement à droite, en fonction de la vitesse de marche. Les régressions linéaires pour chaque configuration sont aussi affichées.

### 3.4.3.3. Puissance mécanique

Les courbes des puissances au complexe pied-cheville, au genou, à la hanche et au membre inférieur en fonction du cycle de marche, pour le côté appareillé et controlatérale, sont accessibles en Annexe 3.G, Figure 123 pour les marches sur tapis de 0,4 m/s à 0,8 m/s et Figure 124 pour les marches de 1,0 m/s à 1,4 m/s. Le travail mécanique positif (propulsion) générés par le complexe pied-

cheville ( $W_{cheville-pied}^+$ ) et par le membre arrière ( $W_{StS}^+$ ) ainsi que le travail négatif (collision) au membre avant ( $W_{StS}^-$ ) durant les phases de transition en fonction de la vitesse de marche sont présentés dans la Figure 108. Les régressions linéaires sont affichées pour chaque configuration afin de visualiser les tendances. Enfin, les valeurs de  $W_{cheville-pied}^+$ ,  $W_{StS}^+$  et  $W_{StS}^-$  pour les deux membres inférieurs sont présentés en Annexe 3.G, Tableau 31.

Notre prototype couplé au Synsys permet de générer le plus de travail de propulsion au membre appareillé parmi les configurations avec prothèse, et cela pour toutes les vitesses de marche. Il s'agit de la seule configuration avec {Rheo + Pro-Flex} où le travail de propulsion au membre appareillé est positivement corrélé avec la vitesse de marche. Toutefois, notre prototype permet de réaliser le moins de travail de propulsion au pied prothétique parmi toutes les configurations et ce dernier reste quasiment constant avec la vitesse.

Seules les configurations sans prothèse et {Rheo + Pro-Flex} permettent une augmentation des deux travaux positifs  $W_{cheville-pied}^+$  et  $W_{StS}^+$  avec la vitesse de marche.

Pour toutes les configurations avec prothèse, nous pouvons observer que les travaux de propulsion au complexe pied-cheville et au membre inférieur sont inférieurs côté appareillé et supérieurs côté controlatéral par rapport à ceux de la configuration NA. On note par ailleurs que les valeurs de travail  $W_{cheville-pied}^+$  et  $W_{StS}^+$  générés par le membre appareillé sont plus importantes avec la configuration {Rhéo + Pro-Flex} qu'avec {Rhéo + Dynatrek}.

Côté appareillé vers controlatéral

Côté controlatéral vers appareillé

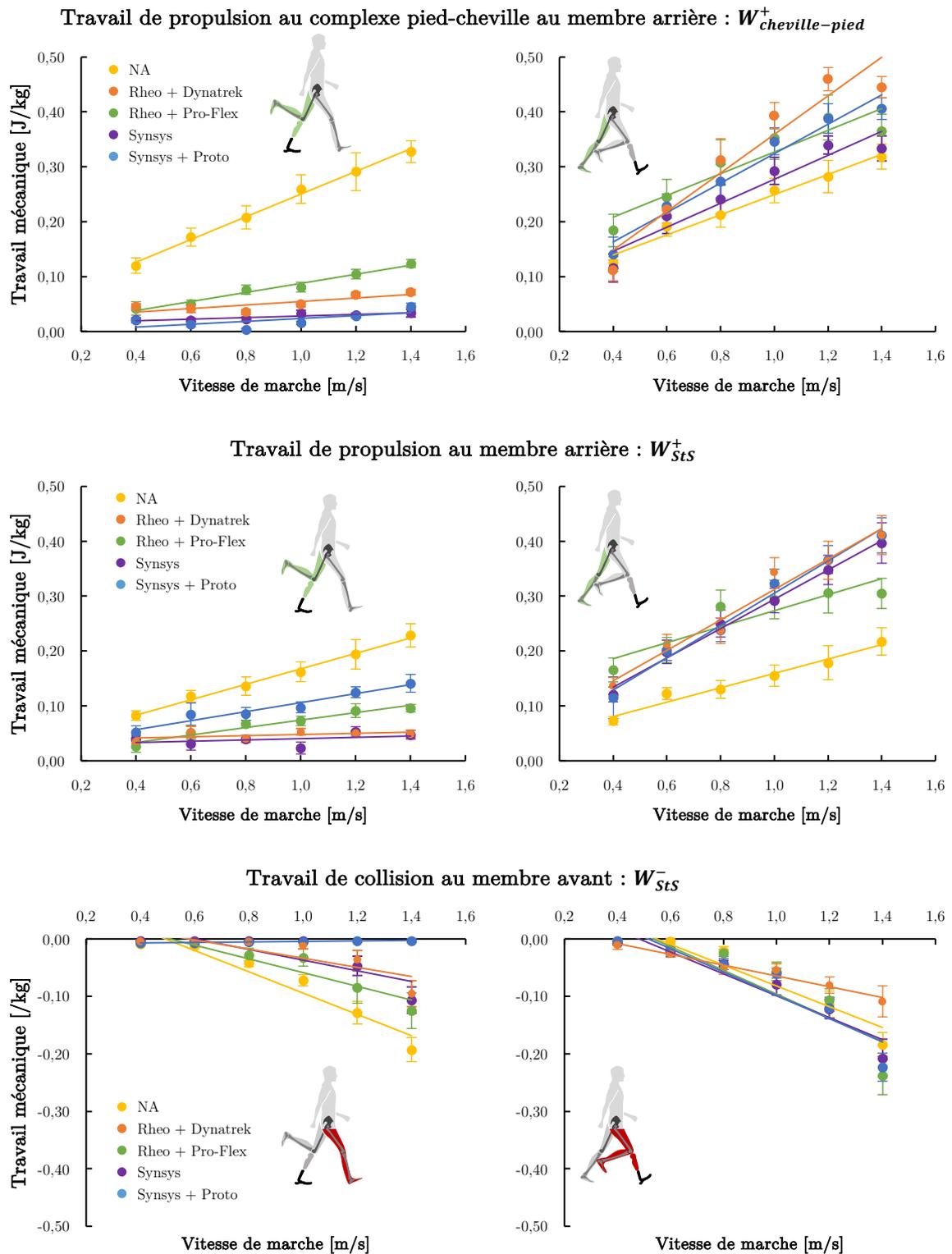


Figure 108 : Travaux mécaniques  $W_{cheville-pied}^+$ ,  $W_{StS}^+$  et  $W_{StS}^-$  en fonction de la vitesse de marche durant la transition du côté appareillé vers le côté controlatéral (à gauche) et durant la transition du côté controlatéral vers le côté appareillé (à droite), pour chaque configuration. Les régressions linéaires sont affichées pour chaque configuration.

### 3.4.3.4. Consommation métabolique

La consommation basale en oxygène du sujet était de 5,47 ml d'O<sub>2</sub>/kg/min le matin durant les marches à 1,2 m/s, et de 6,39 ml d'O<sub>2</sub>/kg/min l'après-midi, durant les marches à 0,6 m/s. Les données de consommation brute en oxygène sont données Figure 109. Elles ont été concaténées pour plus de visibilité (l'ordre de passage et la temporalité ne sont pas représentatifs de l'expérience).

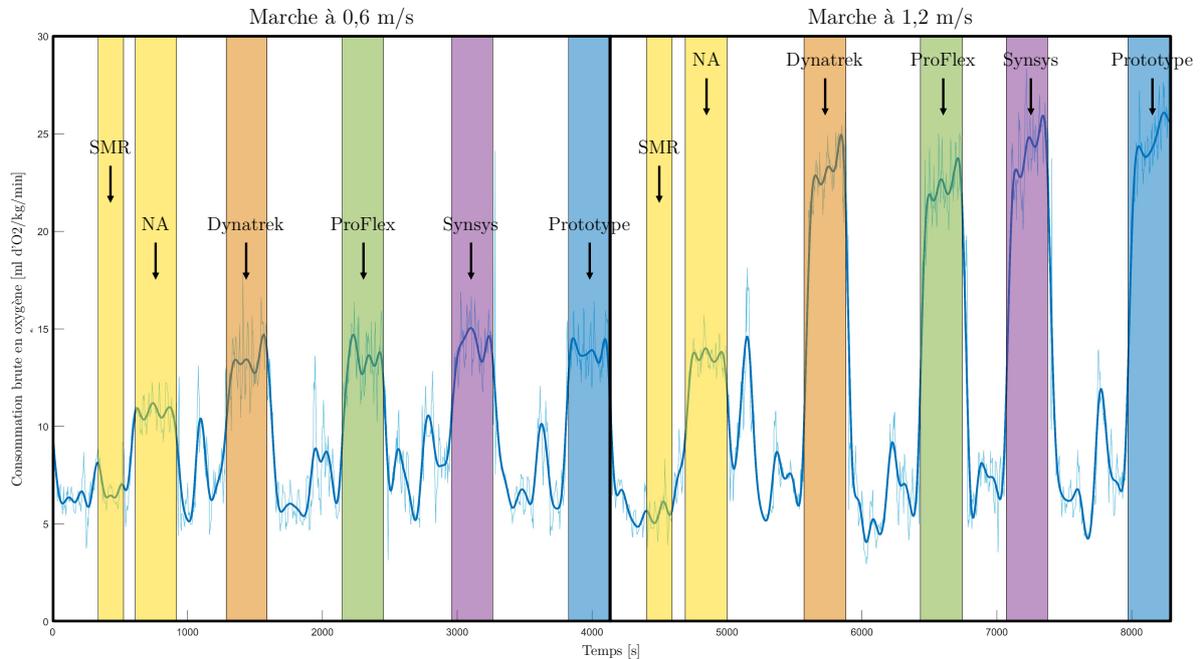


Figure 109 : Consommation brute en oxygène au cours du temps dans toutes les conditions. A gauche les marches à 0,6 m/s et à droite les marches à 1,2 m/s. Les données ont été concaténées artificiellement pour plus de visibilité : l'ordre de passage et la temporalité ne sont donc pas représentatifs de l'expérience. La courbe bleu clair correspond aux données brutes et la courbe bleu foncé correspond aux données brutes filtrées avec un filtre de Butterworth de fréquence de coupure 0,01 Hz, utilisée seulement pour la visualisation des données.

Les consommations nettes en oxygène sont présentées Figure 110 pour les deux vitesses :

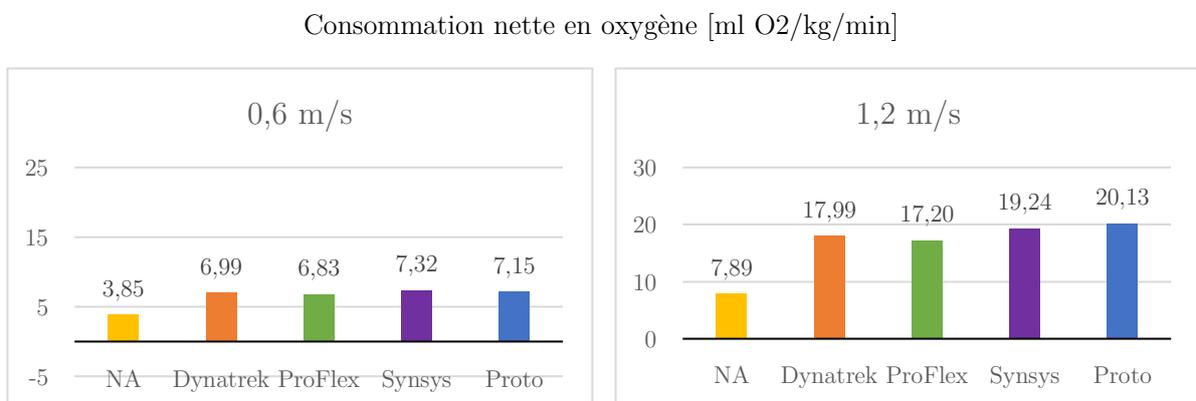
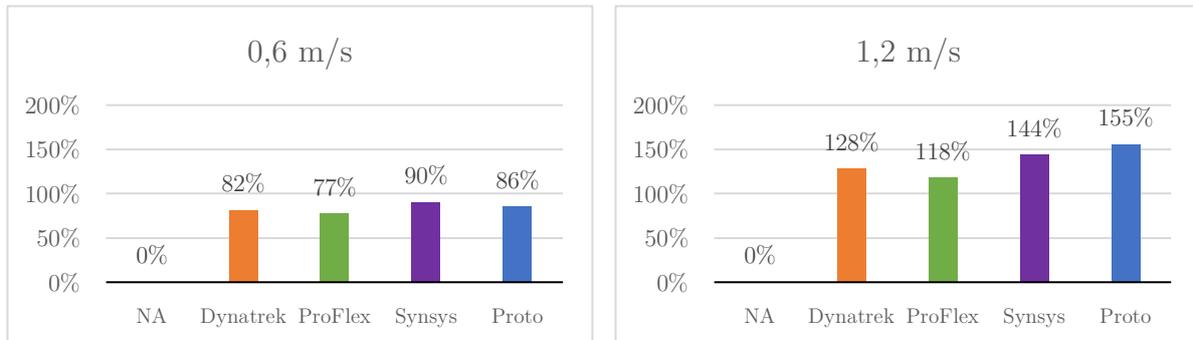


Figure 110 : Consommation brute (en haut) et nette (en bas) en oxygène en ml O<sub>2</sub>/kg/min par configuration pour une vitesse de marche sur tapis de 0,6 m/s (gauche) et de 1,2 m/s (droite).

La consommation nette en oxygène du participant était la plus élevée pour la configuration {Synsys} lors de la marche à 0,6 m/s et pour la configuration {Synsys + Proto} à 1,2 m/s.

Les consommations nettes relatives par rapport à la consommation sans simulateur {NA} et dans la configuration {Rheo + Dynatrek} sont présentées Figure 111. En moyenne, la marche avec simulateur augmente la consommation nette de +84% et de +136% par rapport à la marche en condition NA, à 0,6 m/s et 1,2 m/s respectivement.

Différence de la consommation nette en oxygène par rapport à NA [%]



Différence de la consommation nette en oxygène par rapport à {Rhéo + Dynatrek} [%]

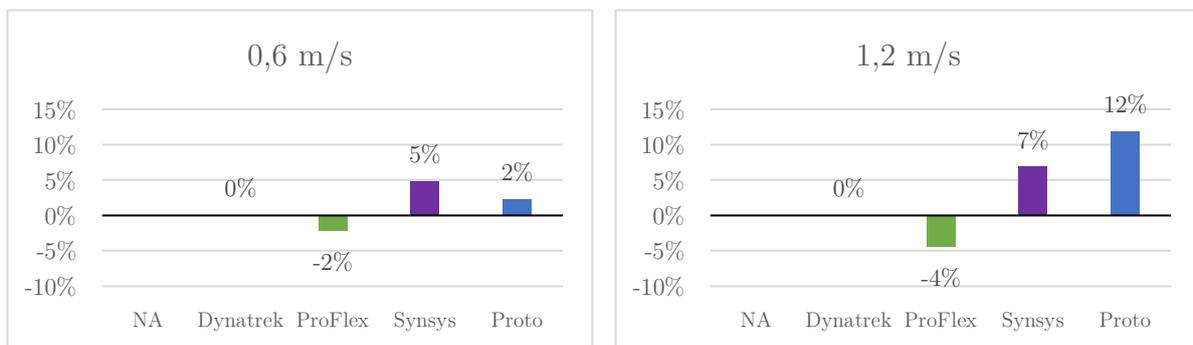


Figure 111 : Différence de la consommation nette en oxygène lors de la marche avec prothèse par rapport à NA (haut) et par rapport à la configuration {Rhéo + Dynatrek} (bas), pour une vitesse de marche sur tapis de 0,6 m/s (gauche) et de 1,2 m/s (droite).

### 3.4.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer les performances de notre prototype lors de son utilisation à la marche. Nous l'avons conçu à partir de l'hypothèse que l'augmentation de l'énergie emmagasinée et stockée, couplée au système hydraulique du Synsys permettant la synergie entre le genou et la cheville, permettrait d'augmenter le travail de propulsion réalisé par le membre appareillé et si cela pouvait impacter la consommation d'oxygène.

#### 3.4.4.1. Travail mécanique

Dans notre seconde étude (Sedran et al., 2024) nous avons montré une corrélation positive entre le  $W_{StS}^+$  et la vitesse de marche chez les personnes non amputées (Bonnet et al., 2014; Zelik and Kuo, 2010). A l'inverse, nous avons mesuré un  $W_{StS}^+$  généré par le membre appareillé constant chez les personnes amputées TF, indépendamment de la vitesse de marche (Bonnet et al., 2014; Pinhey et

al., 2022). Nous retrouvons ces deux tendances dans cette étude avec la configuration sans prothèse, NA et la configuration de référence pour une amputation TF, la configuration {Rheo + Dynatrek}. De plus, une diminution du  $W_{cheville-pied}^+$  et  $W_{StS}^+$  côté appareillé est observée par rapport à la marche sans simulateur d'amputation TF (Bonnet et al., 2014; Seroussi et al., 1996) et à l'inverse, d'importantes compensations côté controlatéral sont visibles (Bonnet et al., 2014; Tesio et al., 1998). Ces résultats sont cohérents avec ceux de la littérature.

Malgré que le prototype permette une augmentation de 48% et 22% de l'énergie emmagasinée et restituée par rapport au pied Synsys lors d'un essai de restitution d'énergie à l'avant pied sous 1300 N, aucune différence de travail de propulsion au pied prothétique n'est observée entre ces deux pieds. Ce travail de propulsion est le plus faible parmi toutes les configurations et est constant avec la vitesse. Ceci traduit probablement que l'énergie emmagasinée par le pied est restituée au système hydraulique et n'est donc pas quantifiée avec la méthode de calcul des puissances des actions distales au tibia. Malgré l'absence de différence de  $W_{cheville-pied}^+$ , on observe cependant une nette augmentation du travail de propulsion au membre appareillé avec le prototype par rapport au Synsys. Le prototype permet d'ailleurs de réaliser le travail de propulsion au membre appareillé le plus élevé parmi les configurations avec prothèse, et cela à toutes les vitesses de marche.

Comme attendu, le Pro-Flex Pivot, connu pour son augmentation d'énergie restituée et d'amplitude à la cheville lors de la marche par rapport aux ESAR classiques (Heitzmann et al., 2018; Müller et al., 2019), permet de générer le plus de  $W_{cheville-pied}^+$  parmi les configurations avec prothèse. D'autre part, l'analyse de la marche de 5 personnes amputées TT à 1,1 m/s a permis à Childers and Takahashi, 2018 d'observer une augmentation du  $W_{cheville-pied}^+$  et  $W_{StS}^+$  côté appareillé lors de l'utilisation du Pro-Flex Pivot par rapport au Vari-Flex, un pied ESAR très similaire au Dynatrek. Nous retrouvons des résultats similaires entre l'utilisation du Pro-Flex Pivot et celle du Dynatrek, pour les vitesses de marche supérieures ou égales à 0,8 m/s. Enfin, à des vitesses élevées supérieures ou égales à 1,2 m/s, on observe une diminution de la compensation de  $W_{StS}^+$  côté controlatéral lors de la marche avec Pro-Flex Pivot, ce que l'on n'a pas avec le prototype.

Pour finir, le modèle du pendule inverse suggère une augmentation de la collision en cas de diminution de la propulsion (Adamczyk and Kuo, 2015). La diminution du  $W_{StS}^+$  côté prothétique lors du port de prothèse par rapport à la marche sans prothèse devrait donc mener à une augmentation de  $W_{StS}^-$  lors de la collision du talon controlatéral. Or, on observe Figure 111 une diminution de  $W_{StS}^-$  côté controlatéral pour les vitesses supérieures ou égales à 1,0 m/s. Cette diminution de la collision avait déjà été observée dans notre seconde étude (Sedran et al., 2024). Elle peut être attribuée à la légère diminution de la longueur de pas controlatéral, visible Figure 107, comme le suggère le modèle de Donelan qui prévoit un travail de collision proportionnel à la puissance quatre de la longueur du pas (Donelan et al., 2002b). Chose étonnante, le  $W_{StS}^-$  lors de la collision du talon controlatérale est quasiment inexistante lors du port du prototype. Aucune raison n'a pour l'instant été trouvée.

Bien que les conclusions en termes de travail mécanique soit cohérente avec la littérature, les valeurs quantifiées sont légèrement plus basses. Lors de la marche des personnes amputées TF, nous avons calculé une moyenne marginale côté appareillé de  $0,16 \pm 0,01$  J/kg pour le  $W_{cheville-pied}^+$  et de  $0,12 \pm 0,01$  J/kg pour le  $W_{StS}^+$  (Sedran et al., 2024), cohérent avec Bonnet et al., 2014 ( $W_{StS}^+ = 0,09 \pm 0,03$  J/kg). Dans l'étude actuel, nous observons que dans la configuration de référence pour une amputation TF, à savoir {Rheo + Dynatrek}, les valeurs maximales obtenues à 1,4 m/s, ne sont que de  $0,07 \pm 0,00$  J/kg pour le  $W_{cheville-pied}^+$  et de  $0,05 \pm 0,01$  J/kg pour le  $W_{StS}^+$ . Le  $W_{StS}^+$  est proche de celui calculé par Pinhey et al., 2022 ( $\sim 0,04$  J/kg) mais  $W_{cheville-pied}^+$  semble faible. Cela pourrait

s'expliquer de trois manières. D'une part [Riley et al., 2007](#) ont observé une diminution des maximums des efforts au sol pour la marche sur tapis roulant par rapport à la marche au sol chez des personnes non amputées. Ces efforts sont directement liés au  $W_{cheville-pied}^+$  et au  $W_{StS}^+$ . D'autres part, [Kobayashi et al., 2024](#) ont observé une différence de forces verticales au sol durant la phase de propulsion entre 10 personnes amputés TF et 10 non-amputés utilisant un simulateur d'amputation TF. Enfin, bien qu'il ait été demandé au participant ne pas s'appuyer sur la barrière latérale de sécurité, l'hypothèse qu'il ait pu occasionnellement le faire, réduisant ainsi les efforts au sol, ne peut être exclue.

#### 3.4.4.2. Consommation métabolique

Une augmentation de la consommation nette en oxygène avec la vitesse de marche est observable, que ce soit avec ou sans simulateur d'amputation, ce qui est cohérent avec la littérature ([van Schaik et al., 2019](#)). La marche avec simulateur augmente en moyenne la consommation nette de +84% et de +136% par rapport à la marche en condition NA, à 0,6 m/s et 1,2 m/s respectivement. Ces résultats sont similaires à ceux observés dans notre seconde étude (+105% à ~1 m/s, Section 2.3.3), mais supérieurs à la surconsommation observée chez les personnes amputées TF, qui est de l'ordre de 50% ([van Schaik et al., 2019](#)). Une partie de la différence est liée au poids supplémentaire embarqué sur le simulateur de la prothèse, son adaptation non optimale à l'utilisateur et le faible temps d'habituation préalable du participant.

Malgré l'augmentation du travail de propulsion à la jambe appareillée avec le prototype monté sous le Synsys, en particulier à des vitesses élevées, nous n'observons pas de diminution de la consommation nette en oxygène à 0,6 m/s et 1,2 m/s par rapport aux autres configurations avec prothèse. Au contraire, sur les quatre configurations avec prothèses, {Synsys + Proto} est la configuration dans laquelle la consommation est la plus élevée à 1,2 m/s, avec une augmentation de +12% par rapport à {Rheo + Dynatrek}, qui est une configuration type chez les personnes amputées TF. À l'inverse, la configuration {Rheo + Pro-Flex} qui est l'autre configuration avec laquelle le travail de propulsion à la jambe appareillé augmente avec la vitesse, permet quant à elle de diminuer la consommation en oxygène pour les deux vitesses par rapport aux autres configurations avec prothèse.

Ainsi, bien que nous ayons atteint notre objectif d'un point de vue mécanique, à savoir augmenter la propulsion au membre appareillée grâce au prototype, notre objectif final de diminution de la consommation en oxygène n'est pas atteint.

La configuration du prototype monté sur le Synsys pèse 855 gr de plus que le Dynatrek monté sous le Rheo Knee et 599 gr de plus que le Pro-Flex Pivot monté sous le Rheo Knee. Or, comme discuté au Chapitre 2 (Section 2.3.1), plus une masse est ajoutée à une position distale plus elle entraînera une augmentation importante de la consommation métabolique ([Browning et al., 2007](#)). [Ikeda et al., 2022](#) a trouvé une augmentation de 5,35 % de la consommation nette en ajoutant 1,8 kg à la cheville de 14 TF, et [Browning et al., 2007](#) a trouvé une augmentation moyenne de 48% de la dépense métabolique [W/kg] en mettant 4 kg à chaque pied de 5 NA. Nous avons fait le choix de ne pas équilibrer les masses des prothèses entre les configurations afin d'évaluer les prothèses dans leur ensemble, avec leurs avantages et leurs inconvénients, mais cela limite les conclusions quant à l'utilité de notre prototype. Ces résultats montrent à quel point il est essentiel de minimiser le poids lors de la conception de prothèse car l'apport d'une bonne innovation technologique pourrait être biaisé par le poids qu'elle ajoute, comme ça peut être le cas pour les prothèses actives ([Jayaraman et al., 2018](#);

[Knight et al., 2023](#)). Dans notre cas, un passage du prototype du PLA Tough vers des fibres des carbonnes devrait alléger le pied.

Le lien entre travail mécanique de propulsion et consommation en oxygène n'est pas direct. De nombreux autres paramètres sont à prendre en compte, à commencer par les autres phases énergétiques du cycle de marche, comme le rebond et le préchargement qui interviennent durant l'appui unipodal. [Umberger, 2010](#) suggère que l'appui unipodal représenterait 44 % du coût total de la marche chez les NA alors que la transition pas à pas n'en représenterait que 37 %. Avec une amputation TF, de nombreuses adaptations sont nécessaires sur tout le cycle de marche. De plus il existe différentes stratégies mises en place pour atteindre une valeur donnée de travail de propulsion à la jambe, qui peuvent être plus ou moins efficace en fonction de si on utilise la hanche ou la cheville ([Kuo, 2002](#)). Les modèles musculo-squelettiques offrent une approche plus complète de la dépense énergétique d'un individu ([Dorn et al., 2015](#)) en fournissant une meilleure compréhension du coût du travail mécanique positif et négatif.

### **3.4.4.3. Limites**

Les résultats sur la consommation d'oxygène doivent être interprétés avec prudence. Comme le montre la Figure 109, la consommation en oxygène se stabilise pendant les 5 minutes de marche uniquement à 0,6 m/s, sans atteindre de plateau à 1,2 m/s. Cette différence pourrait être liée à l'intensité accrue de l'effort à 1,2 m/s par rapport à 0,6 m/s (consommation brute moyenne avec prothèse : 24,26 contre 13,81 ml d'O<sub>2</sub>/kg/min), prolongeant le délai de stabilisation de l'oxygène. Cependant, des tests antérieurs sans prothèse ont montré une stabilisation de la consommation à des vitesses et inclinaisons supérieures (2 m/s à plat : 32 ml O<sub>2</sub>/kg/min ; 1,3 m/s dans une pente de 8% : 27 ml O<sub>2</sub>/kg/min, Figure 112), suggérant que l'absence de plateau avec le simulateur n'est pas uniquement due à un effort accru. Une hypothèse est que l'utilisation d'un simulateur d'amputation TF concentre l'effort sur le membre appareillé et la hanche résiduelle, rendant plus difficile la stabilisation de l'effort et de la consommation en oxygène. Cette particularité invite à la prudence dans l'interprétation des résultats de cette étude métabolique.

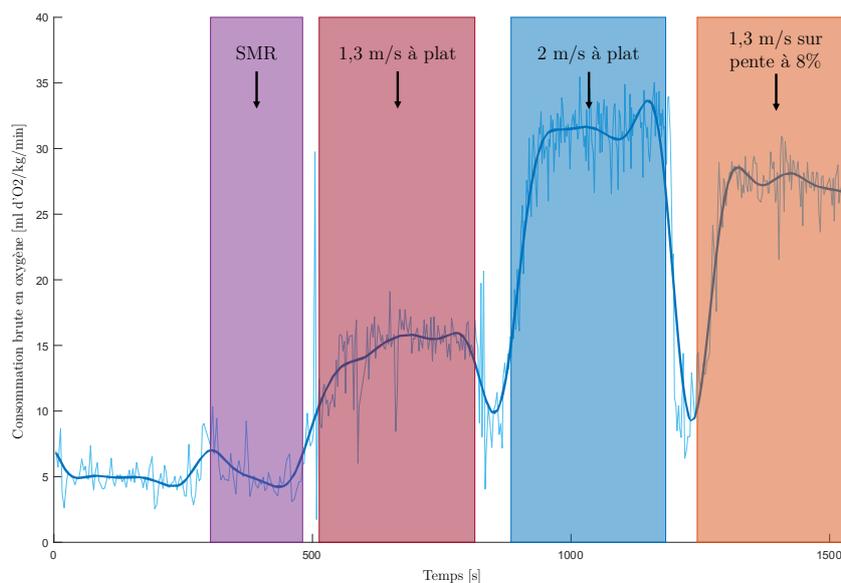


Figure 112 : Résultats d'un essai préliminaire sur le même patient que notre étude actuelle. Consommation brute en oxygène au cours du temps dans 3 conditions : marche à plat à 1,3 m/s et 2 m/s et marche à 1,3 m/s sur pente à 8%. Les données ont été concaténées artificiellement pour plus de visibilité : l'ordre de passage et la temporalité ne sont donc pas représentatifs de l'expérience. La courbe bleu clair correspond aux données brutes et la courbe bleu foncé correspond aux données brutes filtrées avec un filtre de Butterworth de fréquence de coupure 0,01 Hz, utilisée seulement pour la visualisation des données.

Cette étude se limite à un seul participant non-amputé. Il est essentiel que le prototype soit également testé par un amputé transfémoral ayant une bonne sensibilité pour obtenir des retours qualitatifs pertinents. Le ressenti quotidien de l'utilisateur est crucial pour l'adoption de la prothèse. Des analyses quantitatives supplémentaires avec davantage de participants seront nécessaires pour valider plus largement le prototype.

### **3.5. Conclusion du Chapitre 3**

Dans ce dernier Chapitre 3, nous nous sommes intéressés à la conception d'un nouveau prototype de pied pour la prothèse Synsys. Nous nous sommes demandé si son système hydraulique permettant une synergie entre le genou et le pied, pouvait être un moyen de faciliter l'initiation du genou prothétique. Dans ce cas, la puissance de propulsion au membre appareillé ne sera plus limitée par le changement d'orientation des efforts au sol, nécessaire à l'initiation de la flexion du genou prothétique.

Nous avons comme objectif d'augmenter l'énergie emmagasinée. Avec un nouveau design permettant d'augmenter la zone de déformation du pied et tirant parti de la force exercée par la bielle sur l'arrière du pied, nous avons pu emmagasiner 48% et restituer 22% d'énergie en plus que le pied du Synsys actuel. Une fois les essais de sécurité validés, nous avons réalisé une analyse quantifiée de la marche d'un participant non amputé portant un simulateur d'amputation TF. Notre prototype couplé au Synsys a permis de générer le plus de travail de propulsion au membre appareillé parmi les configurations avec prothèse, et cela pour toutes les vitesses de marche. Toutefois, aucune diminution de la consommation en oxygène n'a été observé lors de la marche avec le prototype. À l'inverse, le port du prototype monté sur le Synsys a été la configuration avec la plus grande consommation en oxygène lors de la marche à 1,2 m/s, avec 12% d'augmentation comparé à la marche avec le Dynatrek et Rheo Knee. Les 855 gr supplémentaires présents dans la configuration {Synsys + Proto} pourraient être à l'origine d'une partie de cette augmentation de consommation en oxygène. Une étude sans différence de poids devrait être menée.

Un essai avec une personne amputée TF devrait aussi être réalisé afin d'avoir son retour qualitatif. Dans un second temps, si les retours s'avèrent encourageants, il serait intéressant de passer d'un prototype en PLA Tough vers un prototype en fibre de carbone. La diminution du poids lors du passage au carbone pourra être bénéfique à l'utilisation du prototype.

# Conclusions et perspectives

Malgré les avancées technologiques, l'amputation d'un membre inférieur a toujours un fort impact négatif sur la qualité de vie, l'autonomie et la mobilité, en particulier dans le cas de l'amputation transfémorale (TF). Ceci se manifeste entre autres par une augmentation de la consommation en oxygène qui, à vitesse de marche équivalente, est de l'ordre de 25% pour les personnes amputées transtibiales (TT) et de 50% pour les personnes amputées TF, par rapport aux personnes non amputées. Cette thèse s'inscrit dans un ensemble de recherches menées entre la société Proteor® et l'IBHGC depuis plus de 20 ans pour améliorer les prothèses pour personnes amputées TF et ainsi améliorer leur qualité de vie. Durant ces recherches, la prothèse Synsys, caractérisée par une liaison hydraulique entre le genou et la cheville, a vu le jour. La thèse précédente s'était concentrée sur l'amélioration du contrôle du genou prothétique permettant une meilleure adaptabilité de l'ensemble de la prothèse aux situations rencontrées quotidiennement. La prothèse Synsys est aujourd'hui sur le marché et l'étude clinique qui vient de s'achever permettra son remboursement en France. Cependant des limites subsistent et les personnes amputées font toujours face à une consommation énergétique accrue. Ainsi, la présente thèse s'est focalisée sur l'amélioration du pied prothétique du Synsys avec pour objectif la diminution de la consommation énergétique des personnes amputées transfémorales.

Pour répondre à cet objectif, plusieurs verrous scientifiques devaient être levés concernant la marche des personnes amputées TF :

- Évaluer le travail des actions mécaniques au niveau du pied prothétique et le travail mécanique du membre appareillé au centre de masse pendant la phase de propulsion.
- Quantifier le lien entre la consommation en oxygène et le travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé.

À partir des connaissances acquises, un objectif technologique a aussi été atteint consistant à :

- Développer un prototype de pied prothétique pour la prothèse Synsys, en augmentant l'énergie restituée et en respectant les exigences de sécurité de tenue mécanique et de fatigue.
- Évaluer le prototype en termes de puissances et travaux mécaniques au pied prothétique et au membre appareillé ainsi que de consommation en oxygène d'une personne équipée d'un simulateur de prothèse utilisant ce prototype.

Le Chapitre 1 a mis en évidence que très peu d'études ont étudié le lien entre le travail de propulsion chez les personnes amputées TF et leur consommation en oxygène. D'autre part, aucune étude n'a comparé simultanément les travaux de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé des personnes amputées TT et TF, en prenant en compte de potentielles covariables comme la vitesse de marche.

Pour compléter la littérature, le Chapitre 2 présente une étude rétrospective sur 155 participants comprenant 47 personnes non amputées, 40 personnes amputées TT et 68 personnes amputées TF. Cette large cohorte a permis de prendre en compte l'hétérogénéité de la population amputée. Une fois la vitesse de marche prise en compte comme covariable, il a été montré que les personnes amputées réalisaient significativement moins de travaux de propulsion avec leur pied prothétique et leur membre appareillé que les personnes non amputées. De plus, les personnes amputées TF ont autant de travail de propulsion au pied prothétique que les personnes amputées

TT, mais significativement moins de travail de propulsion au membre appareillé. Chez les personnes amputées TF, ce travail reste constant, indépendamment de la vitesse de marche, malgré l'augmentation du travail de propulsion au pied prothétique.

Nous avons alors voulu évaluer l'effet de la puissance de propulsion au pied prothétique sur la puissance au membre appareillé d'une part, et sur la consommation en oxygène d'autre part, chez les personnes amputées TF.

Une seconde étude a été réalisée en ce sens, en comparant la consommation en oxygène lors de la marche avec un pied à restitution d'énergie conventionnel (type ESAR) et un pied rigide, de même masse, incurvé en arc de cercle afin de permettre le même déroulé de pas. Malgré l'absence totale de travail de propulsion au pied prothétique lors de la marche avec le pied rigide, aucune différence de consommation en oxygène n'a été trouvée entre les deux configurations lors de la marche de 6 participants non amputés portant un simulateur d'amputation TF. Ces deux premières études ont mis en avant la nécessité de concentrer le développement des prothèses non pas sur l'augmentation de la restitution d'énergie au pied prothétique uniquement, mais de coupler ces développements avec des technologies permettant aux personnes amputées TF de mieux tirer parti de ce travail de propulsion au pied prothétique.

Sur la base des conclusions de ce second chapitre, l'objectif de notre Chapitre 3 était de développer un nouveau pied prothétique pour la prothèse Synsys, permettant d'une part d'augmenter l'énergie restituée par le pied prothétique et d'autre part de tirer profit au mieux des avantages de son système hydraulique original reliant le genou à la cheville. Ceci permettrait de faciliter l'initiation de la flexion du genou prothétique et d'augmenter le travail de propulsion au membre appareillé, dans l'optique de diminuer la consommation en oxygène des personnes amputées TF. L'utilisation de simulations en éléments finis et de la fabrication additive par dépôt de fil fondu a permis une conception itérative, rapide et peu coûteuse, d'un nouveau prototype de pied en PLA Tough sur la base de ce concept. Ce prototype permet d'augmenter l'énergie emmagasinée et restituée par le pied prothétique de plus de 20% par rapport au pied Synsys actuel, grâce à l'utilisation adéquate du système hydraulique permettant la déformation de nouvelles zones du pied prothétique, jusqu'à présent non déformées. Ce prototype a satisfait aux exigences normatives de résistance à la rupture. De plus, un essai de fatigue sur un simulateur de marche à charge alternée a permis de reproduire 5000 cycles de marche en 2h, sans rupture ni détérioration des performances de stockage et de restitution d'énergie. Il a alors été possible de faire tester notre prototype à un participant sur une demi-journée en toute sécurité.

La dernière étude de cette thèse consistait à évaluer les performances à la marche de notre prototype de pied prothétique associé au système Synsys. Quatre configurations prothétiques, incluant le prototype avec le Synsys et trois prothèses commerciales, ainsi qu'une condition sans prothèse ont été testées par un participant non amputé portant un simulateur d'amputation TF. Six vitesses de marche ont été testées pour observer l'impact sur le travail de propulsion du membre appareillé et sur la consommation d'oxygène aux vitesses extrêmes. Sur l'ensemble des configurations avec prothèse, notre pied prothétique a permis de générer le plus de travail de propulsion au membre appareillé, et ce pour toutes les vitesses de marche. Cependant, à haute vitesse, une légère hausse de la consommation d'oxygène a été notée, vraisemblablement due à l'augmentation de poids du prototype.

Cette thèse a mis en lumière des avancées dans la compréhension de la marche chez les personnes amputées TF, ouvrant la voie à de nombreuses perspectives de recherche qui pourraient améliorer la qualité de vie de ces personnes. Entre autres, l'utilisation de large cohorte est cruciale dans la recherche, car elle enrichit la représentativité des données et minimise les risques de biais,

souvent présents dans les méta-analyses. Ainsi, les partenariats entre centres cliniques sont essentiels pour regrouper un maximum de données et constituer des bases robustes pour la recherche. Dans notre cas, la valorisation continue de notre cohorte de 155 participants est impérative. Nous proposons d'étendre nos analyses en explorant, par exemple, la transition entre le membre controlatéral et le membre appareillé, aspect qui n'a pas été couvert dans cette thèse. En effet, les compensations énergétiques côté controlatéral dues à la diminution de la propulsion du côté appareillé, déjà observées dans la littérature, mériteraient une étude plus approfondie. Nous pourrions aussi subdiviser la cohorte en cause d'amputation et incorporer des patients moins actifs pour plus de représentativité. L'approfondissement de ces aspects permettra de développer des interventions plus ciblées et efficaces pour améliorer la qualité de vie des personnes amputées.

L'étude simultanée du travail mécanique durant la phase de propulsion et de la consommation en oxygène lors de la marche avec une amputation TF n'avait jamais été réalisée auparavant. Pour notre part, nous avons simulé cette marche grâce à un simulateur d'amputation TF, mais de futures études doivent être réalisées directement sur des personnes amputées TF.

La combinaison de l'analyse quantifiée de la marche et de la consommation en oxygène pourrait favoriser l'amélioration des modèles musculo-squelettiques pour les amputés TF. Ces modèles offrent une compréhension plus complète de la dépense énergétique, permettant d'analyser aussi bien le coût du travail mécanique positif que négatif. Les concepts tels que l'énergie produite, l'énergie stockée dans les structures élastiques (telles que les tendons) puis réutilisée, et l'énergie dissipée sont essentiels pour comprendre globalement la dépense énergétique liée à la marche. Toutefois, chez les personnes amputées, les hypothèses relatives aux insertions musculaires, à la rigidité des tendons, à la longueur des muscles et à la masse musculaire résiduelle dans le membre amputé sont difficiles à établir et varient significativement d'un patient à l'autre. Il est donc essentiel de continuer le développement et l'évaluation des modèles musculo-squelettiques pour l'étude de la marche chez les personnes amputées TF.

Nos recherches ont montré que le travail de propulsion au membre appareillé des personnes amputées TF reste constant malgré l'augmentation de la vitesse de marche et du travail de propulsion au niveau du pied prothétique. Nous attribuons ce phénomène à l'initiation de la flexion du genou prothétique, mais cette hypothèse doit être rigoureusement validée expérimentalement par de futures études. Nous avons également observé que l'augmentation de l'énergie restituée par le pied prothétique, couplée à un système hydraulique reliant le genou à la cheville, semble faciliter cette initiation de la flexion du genou prothétique et augmenter le travail mécanique au membre appareillé. Cette observation souligne l'importance de concentrer les recherches non seulement sur l'augmentation de l'énergie de restitution, mais aussi sur le développement de solutions technologiques qui facilitent cette initiation de la flexion de genou. Ceci pourrait être permis par des prothèses motorisées de genou et de genou-cheville. La poursuite de la recherche est donc cruciale pour optimiser les algorithmes de contrôle de la puissance, en termes temporel et quantitatif. Il est également essentiel d'alléger les moteurs pour que les effets positifs de l'appareillage ne soient pas contrebalancés par les effets négatifs de l'ajout de masse et d'inertie.

Sur la base des résultats prometteurs obtenus, il est maintenant nécessaire de poursuivre le développement et l'évaluation du prototype de pied passif pour Synsys que nous avons conçu lors de cette thèse. L'adoption de la fibre de carbone en remplacement du PLA Tough pourrait alléger le pied et améliorer sa restitution d'énergie, réduisant ainsi potentiellement la consommation d'oxygène pendant son utilisation. À court terme, des essais supplémentaires avec des personnes amputées TF

sont nécessaires pour une meilleure compréhension des bénéfices de ce prototype, en particulier en recueillant des retours qualitatifs sur les sensations des patients lors de son utilisation.

À long terme, des travaux futurs pourraient se concentrer sur l'optimisation du système hydraulique du Synsys afin d'améliorer la synergie entre la cheville et le genou, en l'adaptant, par exemple, aux caractéristiques de l'utilisateur, à la situation de marche ou à la vitesse.

Ainsi se conclut ce travail de recherche, ouvrant la voie à des améliorations du prototype développé pendant cette thèse.

# Liste des figures

Figure 1 : Schéma d'une prothèse pour amputé transfémoral (tiré de Louessard, 2023, adapté de Chevalier, 2016) ..... 10

Figure 2 : Exemples de pieds prothétiques disponibles. A) pied SACH : pied avec un noyau en bois entouré d'un matériau souple. B) pied ESAR : lame en carbone permettant d'emmagasiner de l'énergie et de la restituer lors de la phase de propulsion. Ici Vari-Flex de Ossür. C) pied motorisé : seul pied prothétique générant un travail net positif au cours de la marche. Ici Empower d'Ottobock®. D) Pied articulé : pied améliorant la marche sur sol plat, en pentes et en escalier. Ici Kinterra de Proteor® (ex Freedom) ..... 11

Figure 3 : Prothèse Synsys de Proteor® ..... 12

Figure 4 : Représentation de l'implémentation physique du Synsys®. A gauche en bleu, le système synergique permettant de générer un moment de flexion au genou à partir du moment de plantiflexion de la cheville durant la fin de la phase d'appui. A droite, les pieds ESAR du Synsys lié au tibia par un pivot et relié au système hydraulique par une rotule. .... 13

Figure 5 : Diagramme d'Howald (1974) (adapté de Cyclisme entraînement) ..... 15

Figure 6 : Coût métabolique brute (gauche) et puissance métabolique (droite) en fonction de la vitesse de marche chez des sujets non-amputés (triangles ouverts), des sujets amputés transtibiaux (triangles supérieurs remplis) et des sujets amputés transfémoraux (triangles inférieurs remplis). Les symboles représentent les valeurs moyennes ; le nombre de sujets est donné par les chiffres près de chaque point ; les barres d'écart-type sont tracées lorsqu'elles dépassent la taille du symbole. Les courbes sont des régressions polynomiales de second ordre pour tous les points de données. Adapté de Genin et al., 2008..... 19

Figure 7 : Consommation d'oxygène (à gauche) et coût de la marche (à droite) en fonction de la vitesse de marche pour les enfants, les adolescents et les adultes. Adapté de Waters and Mulroy, 1999. .... 19

Figure 8 : Coût en oxygène de la marche pour des amputés transfémoraux (AK : Above Knee), transtibiaux (BK : Below Knee) et partiel du pied (SYMES) et pour diverses causes (vasculaire et traumatique). Adapté de Waters et al., 1976. .... 22

Figure 9 : Effet de la vitesse de marche sur le coût en oxygène de la marche. TT : transtibial ; TF : transfémoral ; controls : non-amputé. Adapté d'Ettema et al., 2021..... 23

Figure 10 : Coût en oxygène de la marche en fonction de la vitesse de marche. Les carrés représentent la vitesse de confort moyenne et les triangles représentent le coût en oxygène de la marche à la vitesse qui théoriquement serait la plus économique. Trois groupes sont représentés : des personnes non amputées, des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause traumatique et des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause vasculaire. Adapté de Wezenberg et al., 2013..... 23

Figure 11 : Consommation d'oxygène, lignes de régression et moyennes de la consommation d'oxygène (ml O<sub>2</sub>/kg/min) des études incluses dans la revue systématique et la méta-analyse. Adapté de van Schaik et al., 2019..... 25

Figure 12 : Représentation simplifiée de la capacité aérobie (*VO<sub>2</sub> max*) et de la charge aérobie relative (*VO<sub>2</sub> rel*) en orange lors de la marche à vitesse de confort chez les individus non amputés, amputés non vasculaires et amputés vasculaires. .... 27

Figure 13 : Effort aérobie relatif en fonction de la vitesse de marche. La moyenne (carré) et l'écart type sont représentés pour trois groupes : des personnes non amputées, des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause traumatique et des personnes âgées amputées d'un membre inférieur pour cause vasculaire. Adapté de Wezenberg et al., 2013..... 27

Figure 14 : Coût en oxygène et vitesse de marche chez les personnes non amputées et amputées à différents niveaux. HP : hémipelvectomies ; HD : désarticulées de hanche ; TF : transfémoraux ; TK : désarticulées du genou ; TT : transtibiaux ; Normal : non amputées. Adapté de Waters and Mulroy, 1999..... 29

Figure 15 : Consommation d'oxygène (« O2 rate ») durant la marche chez les personnes non amputées et amputées à différents niveaux. TP : transpélviennes ; HD : désarticulées de hanche ; TF : transfémoraux ; KD : désarticulées du genou ; TT : transtibiaux ; Normal : non amputées. Adapté de Robert and Waters, 1992. .... 29

Figure 16 : Définition des axes et plans anatomiques (adapté de Wikimedia Commons, 2014 par Louessard, 2023). .... 34

Figure 17 : Définition des termes utilisés pour décrire les mouvements anatomiques d'après Duraffourg, 2021. .... 35

Figure 18 : Définition des phases et sous-phases du cycle de marche et rôles des articulations du genou et de la cheville pour chacune de ces phases d'après Duraffourg, 2021, adapté de Perry and Burnfield, 2010..... 36

Figure 19 : (Uchida et al., 2020) Mesures spatiales de la marche dans le plan transverse..... 37

Figure 20 : Éléments typiques d'une analyse dynamique inverse. L'analyse commence par des mesures des trajectoires des marqueurs et des forces de réaction du sol (à droite) et utilise un modèle biomécanique pour estimer les angles, les vitesses et les accélérations des segments du corps et des articulations. Un modèle de dynamique inverse permet d'estimer les moments articulaires et une procédure d'optimisation peut permettre d'estimer les efforts musculaires. Adapté de Uchida et al., 2020..... 38

Figure 21 : Bilan des forces s'exerçant sur le système {pied}, considéré comme déformable..... 41

Figure 22 : (Zelik and Honert, 2018) Comparaison entre la puissance des actions mécaniques distales au tibia (en bleu) calculée à partir de l'Eq. 21 et la puissance à la cheville à 3 DOF, i.e. la puissance de rotation (3 DOF) du tibia par rapport au pied (en gris), calculée à partir de l'Eq. 9. Ces puissances correspondent à la marche avec un pied prothétique ESAR (All Pro de Fillauer) à une vitesse de 1,25 m/s. .... 43

Figure 23 : Puissance et travail de la cheville. Puissance de la cheville au cours du cycle de marche. Encadré de gauche : dessin adapté de Inman et al., 1981 décrivant le comportement propulsif de la cheville. Encadré de droite : travail de propulsion de la cheville par rapport au travail de propulsion effectué par d'autres articulations et segments du membre inférieur (hanche, genou, pied). Adapté de Zelik and Adamczyk, 2016. .... 43

Figure 24 : Bilan des forces s'exerçant sur le corps..... 44

Figure 25 : Modélisation de la marche humaine comme une succession de pendule inversé (adapté de Kuo, 2007) ..... 47

Figure 26 : Illustration du travail mécanique nécessaire à la redirection du centre de masse durant la marche humaine. Le modèle du pendule inversé prédit qu'une réduction du travail de propulsion du membre arrière augmentera le travail de collision du membre avant. A) Optimum. B) Réduction de la propulsion. C) Travail compensatoire : En partant du cas le plus économique (point le plus à droite sur le graphique), la réduction du travail de propulsion entraîne une plus grande amplitude du travail de collision négatif et du travail du milieu de l'appui unipodal positif. S la longueur de pas et  $2\alpha$  l'angle entre les deux membres inférieurs (Huang et al., 2015)..... 48

Figure 27 : Effet de la vitesse de marche et de la longueur de pas ( $s$ ) sur le changement de direction, noté $2\alpha$ , de la vitesse du BCoM durant la transition d'un pas à l'autre. Adapté de Adamczyk and Kuo, 2009.....	49
Figure 28 : Puissance générée par un seul membre inférieur en fonction du cycle de marche, à quatre vitesses de marches différentes. Les données illustrées sont la moyenne de 10 participants non amputés (Zelik and Kuo, 2010).....	49
Figure 29 : Puissances générées durant la marche.....	50
Figure 30 : Puissance mécanique durant la marche de personnes non amputées. A gauche : Puissance d'un des membres inférieurs. A droite : Puissance à la cheville. Adapté de Zelik and Kuo, 2010. ...	51
Figure 31 : Pic de puissance de propulsion à la cheville pour différents types de pieds prothétiques et pour les non-amputés. A gauche : Régression linéaire entre la vitesse de marche et le pic de puissance. A droite : regroupement entre vitesse lente et vitesse rapide. Les différences significatives sont indiquées par * ( $p < 0,05$ ), ** ( $p < 0,01$ ), et *** ( $p < 0,001$ ), respectivement. Adapté de Müller et al., 2019.....	52
Figure 32 : Puissance mécanique et travail de propulsion au membre inférieur en fonction de la vitesse de marche chez 6 participants NA et 6 participants amputés TF. Adapté de Bonnet et al., 2014. .	54
Figure 33 : Puissance mécanique (en haut) et travail de propulsion (en bas, triangle noir) au membre appareillé (à gauche) et controlatéral (à droite) de 25 participants amputés TF, en fonction de la vitesse de marche. Adapté de Pinhey et al., 2022.....	55
Figure 34 : Effort au sol passant à l'avant de l'axe du genou (Adapté de Gruben and Boehm, 2012). .....	57
Figure 35 : Représentation du muscle gastrocnémien (à gauche) et des muscles iliaques et psoas, aussi appelé muscle iliopsoas (à droite). En bas, représentation de l'activation musculaire (muscles profonds en noir et muscles superficiels colorés en rose ou rouge en fonction de leur activation) au niveau du membre inférieur droit au cours d'un cycle de marche droit. Le muscle triceps sural est constitué de l'union des muscles gastrocnémien (partie superficielle) et soléaire (partie profonde) (adapté de Inman et al., 1981 par Gasq, 2022). Chez les personnes non-amputées, ces muscles sont les contributeurs principaux de l'initiation de la flexion du genou en début de phase pendulaire. ....	57
Figure 36 : Contrôle volontaire du moment à la hanche $MH$ pour rediriger les efforts au sol ( $GRF$ ). .....	59
Figure 37 : Influence de l'alignement de la prothèse sur les efforts au sol (Koehler-McNicholas et al., 2016).....	59
Figure 38 : Composantes moyennes des efforts exercés sur le sol par le membre appareillé et controlatéral de 8 participants TF. Comparaison avec un groupe contrôle de 6 participants non amputés (NA). Adapté de Bonnet, 2010.....	59
Figure 39 : Evolution du maximum de la composante antéro-postérieure de l'effort appliqué sur le sol en fonction de la vitesse de marche. Adapté de Bonnet, 2010. ....	60
Figure 40 : Impact de la réorientation des efforts au sol $FGRF$ sur la puissance de propulsion de la jambe appareillée ( $P$ ). Réorienter $FGRF$ en arrière de l'axe du genou implique $\theta_1 > \theta_2$ donc $P_1 < P_2$ . ....	60
Figure 41 : Corrélacion entre le travail mécanique durant la transition d'un pas à l'autre et le coût métabolique. Adapté de Donelan et al., 2002b. ....	64
Figure 42 : Puissance à la cheville et coût métabolique lors de restriction articulaire. Adapté de McCain et al., 2021.....	65
Figure 43 : Corrélacion entre le coût métabolique et le travail de propulsion du membre arrière, (sans dimension : normalisés par la longueur de membre inférieur des participants et par la gravité). Adapté de Huang et al., 2015. ....	65

Figure 44 : Pied motorisé Empower d’OttoBock®, anciennement pied BiOM, seul pied motorisé commercialisé. A gauche, son inventaire Hugh Herr.....	67
Figure 45 : Effet de la marche avec une prothèse motorisée (BiOM) par rapport à une prothèse ESAR conventionnelle. Travail de propulsion au membre appareillé (A) et travail de collision au membre controlatéral (B) en fonction de la vitesse de marche. Coût de transport métabolique en fonction de la vitesse (C) et vitesse préférée (D). Adapté de Herr and Grabowski, 2012.....	67
Figure 46 : Corrélation entre la consommation en oxygène normalisée par la masse du participant, la gravité et la vitesse de marche (= Cost of Transport (COT)), et le travail mécanique net du BiOM. Adapté de Ingraham et al., 2018.....	68
Figure 47 : À gauche : évolution du centre des pressions (CoP) exercées par le pied sur le sol et évolution du segment tibial dans le repère global. À droite : évolution du CoP dans le repère du segment tibial. Le modèle de Roll Over Shape (ROS) est superposé (adapté de Hansen et al., 2004). .....	70
Figure 48 : Effet de l’alignement de la prothèse sur l’orientation du ROS (adapté de Hansen et al., 2000) .....	70
Figure 49 : Coût métabolique en fonction de la longueur du pied et du rayon de l’arc du pied (rayon du ROS en pourcentage de la longueur du membre inférieur). En haut, l’orthèse utilisée pour restreindre le mouvement de la cheville et contrôler le rayon du ROS. Adapté de Adamczyk et al., 2006 et Adamczyk and Kuo, 2013. ....	71
Figure 50 : Travail de propulsion au pied prothétique et consommation métabolique en fonction de la raideur du pied prothétique. Adapté de Hedrick et al., 2019.....	72
Figure 51: Effet de la variation de raideur d’un pied prothétique. Travail de propulsion au pied prothétique et au membre appareillé, ainsi que la consommation métabolique chez des participants amputés TT. Adapté de Zelik et al., 2011. ....	72
Figure 52 : Prothèse genou-cheville motorisé « Vanderbilt » de 3ème génération, développée par la Vanderbilt University. A droite, coût métabolique de 3 militaires amputés TF en fonction de la vitesse de marche, lors de l’utilisation de la prothèse genou-cheville motorisé (PKA) et d’un genou à microprocesseur conventionnel (MPK) avec un pied ESAR. Adapté de Knight et al., 2023.....	75
Figure 53 : Consommation et coût en oxygène de la marche avec un pied SACH (CF) et un pied ESAR (FF) chez les personnes amputées transfémorales (TFA), en fonction de la vitesse de marche. Les données des personnes amputées transtibiales (TTA) et non amputées (NS) proviennent d’études extérieures. Adapté de Macfarlane et al., 1997. ....	76
Figure 54 : Position des marqueurs, adapté du modèle Plug-In Gait de Vicon. ....	88
Figure 55 : Représentation des puissance générées par les membres inférieurs des personnes non amputées en fonction du cycle de marche, calculées à partir de la méthode ILM (Donelan et al., 2002a). La ligne verte représente la puissance développée par le membre arrière, et la ligne rouge la puissance développée par le membre avant. Pendant la transition d'un pas à l'autre (lignes verticales), le membre arrière génère un travail positif de propulsion (zone verte) et le membre avant un travail négatif de collision (zone rouge).....	90
Figure 56 : Longueur de pas pendant la transition entre le membre appareillé (membre arrière) et le membre controlatéral (membre avant) en fonction de la vitesse de marche choisie par le participant pour les groupes NA, TT et TF avec leur régression linéaire. ....	92
Figure 57 : (Gauche) <i>Wankle – foot +</i> , <i>WStS +</i> et <i>WStS –</i> en fonction de la vitesse de marche de confort pendant la transition du membre appareillé vers le membre controlatéral pour les groupes TT et TF et pendant la transition du membre gauche au membre droit pour le groupe NA. Les régressions linéaires sont représentées pour chaque groupe. (Droite) Les pentes et les ordonnées à l’origine (intercept) des régressions linéaires sont indiquées avec leurs intervalles de confiance (IC). Les	

différences significatives ( $p < 0,05$ ) de pente et d'ordonnée entre les NA et les TT, les NA et les TF et les TT et les TF sont respectivement indiquées par a, b et c.....	95
Figure 58 : Effet de l'ajout de poids au membre inférieur sur la consommation métabolique. 5 NA marchant à 1.25 m/s sur un tapis sans charge et avec des charges de 2 et 4 kg par pied et par tibia, de 4 et 8 kg par cuisse, et de 4, 8 et 16 kg sur le bassin (Browning et al., 2007) .....	102
Figure 59 : Prothèses utilisées pendant la marche. A gauche, le Rheo Knee <sup>TM</sup> d'Össur <sup>®</sup> . Au centre, l'ESAR Dynatreck <sup>TM</sup> de Proteor <sup>®</sup> . A droite, le pied rigide courbé en demi-cercle, imprimé en 3D et ayant la même masse que le pied ESAR.....	104
Figure 60 : Illustration des trois configurations de marche. NA : Non amputé ; ESAR : Energy Storage and Return ; RC : Rigid Curved. ....	105
Figure 61 : Positionnement des marqueurs. A gauche : visuel des marqueurs sur le logiciel Nexus. A droite : photo d'un participant portant le simulateur d'amputation transfémorale avec le pied ESAR lors de l'acquisition statique).....	106
Figure 62 : Un participant équipé du système de spirométrie K5 <sup>TM</sup> de Cosmed <sup>®</sup> .....	106
Figure 63 : Position statique d'un participant avec simulateur d'amputation transfémorale (TF) équipé du Rheo Knee <sup>TM</sup> d'Össur <sup>®</sup> et du pied courbé en demi-cercle, imprimé en 3D (RC). A droite, illustration du modèle inertiel volumique associé.....	107
Figure 64 : Courbes de puissance générée au complexe pied-cheville (méthode DS) et générée au membre inférieur (méthode ILM). A gauche le côté appareillé (membre droit pour les NA) et à droite le côté controlatéral (membre gauche pour les NA). En pointillées les courbes pour la jambe équipé du simulateur d'amputation transfémorale.....	110
Figure 65 : Consommation nette en oxygène dans les trois configurations de marche. NA : sans prothèse ; ESAR : avec un genou prothétique et un pied ESAR ; RC : avec un genou prothétique et un pied rigide courbé. A gauche : valeur par participant. A droite : valeur moyenne par configuration. * Différence significatif ( $p < 0,001$ ). ....	111
Figure 66 : Stratégie n°1 pour augmenter la puissance ILM en fin de phase d'appui : Augmenter l'amplitude de cheville, permettant une augmentation de la longueur de pas et donc un passage de l'axe du genou plus en avant du CoP. ....	119
Figure 67 : Représentation des efforts appliqués à la cuisse lors du port d'un MPK (à gauche) ou d'un Synsys (à droite), durant la phase de propulsion.....	121
Figure 68 : Illustration de trois pieds prothétiques de Proteor <sup>®</sup> .....	124
Figure 69 : Schéma du mécanisme de stockage et de restitution d'énergie avec un pied ESAR (Mitchell et al., 2013).....	125
Figure 70 : Exemple de pied prothétique en J (à gauche) et en C (à droite) (adapté de Zagoya-López et al., 2021).....	126
Figure 71 : Différence de conception entre ESAR. A gauche, un ESAR traditionnel (Vari-Flex d'Össur <sup>®</sup> ) avec une géométrie en J. A droite, le Pro-Flex Pivot d'Össur <sup>®</sup> avec son système de liaison sur la partie supérieure du pied conçu pour charger de manière non linéaire les sections du talon et de l'avant-pied (adapté de Childers and Takahashi, 2018 et Tryggvason et al., 2017). ....	127
Figure 72 : Configuration initiale des méthodes d'essais dans le cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de la norme EN ISO 10328, 2006).....	130
Figure 73 : Courbes force-déplacement de l'essai de résistance à la charge. La charge a été appliquée de manière incrémentale en prévision d'une rupture ou d'une déformation plastique. Adapté de Rochlitz and Pammer, 2017.....	130
Figure 74 : Principe de fonctionnement du simulateur de marche à charge alternée de Proteor <sup>®</sup> , initialement pensé par Duraffourg, 2021. Utilisation pour essai de fatigue.....	131

Figure 75 : Banc d'essai de restitution d'énergie des lames avant et arrière des pieds prothétiques : relevé des efforts et de la déformation. Figure provenant d'un avis de la commission de la HAS datant du 28/11/2007 concernant les pieds à restitution d'énergie.....	132
Figure 76 : Illustration de trois pieds prothétiques de Proteor®.....	132
Figure 77 : Essai de restitution d'énergie des lames avant de pieds prothétiques ESAR. Pied Synsys en bleu, pied Rover en orange et pied Dynatrek en jaune. ....	133
Figure 78 : Prototype de pied prothétique avec un simulateur de prothèse. A gauche (Kamel et al., 2020) et à droite (Yap and Renda, 2015). ....	134
Figure 79 : Modèle en éléments finis des essais de résistance à la charge. A gauche, déplacement imposé de la plaque (Tabucol et al., 2021). A droite, application d'une force directement sur le pied (Rochlitz and Pammer, 2017). ....	136
Figure 80 : Simulation quasi-statique en EF de la pose d'une charge de 5 kg sur le dessus du pied. En haut, la contrainte principale maximale a été estimée par EF. En bas, la déformation élastique principale maximale estimée par EF a été comparée par celle mesurée expérimentalement. Adapté de Kamel et al., 2020. ....	137
Figure 81 : Comparaison courbes élongation-contrainte du PLA, PLA Tough et ABS (Spectrum Filament, 2022).....	140
Figure 82 : Illustration de la courbe de Whöler représentant des résultats d'essais de fatigue en science des matériaux (adaptée du site CVM). Contrainte appliquée $\sigma$ en fonction du nombre de cycles à la rupture $N$ . ....	141
Figure 83 : Courbe de Whöler pour le PLA : contraintes maximales et taux de charge en fonction du nombre de cycles à rupture. ....	141
Figure 84 : Schéma du pied Synsys actuel. ....	142
Figure 85 : Illustrant du processus de conception séquencée sous différents Sprint.....	143
Figure 86 : Conception sous Fusion 360 du pied Synsys. A gauche : Pied Synsys en carbone commercialisé, nommé pied SC. A droite : Pied Synsys en PLA Tough, nommé pied SPT.....	144
Figure 87 : Courbe force-déplacement d'un essai de restitution d'énergie de l'avant pied sous 1000 N. Résultats expérimentaux pour le pied en fibre de carbone (bleu) et pour le pied en PLA Tough (orange). Les résultats provenant de la simulation par EF pour le pied en PLA Tough sont présentés en jaune. ....	144
Figure 88 : Schéma illustrant le pied et les efforts extérieurs appliqués au pied. Nous nous plaçons dans le plan sagittal. ....	145
Figure 89 : Exemples de géométries testées. A gauche, les géométries favorisant la déformation de l'arrière du pied. A droite, les géométries favorisant la déformation du milieu du pied. ....	147
Figure 90 : Schéma du prototype expliquant les choix de conception. ....	148
Figure 91 : Représentation de la conception du bâti .....	149
Figure 92 : A gauche : Découpe du fichier de conception du prototype par le logiciel UltiMaker Cura. A droite : Assemblage du prototype (en PLA Tough) avec le bâti (en PA12) et les pièces de connexions (axes, vis, pyramide, etc.).....	150
Figure 93 : Mise en place du prototype dans la machine Instron pour réaliser un essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1300 N.....	151
Figure 94 : Calcul de la flèche du pied induite par la déformation du bâti lors de l'essai de restitution d'énergie de de l'avant pied sous 1300 N. A gauche, position initiale du pied et du bâti sous 0 N. A droite, position du pied et du bâti sous 1300 N. La croix bleue correspond à la position de l'extrémité du pied en position initiale dans le repère $RB\ 0\ N$ sous 0 N. La croix rouge correspond à cette même position mais dans $RB\ 1300\ N$ , le repère du bâti (rouge) une fois déformé sous 1300 N. $RB\ 0\ N$ et $RB\ 1300\ N$ sont orthonormés (bien que leur représentation ne soit pas normée).....	152

Figure 95 : Simulateur de marche à charge alternée de Proteor®(Duraffourg, 2021) : utilisé pour tester en fatigue le prototype monté sous le Synsys. ....	153
Figure 96 : Installation du prototype sur la prothèse Synsys. ....	153
Figure 97 : Simulation sous Abaqus de l’essai de restitution d’énergie à l’avant pied à 1300 N du prototype. ....	154
Figure 98 : Simulation en EF du prototype via le logiciel Abaqus sous 1300 N. Les contraintes principales maximale (en haut) et minimale (en bas) ne dépassent pas la limite de résistance cyclique, fixée à 59 MPa pour le PLA Tough. Une contrainte supérieure à 59 MPa apparaîtra en gris, et des contraintes proches de 59 MPa en valeur absolue apparaîtront en rouge pour les contraintes principales maximales et en bleu pour les contraintes principales minimales. ....	155
Figure 99 : Déformation du prototype lors d’un essai de restitution d’énergie à l’avant pied à 1300 N. A 0 N, le pied est en position neutre, incliné à 20° pour l’essai. A 785 N, la partie arrière du pied s’est déformée et s’enroule sur la partie supérieure du pied. Après 785 N et jusqu’à 1300 N, c’est la partie avant du pied qui se déforme.....	156
Figure 100 : Essais de restitution à l’avant-pied à 1300 N. Les données du Synsys (en bleu) proviennent d’un essai antérieur fait par Proteor®. La correction apportée aux données expérimentales correspond à la soustraction de la flèche induite par la déformation du bâti. ....	157
Figure 101 : Essai de restitution à l’avant pied à 1300 N : Courbe expérimentale force-déplacement synchronisée avec une caméra. Le point rouge indique à quel instant de l’essai on est. ....	159
Figure 102 : Simulation en EF du prototype via le logiciel Abaqus sous 4130 N. Les contraintes principales maximale (en haut) et minimale (en bas) ne dépassent pas la limite de résistance à la flexion, fixée à 78 MPa en valeur absolue pour le PLA Tough.....	160
Figure 103 : Courbe force-déplacement des essais de restitution de l’avant pied sous 1300 N et de l’essai à rupture à 4130 N. Pour chaque étape, trois chargements sont réalisés. ....	161
Figure 104 : Prothèses utilisées comme comparaison au Synsys et au prototype monté sous le Synsys. ....	164
Figure 105 : Marquage au laser afin d’assurer un alignement constant entre l’analyse quantifiée de la marche et l’analyse de la consommation en oxygène. ....	165
Figure 106 : A gauche, positionnement des marqueurs durant l’analyse quantifiée de la marche et à droite, le modèle inertiel volumique à 8 segments utilisés pendant le traitement. Ce modèle prend en compte le volume de la jambe positionnée à 90° dans le simulateur d’amputation transfémorale, ainsi que la masse du simulateur (1,796 kg) et celle des différentes prothèses utilisées. ....	166
Figure 107 : Longueur du pas pendant la transition entre la jambe appareillée et la jambe controlatérale (à gauche) et inversement à droite, en fonction de la vitesse de marche. Les régressions linéaires pour chaque configuration sont aussi affichées. ....	168
Figure 108 : Travaux mécaniques $W_{cheville - pied +}$ , $W_{StS +}$ et $W_{StS -}$ en fonction de la vitesse de marche durant la transition du côté appareillé vers le côté controlatéral (à gauche) et durant la transition du côté controlatéral vers le côté appareillé (à droite), pour chaque configuration. Les régressions linéaires sont affichées pour chaque configuration. ....	170
Figure 109 : Consommation brute en oxygène au cours du temps dans toutes les conditions. A gauche les marches à 0,6 m/s et à droite les marches à 1,2 m/s. Les données ont été concaténées artificiellement pour plus de visibilité : l’ordre de passage et la temporalité ne sont donc pas représentatifs de l’expérience. La courbe bleu clair correspond aux données brutes et la courbe bleu foncé correspond aux données brutes filtrées avec un filtre de Butterworth de fréquence de coupure 0,01 Hz, utilisée seulement pour la visualisation des données.....	171
Figure 110 : Consommation brute (en haut) et nette (en bas) en oxygène en ml O <sub>2</sub> /kg/min par configuration pour une vitesse de marche sur tapis de 0,6 m/s (gauche) et de 1,2 m/s (droite).....	171

Figure 111 : Différence de la consommation nette en oxygène lors de la marche avec prothèse par rapport à NA (haut) et par rapport à la configuration {Rhéo + Dynatrek} (bas), pour une vitesse de marche sur tapis de 0,6 m/s (gauche) et de 1,2 m/s (droite). .....	172
Figure 112 : Résultats d'un essai préliminaire sur le même patient que notre étude actuelle. Consommation brute en oxygène au cours du temps dans 3 conditions : marche à plat à 1,3 m/s et 2 m/s et marche à 1,3 m/s sur pente à 8%. Les données ont été concaténées artificiellement pour plus de visibilité : l'ordre de passage et la temporalité ne sont donc pas représentatifs de l'expérience. La courbe bleu clair correspond aux données brutes et la courbe bleu foncé correspond aux données brutes filtrées avec un filtre de Butterworth de fréquence de coupure 0,01 Hz, utilisée seulement pour la visualisation des données. ....	176
Figure 113 : En haut, photo du pied Synsys en fibre de carbone (SC) avec son embase (connectique reliant le pied au reste de la prothèse). Au milieu, CAO du pied SC. En bas, modélisation de la lame supérieure du pied SC sous forme de poutre encastree, avec une épaisseur constante (h) et une longueur libre (L).....	204
Figure 114 : Conception sous Fusion 360 du pied Synsys. A gauche : Pied Synsys en carbone commercialisé, nommé pied SC. A droite : Pied Synsys en PLA Tough, nommé pied SPT.....	206
Figure 115 : Simulation sous Abaqus de l'essai de restitution du pied SPT.....	207
Figure 116 : Mise en place du pied SPT dans la machine Instron pour réaliser un essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1000 N.....	208
Figure 117 : Simulation en EF du pied SPT via le logiciel Abaqus. Les contraintes principales maximale (à gauche) et minimale (à droite) ne dépassent pas la limite de résistance à la flexion, fixée à 78 MPa pour le PLA Tough. Toutes contrainte > 78 MPa sera de couleur grise sur la simulation, toutes contraintes proches de 78 MPa en valeur absolue sera rouges pour les contraintes principales maximales et bleues pour les contraintes principales minimales. ....	209
Figure 118 : Courbe force-déplacement d'un essai de restitution d'énergie de l'avant pied sous 1000 N. Résultats expérimentaux pour le pied SC (bleu) et SPT (orange). Les résultats provenant de la simulation par EF pour le pied SPT sont présentés en jaune.....	209
Figure 119 : Schéma simplifié permettant d'estimer les valeurs des efforts extérieurs appliqués au prototype. ....	211
Figure 120 : Schéma du modèle poutre encastree. ....	213
Figure 121 : Répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe $x$ de la poutre (modélisant l'avant pied du prototype) dans le cas d'un fonction linéaire décroissante. ....	215
Figure 122 : Répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe $x$ de la poutre (modélisant l'avant pied du prototype) dans le cas où le profil de la poutre est bombé. Dans ce cas, il y a une meilleure homogénéisation de la contrainte de traction maximale le long de la poutre...	216
Figure 123 : Puissance du complexe pied-cheville, puissance au genou, puissance à la hanche et puissance au membre inférieur [W/kg] en fonction du cycle de marche [%] pour le membre appareille et controlatéral lors de la marche sur tapis à 0,4 m/s, 0,6 m/s et 0,8 m/s.....	220
Figure 124 : Puissance du complexe pied-cheville, puissance au genou, puissance à la hanche et puissance au membre inférieur [W/kg] en fonction du cycle de marche [%] pour le membre appareille et controlatéral lors de la marche sur tapis à 0,4 m/s, 0,6 m/s et 0,8 m/s.....	221

# Liste des tableaux

Tableau 1 : Équations publiées pour le calcul de la dépense énergétique, où $VO_2$ et $VCO_2$ sont exprimés en $L \cdot s^{-1}$ , et N en g. Adapté de Kipp et al., 2018. ....	17
Tableau 2 : (Waters and Mulroy, 1999) Dépenses énergétiques chez les personnes amputées unilatérales.....	30
Tableau 3 : Tableau de synthèse des thématiques étudiées en fonction de la population : personnes non amputées (NA, personnes amputées transtibiales (TT) et personnes amputées transfémorales (TF).....	79
Tableau 4 : Résumé des caractéristiques des participants : 47 non-amputés (NA), 40 amputés transtibiaux unilatéraux (TT) et 68 amputés transfémoraux unilatéraux (TF). Les variables continues sont exprimées en valeurs moyennes ( $\pm$ écart-type) et les différences entre les groupes ont été évaluées à l'aide d'une ANOVA à un facteur. Si une différence significative (valeur p globale $< 0,05$ ) a été trouvée, une comparaison post-hoc a été effectuée. ....	91
Tableau 5 : Paramètres temporels et travaux mécaniques effectués lors de la transition d'un pas à l'autre pour les NA, les TT et les TF. Pour les amputés, seule la transition prothétique vers le membre controlatéral a été évaluée. Une ANCOVA a été réalisée pour évaluer l'effet des groupes sur <i>Wankle - foot +</i> , <i>WStS +</i> , <i>WStS -</i> et la longueur du pas controlatéral séparément, tout en contrôlant l'effet de la vitesse de marche. En cas de différence significative (p-value globale $< 0,05$ ), un test post-hoc a été effectué avec un ajustement de Bonferroni. La longueur du pas et les travaux mécaniques sont exprimés en tant que moyennes marginales estimées ( $\pm$ écart-type). Les vitesses de marche sont exprimées en valeurs moyennes ( $\pm$ écart-type) et les différences entre les groupes ont été évaluées par une ANOVA à un facteur. Si une différence significative (p-value globale $< 0,05$ ) a été trouvée, une comparaison multiple post-hoc a été effectuée.....	93
Tableau 6 : Paramètres statistiques de la régression linéaire de <i>Wankle - foot +</i> , <i>WStS +</i> , <i>WStS -</i> et de la longueur de pas controlatéral en fonction de la vitesse de marche choisie par le participant pendant la transition entre le membre appareillé et le membre controlatéral pour les NA, les TT et les TF. Les pentes et l'ordonnée à l'origine (« Intercept ») des régressions linéaires sont indiquées avec leurs intervalles de confiance (IC), le coefficient de corrélation $R^2$ et la p-value du test F sur le modèle linéaire sont également indiqués (notés * lorsque la p-value est $< 0,05$ ).....	94
Tableau 7 : Caractéristiques des participants.....	103
Tableau 8 : Paramètres spatio-temporels et valeurs de travail mécanique. Moyennes ( $\pm$ écart-type) des paramètres spatiotemporels, du travail à la cheville et au membre inférieur pendant le cycle de marche pour les trois configurations : NA, pied ESAR, pied RC. Dans les configurations ESAR et RC, le côté appareillé du simulateur d'amputation TF (A) et le côté controlatéral (C) sont affichés séparément.....	109
Tableau 9 : Vitesse de marche sur tapis et valeurs d'échange gazeux. Pour chaque participant, la vitesse de marche est indiquée et les valeurs nettes (consommation durant la marche moins consommation basale i.e. au repos debout) des échanges gazeux d'oxygène et de dioxyde de carbone sont données pour les trois configurations étudiées. ....	111
Tableau 10 : Valeurs d'intérêts pour l'essai de restitution des pieds Synsys, Rover et Dynatrek de Proteor® .....	133
Tableau 11 : Exemple de paramètres mécaniques lors d'évaluation de pieds prothétiques dans la littérature.....	134

Tableau 12 : Propriétés mécaniques des polymères thermoplastiques couramment utilisés pour la fabrication additive à dépôt de fil fondu.....	140
Tableau 13 : Récapitulatif des contraintes maximales admises lors des simulations EF des essais de restitution d'énergie et d'essai à rupture. ....	142
Tableau 14 : Efforts extérieurs appliqués sur le système $\{P\}=\{\text{lame inférieure} + \text{lame supérieure} + \text{embase}\}$ . ....	145
Tableau 15 : Matériel et méthode de la fabrication en DFF du prototype.....	150
Tableau 16 : Résultats des essais de restitution à l'avant pied à 1300N pour le pied Synsys et le prototype. Pour le prototype, les résultats expérimentaux et du modèle EF sont données, ainsi que les résultats expérimentaux avec correction de la déformation du bâti (« Expérimental corrigé »). ....	158
Tableau 17 : Flèches obtenues lors d'essais de restitution d'énergie de l'avant pied à 1300 N à différentes étapes des tests. Pour chaque étape, les flèches des trois charges sont données ainsi que la moyenne et l'écart-type des trois. Les différences avec la flèche moyenne de l'essai de référence sont aussi indiquées. ....	161
Tableau 18 : Masse du simulateur d'amputation TF et des genoux prothétiques et des pieds prothétiques .....	168
Tableau 19 : Caractéristiques des participants : 47 non-amputés (NA), 40 amputés transtibiaux unilatéraux (TT) et 68 amputés transfémoraux unilatéraux (TF). ....	194
Tableau 20 : Descripteurs du MFCL et des types de composants considérés comme médicalement nécessaires pour chaque niveau « K » (« K-Level »). Le MFCL (Medicare Functional Classification Level) est un indice permettant de classer la mobilité fonctionnelle et le potentiel de réadaptation des personnes ayant perdu un membre inférieur (Borrenpohl et al., 2016).....	196
Tableau 21 : Définition des classes des pieds prothétiques par la HAS (Haute Autorité de Santé). Les énergies emmagasinées et restituées par un pied prothétique sont calculées par intégration numérique des courbes force en fonction de la déformation sur l'intervalle de mesure 50-1300 N. Ces 2 grandeurs sont mesurées au talon et à l'avant du pied (4 grandeurs) en début d'essai, à 666 666 cycles, à 1 333 333 cycles et en fin d'essai après 2 millions de cycles, tout relevé s'effectuant avant changement et/ou réglages d'éventuelles pièces d'usure. Les 4 valeurs d'énergies retenues sont la moyenne des 4 énergies mesurées à ces 4 instants. Un nombre de point est obtenu en sommant les 4 énergies avec des pondérations. Le nombre de point détermine la classe du pied. (Source : <a href="https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000027243099">https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000027243099</a> ). ....	197
Tableau 22 : Paramètres spatio-temporels et valeurs de travail mécanique pour chaque participant. Moyennes ( $\pm$ écart-type) des paramètres spatiotemporels, du travail à la cheville et au membre inférieur pendant le cycle de marche pour les trois configurations : NA, pied ESAR, pied RC. Dans les configurations ESAR et RC, le côté appareillé du simulateur d'amputation TF (A) et le côté controlatéral (C) sont affichés séparément. Pour la configuration NA, le côté droit correspond à A et le côté gauche à C.....	198
Tableau 23 : Vitesse moyenne (en m/s) des marches sur sol plat de chaque participant pour chacune des 3 configurations. Après accoutumance au pied et au simulateur d'amputation transfémorale, la vitesse de confort de la marche sur tapis dans la configuration RC a été prise comme vitesse de référence (individuelle à chaque participant). Elle a été utilisée comme vitesse pour le tapis roulant et a été la vitesse de marche ciblée durant l'analyse quantifiée de la marche (AQM), pour toutes les configurations (NA, ESAR, RC).....	199
Tableau 24 : Effet de fatigue de la marche sur tapis sur la consommation en oxygène. Les consommations en oxygène de chaque participant sont données lors de l'essai initial (sans simulateur)	

et lors de l'essai de contrôle en fin d'expérience (sans simulateur), ainsi que la différence entre les deux. ....	199
Tableau 25 : État de l'art des pieds prothétiques issus de fabrication additive à dépôt de fil fondu utilisant des polymères thermoplastiques.....	200
Tableau 26 : Catégories de poids associées au niveau de contrainte P3 à P8 dans la norme EN ISO 10328.....	202
Tableau 27 : Valeurs de la force appliquée à l'avant-pied et au talon en fonction du niveau de contrainte de l'essai dans les cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de la norme EN ISO 10328).....	202
Tableau 28 : Valeurs de la force appliquée à l'avant-pied et au talon en fonction du niveau de contrainte de l'essai dans le cas des tests de résistance à la fatigue (adapté de norme EN ISO 10328). ....	202
Tableau 29 : Résultats des essais, tableau récapitulatif.....	210
Tableau 30 : Propriétés mécaniques du PLA Tough et du PA12.....	217
Tableau 31 : Moyennes et écart-types des travaux mécaniques <i>Wcheville – pied +</i> , <i>WStS +</i> et <i>WStS –</i> durant les transitions d'un pas vers l'autre, pour chaque condition de marche. ....	218

# Annexes

## Annexe 2.A

Cette annexe est liée à la section « 2.2.2.4 Statistiques » du Chapitre 2, page 90.

### Calcul des Moyennes Marginales Estimées

L'équation pour calculer la moyenne marginale estimée dans le cadre d'une ANCOVA (analyse de covariance) peut varier en fonction de la spécificité du modèle et des interactions considérées, mais une forme générale peut être donnée.

Supposons que nous ayons un modèle ANCOVA basique avec une variable dépendante  $Y$  (ex : le travail mécanique, dans notre cas), une variable de groupe catégorique  $G$  (ex : le niveau d'amputation), et une covariable  $X$  (ex : la vitesse de marche de confort). L'équation du modèle ressemblerait à ceci :

$$Y = \beta_0 + \beta_1 G + \beta_2 X + \epsilon \quad \text{Eq. 56}$$

Ici,  $\beta_0$  est l'intercept,  $\beta_1$  est le coefficient associé à l'effet du groupe,  $\beta_2$  est le coefficient pour la covariable  $X$ , et  $\epsilon$  est l'erreur résiduelle.

#### *Cas sans interaction*

Les moyennes marginales estimées pour chaque groupe sont calculées en ajustant  $X$  à une valeur spécifique, souvent la moyenne de  $X$  pour tous les participants de l'étude indépendamment des groupes, noté  $\bar{X}$ . Pour un groupe spécifique  $g$ , la moyenne marginale estimée, ajustée pour  $X$  serait :

$$MME_g = \beta_0 + \beta_1 g + \beta_2 \bar{X} \quad \text{Eq. 57}$$

#### *Cas avec interaction*

Si le modèle inclut une interaction entre le groupe  $G$  et la covariable  $X$ , l'équation devient :

$$Y = \beta_0 + \beta_1 G + \beta_2 X + \beta_3 GX + \epsilon \quad \text{Eq. 58}$$

Dans ce cas, la moyenne marginale estimée pour un groupe  $g$  en ajustant  $X$  à sa moyenne serait :

$$MME_g = \beta_0 + \beta_1 g + \beta_2 \bar{X} + \beta_3 g \bar{X} \quad \text{Eq. 59}$$

Dans chaque cas, l'objectif est de calculer la valeur prévue de  $Y$  pour chaque groupe, en normalisant l'effet de  $X$  sur une valeur commune (souvent la moyenne). Cela permet de faire des comparaisons équitables entre les groupes, indépendamment des variations dans la covariable.

## Annexe 2.B

Cette annexe est dédiée à la Section « 2.2 Travail personnel : Quantification du travail de propulsion et de collision lors du passage d'un pas à l'autre chez les personnes amputées marchant à une vitesse de confort : effet du niveau d'amputation » du Chapitre 2, page 86.

Tableau 19 : Caractéristiques des participants : 47 non-amputés (NA), 40 amputés transtibiaux unilatéraux (TT) et 68 amputés transfémoraux unilatéraux (TF).

Groupe	Genre	Age [année]	Taille [cm]	Masse [kg]	Côté amp.	Cause de l'amp.	Temps depuis l'amp. [année]	Genou Prothétique	Pied prothétique
Non-amputé									
Moyenne (ET)		35 (17)	173 (9)	69 (13)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
N = 47									
Transtibial unilatéral	M	56	182	86	D	Traumatique	1,1	N/A	Pro-Flex Pivot
	M	56	182	85	D	Traumatique	1,1	N/A	Taleo
N = 40	M	53	167	78	G	Traumatique	3,1	N/A	Proprio Foot
	M	47	180	114	D	Vasculaire	1,0	N/A	Dynatrek
	M	45	178	129	D	Vasculaire	0,3	N/A	Pro-Flex XC
	M	61	174	85	G	Traumatique	0,3	N/A	Pro-Flex XC
	M	61	178	86	G	Traumatique	0,4	N/A	Xtend
	M	30	172	85	G	Traumatique	2,4	N/A	Pro-Flex XC
	M	41	172	72	G	Traumatique	5,8	N/A	Pro-Flex XC
	M	50	170	52	D	Traumatique	24,6	N/A	Pro-Flex
	M	23	170	53	G	Traumatique	0,8	N/A	Pro-Flex Pivot
	M	35	178	92	D	Traumatique	6,8	N/A	Pro-Flex
	M	31	182	91	G	Traumatique	0,5	N/A	Pro-Flex
	M	31	180	80	G	Traumatique	0,6	N/A	Rush
	M	49	178	69	G	Traumatique	10,3	N/A	Re-Flex Rotate
	M	46	179	87	D	Traumatique	10,2	N/A	Challenger
	M	46	178	77	D	Traumatique	10,2	N/A	Pro-Flex XC
	M	55	150	58	D	Traumatique	3,3	N/A	Re-Flex
	M	43	175	94	G	Traumatique	21,3	N/A	Re-Flex Rotate
	F	43	173	72	G	Traumatique	0,4	N/A	Vari-Flex XC Rotate
	F	65	171	83	G	Traumatique	13,6	N/A	Triton
	M	50	182	99	D	Vasculaire	3,2	N/A	Vari-Flex XC Rotate
	M	16	180	88	D	Congénitale	N.D.	N/A	Vari-Flex XC
	M	47	177	85	D	Vasculaire	0,2	N/A	Taleo
	M	67	160	43	D	Traumatique	9,9	N/A	Proprio Foot
	M	53	176	89	G	Traumatique	23	N/A	Re-Flex Rotate
	M	34	174	72	G	Traumatique	3	N/A	Échelon
	M	47	175	102	D	Traumatique	2	N/A	Flex-Walk
	M	46	182	84	G	Traumatique	16	N/A	Vari-Flex
	M	33	168	73	G	Cancer	21	N/A	Vari-Flex
	M	49	180	87	D	N.D.	N.D.	N/A	Vari-Flex
	M	55	170	82	G	Traumatique	5	N/A	Proprio Foot
	M	57	181	94	G	Cancer	5	N/A	Cadence HP
	M	53	177	90	D	Traumatique	1	N/A	Re-Flex Shock
	M	64	177	104	D	Traumatique	7	N/A	Re-Flex Shock
	M	42	193	104	G	Traumatique	19	N/A	Re-Flex Shock
	M	30	175	73	D	Traumatique	13	N/A	Talux
	M	26	183	106	G	Traumatique	2	N/A	Vari-Flex
	M	31	173	75	D	Traumatique	2	N/A	Vari-Flex
	M	32	177	57	G	Congénitale	N.D.	N/A	Flex-Walk
Moyenne (ET)		45 (12)	176 (7)	83 (17)			7 (7)		

Transfémoral	M	27	183	82	D	Traumatique	10,7	Genium	Triton
unilatéral	M	39	181	85	D	Traumatique	0,6	C-Leg	N.D.
N = 68	M	13	171	51	D	Congénitale	N.D.	RheoKnee	Rush
	M	68	181	90	G	Cancer	24,9	Genium X3	Triton
	F	40	159	51	G	Vasculaire	2,6	C-Leg	N.D.
	M	36	179	91	G	Traumatique	0,5	RheoKnee	N.D.
	M	36	180	94	G	Traumatique	0,8	C-Leg	Triton
	M	36	180	94	G	Traumatique	0,8	Genium	Triton
	F	34	167	60	D	Traumatique	118	C-Leg	C-Walk
	F	50	170	57	G	Traumatique	0,8	C-Leg	C-Walk
	M	66	175	90	G	Traumatique	16,8	Genium	Vari-Flex XC
	M	53	175	101	D	Traumatique	27,3	C-Leg	N.D.,
	M	53	178	102	G	Traumatique	37,9	Genium X3	Taleo
	M	53	178	100	G	Traumatique	38,1	Genium X3	Vari-Flex
	M	52	187	76	G	Traumatique	144	Genium	Re-Flex Shock
	M	53	187	76	G	Traumatique	15,5	Genium	Taleo
	M	32	172	78	G	Traumatique	1,8	Genium	Flex-Walk
	M	61	195	126	G	Traumatique	7,9	C-Leg	Taleo
	M	61	193	126	G	Traumatique	8,0	C-Leg	Taleo
	M	34	177	74	D	Cancer	0,2	C-Leg	Talux
	M	34	177	74	D	Cancer	0,3	RheoKnee 3	Pro-Flex XC
	M	34	177	74	D	Cancer	0,3	C-Leg	Vari-Flex XC
	F	54	176	69	G	Cancer	0,4	C-Leg	Taleo
	F	53	163	60	G	Traumatique	0,3	C-Leg	Triton
	M	51	197	92	G	Cancer	37,4	C-Leg	Triton
	M	51	197	92	G	Cancer	37,5	C-Leg	Triton
	M	33	192	85	D	Traumatique	16,7	C-Leg	Triton
	M	33	190	81	D	Traumatique	16,8	Genium	N.D.
	M	69	172	71	G	Traumatique	6,4	C-Leg	N.D.
	F	45	155	68	D	Cancer	33,8	RheoKnee 3	N.D.
	M	47	184	84	D	Traumatique	3,9	RheoKnee	Vari-Flex XC
	M	39	190	85	D	Traumatique	0,7	C-Leg	Triton
	M	38	176	85	G	Traumatique	20	C-Leg	C-Walk
	M	40	186	84	D	Traumatique	2	C-Leg	Highlander
	M	59	169	77	G	Traumatique	16	C-Leg	C-Walk
	M	47	173	92	D	Traumatique	21	C-Leg	Flex-Walk
	M	46	185	81	G	Traumatique	16	C-Leg	Triton
	M	38	175	79	D	Cancer	1	C-Leg	Flex-Walk
	M	25	183	75	G	Traumatique	2	Sensor	Vari-Flex
	M	49	181	84	G	Traumatique	2	C-Leg	C-Walk
	M	28	168	68	D	Traumatique	2	N.D.	Triton
	M	32	171	78	G	Traumatique	N.D.	C-Leg	Flex-Walk
	M	47	170	85	G	Traumatique	N.D.	C-Leg	Flex-Walk
	M	28	181	82	G	Traumatique	3	C-Leg	Flex-Walk
	M	52	163	74	G	Traumatique	34	RheoKnee	Re-Flex Shock
	M	27	174	64	G	Traumatique	5	Hybrid Knee	Vari-Flex
	M	40	165	52	G	Traumatique	15	RheoKnee	Re-Flex Rotate
	M	33	177	63	G	Traumatique	16	Hybrid Knee	Flex-Walk
	M	56	172	74	D	Traumatique	39	RheoKnee	Vari-Flex
	M	67	182	65	G	Traumatique	3	C-Leg 4	Triton
	M	30	183	90	G	Traumatique	2	C-Leg 4	Rush
	M	21	167	69	D	Congénitale	20	RheoKnee	Pro-Flex XC
	M	25	169	82	D	Congénitale	20	RheoKnee	Pro-Flex XC
	M	41	179	89	D	Traumatique	6	RheoKnee	Pro-Flex XC
	M	65	181	94	G	Traumatique	40	C-Leg 3	Vari-Flex
	M	53	184	78	G	Traumatique	22	C-Leg 3	Pro-Flex XC
	M	44	178	87	G	Traumatique	7	C-Leg 4	Pro-Flex XC
	M	60	163	77	G	Traumatique	4	RheoKnee	Re-Flex Rotate
	M	39	180	73	G	Traumatique	9	RheoKnee	Pro-Flex XC
	M	29	183	73	G	Traumatique	6	Genium	Triton
	M	24	177	75	G	Traumatique	5	Genium	Triton
	M	58	176	68	G	Traumatique	31	N.D.	N.D.

M	48	180	64	D	Traumatique	0,7	C-Leg 4	N.D.
M	54	181	85	G	Traumatique	7	C-Leg	N.D.
M	43	164	72	G	Traumatique	3	RheoKnee 3	N.D.
M	26	180	56	G	Traumatique	1,5	C-Leg	Pro-Flex
M	32	180	95	G	Traumatique	7	RheoKnee	Pro-Flex
M	40	183	95	G	Traumatique	19	Symbionic	Symbionic
Moyenne (ET)	43 (13)	178 (9)	80 (15)			12 (12)		

N/A : Non Applicable. N.D. : Donnée manquante

Tableau 20 : Descripteurs du MFCL et des types de composants considérés comme médicalement nécessaires pour chaque niveau « K » (« K-Level »). Le MFCL (Medicare Functional Classification Level) est un indice permettant de classer la mobilité fonctionnelle et le potentiel de réadaptation des personnes ayant perdu un membre inférieur (Borrenpohl et al., 2016).

<b>Id</b>	<b>Définition</b>	<b>Pied/Cheville</b>	<b>Genou</b>
<b>K0</b>	Ce patient n'a pas la capacité ou le potentiel de se déplacer en toute sécurité avec ou sans aide, et une prothèse n'améliore pas sa qualité de vie ou sa mobilité.	Non éligible pour une prothèse	Non éligible pour une prothèse
<b>K1</b>	Ce patient a la capacité ou le potentiel d'utiliser une prothèse pour la déambulation sur des surfaces planes à cadence fixe : une déambulation domestique typique limitée ou illimitée.	Pied SACH ou pied-cheville monoaxial	Genou monoaxial et à frottement constant
<b>K2</b>	Ce patient a la capacité ou le potentiel de se déplacer avec la capacité de franchir des obstacles environnementaux de bas niveau tels que des bordures, des escaliers ou des surfaces inégales : une déambulation typique au sein de la communauté.	Pieds flexibles et chevilles/pieds multiaxiaux	Genou monoaxial et à frottement constant
<b>K3</b>	Ce patient a la capacité ou le potentiel de déambuler avec une cadence variable. Il est capable de franchir la plupart des obstacles environnementaux et peut avoir une activité professionnelle, thérapeutique ou d'exercice qui exige l'utilisation d'une prothèse au-delà de la simple locomotion.	Systèmes de pieds flexibles, pieds à accumulation d'énergie, chevilles/pieds multiaxiaux ou pieds à réponse dynamique	Genoux à contrôle hydraulique ou pneumatique
<b>K4</b>	Ce patient a la capacité ou le potentiel de se déplacer à l'aide d'une prothèse, au-delà des compétences de base, et présente des niveaux d'impact, d'intensité ou d'énergie élevés, typiques des exigences prothétiques de l'enfant, de l'adulte actif ou de l'athlète.	Tout système pied-cheville approprié	Tout système cheville-genou approprié

Tableau 21 : Définition des classes des pieds prothétiques par la HAS (Haute Autorité de Santé). Les énergies emmagasinées et restituées par un pied prothétique sont calculées par intégration numérique des courbes force en fonction de la déformation sur l'intervalle de mesure 50-1300 N. Ces 2 grandeurs sont mesurées au talon et à l'avant du pied (4 grandeurs) en début d'essai, à 666 666 cycles, à 1 333 333 cycles et en fin d'essai après 2 millions de cycles, tout relevé s'effectuant avant changement et/ou réglages d'éventuelles pièces d'usure. Les 4 valeurs d'énergies retenues sont la moyenne des 4 énergies mesurées à ces 4 instants. Un nombre de point est obtenu en sommant les 4 énergies avec des pondérations. Le nombre de point détermine la classe du pied. (Source : <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000027243099>).

Numéro	Nombre de points	Définition
<b>Classe 1</b>	$30 \leq$ nombre total de points $< 75$	Pied peu fonctionnel et mobile, principalement destiné à un usage intérieur ou à proximité de bâtiments.
<b>Classe 2</b>	$75 \leq$ nombre total de points $< 120$	Pied stable et dynamique, permet un usage intérieur et extérieur à distance de bâtiments (activité physique modérée).
<b>Classe 3</b>	Nombre total de points $\geq 120$	Pied étant plus dynamique mais moins stable, nécessite un projet de vie nécessitant l'utilisation de ce type de pied pour pouvoir être utilisé (activité physique importante).

## Annexe 2.C

Cette annexe est dédiée à la Section « 2.3 Travail personnel : impact de l'absence de propulsion au pied prothétique lors de la marche avec une amputation TF » du Chapitre 2, page 101.

Tableau 22 : Paramètres spatio-temporels et valeurs de travail mécanique pour chaque participant. Moyennes ( $\pm$  écart-type) des paramètres spatiotemporels, du travail à la cheville et au membre inférieur pendant le cycle de marche pour les trois configurations : NA, pied ESAR, pied RC. Dans les configurations ESAR et RC, le côté appareillé du simulateur d'amputation TF (A) et le côté controlatéral (C) sont affichés séparément. Pour la configuration NA, le côté droit correspond à A et le côté gauche à C.

		Durée du cycle [s]		Longueur de pas [m]		$W_{ankle-foot}^+$		$W_{StS}^+$		$W_{StS}^-$	
		A	C	A	C	A	C	A	C	A	C
S1	NA	1,34 $\pm$ 0,07	1,34 $\pm$ 0,08	0,59 $\pm$ 0,03	0,60 $\pm$ 0,03	0,16 $\pm$ 0,02	0,17 $\pm$ 0,02	0,17 $\pm$ 0,02	0,18 $\pm$ 0,02	-0,03 $\pm$ 0,01	-0,03 $\pm$ 0,01
	ESAR	1,39 $\pm$ 0,04	1,37 $\pm$ 0,06	0,69 $\pm$ 0,03	0,52 $\pm$ 0,03	0,05 $\pm$ 0,01	0,29 $\pm$ 0,03	0,05 $\pm$ 0,01	0,28 $\pm$ 0,05	-0,09 $\pm$ 0,02	-0,03 $\pm$ 0,01
	ROS	1,32 $\pm$ 0,04	1,32 $\pm$ 0,03	0,59 $\pm$ 0,02	0,49 $\pm$ 0,03	0,01 $\pm$ 0,00	0,27 $\pm$ 0,03	0,01 $\pm$ 0,01	0,26 $\pm$ 0,03	-0,03 $\pm$ 0,01	-0,05 $\pm$ 0,02
S2	NA	1,11 $\pm$ 0,03	1,10 $\pm$ 0,03	0,63 $\pm$ 0,04	0,65 $\pm$ 0,03	0,25 $\pm$ 0,02	0,21 $\pm$ 0,03	0,26 $\pm$ 0,03	0,25 $\pm$ 0,03	-0,08 $\pm$ 0,04	-0,14 $\pm$ 0,03
	ESAR	1,18 $\pm$ 0,05	1,19 $\pm$ 0,05	0,75 $\pm$ 0,06	0,65 $\pm$ 0,05	0,10 $\pm$ 0,01	0,18 $\pm$ 0,03	0,08 $\pm$ 0,01	0,21 $\pm$ 0,04	-0,13 $\pm$ 0,04	-0,04 $\pm$ 0,02
	ROS	1,13 $\pm$ 0,03	1,13 $\pm$ 0,03	0,66 $\pm$ 0,05	0,63 $\pm$ 0,03	0,01 $\pm$ 0,00	0,24 $\pm$ 0,03	0,01 $\pm$ 0,01	0,28 $\pm$ 0,05	-0,07 $\pm$ 0,02	-0,11 $\pm$ 0,04
S3	NA	1,39 $\pm$ 0,05	1,41 $\pm$ 0,06	0,62 $\pm$ 0,02	0,64 $\pm$ 0,03	0,21 $\pm$ 0,03	0,23 $\pm$ 0,02	0,23 $\pm$ 0,03	0,27 $\pm$ 0,03	-0,10 $\pm$ 0,02	-0,10 $\pm$ 0,04
	ESAR	1,32 $\pm$ 0,02	1,37 $\pm$ 0,05	0,78 $\pm$ 0,03	0,61 $\pm$ 0,04	0,10 $\pm$ 0,01	0,37 $\pm$ 0,06	0,06 $\pm$ 0,00	0,47 $\pm$ 0,07	-0,14 $\pm$ 0,04	-0,05 $\pm$ 0,04
	ROS	1,37 $\pm$ 0,03	1,40 $\pm$ 0,07	0,75 $\pm$ 0,01	0,60 $\pm$ 0,04	0,01 $\pm$ 0,00	0,38 $\pm$ 0,07	0,01 $\pm$ 0,01	0,49 $\pm$ 0,05	-0,10 $\pm$ 0,04	-0,12 $\pm$ 0,04
S4	NA	1,30 $\pm$ 0,03	1,30 $\pm$ 0,03	0,60 $\pm$ 0,01	0,62 $\pm$ 0,02	0,22 $\pm$ 0,03	0,23 $\pm$ 0,02	0,27 $\pm$ 0,01	0,25 $\pm$ 0,02	-0,06 $\pm$ 0,04	-0,11 $\pm$ 0,03
	ESAR	1,37 $\pm$ 0,04	1,39 $\pm$ 0,05	0,69 $\pm$ 0,02	0,65 $\pm$ 0,04	0,07 $\pm$ 0,01	0,26 $\pm$ 0,02	0,07 $\pm$ 0,01	0,25 $\pm$ 0,03	-0,09 $\pm$ 0,05	-0,07 $\pm$ 0,03
	ROS	1,29 $\pm$ 0,05	1,30 $\pm$ 0,05	0,61 $\pm$ 0,02	0,59 $\pm$ 0,03	0,00 $\pm$ 0,00	0,26 $\pm$ 0,01	0,02 $\pm$ 0,01	0,25 $\pm$ 0,02	-0,04 $\pm$ 0,03	-0,13 $\pm$ 0,02
S5	NA	1,22 $\pm$ 0,08	1,24 $\pm$ 0,07	0,62 $\pm$ 0,02	0,60 $\pm$ 0,03	0,19 $\pm$ 0,02	0,17 $\pm$ 0,03	0,17 $\pm$ 0,03	0,17 $\pm$ 0,03	-0,07 $\pm$ 0,03	-0,09 $\pm$ 0,03
	ESAR	1,30 $\pm$ 0,02	1,33 $\pm$ 0,05	0,80 $\pm$ 0,05	0,60 $\pm$ 0,05	0,04 $\pm$ 0,02	0,46 $\pm$ 0,05	0,06 $\pm$ 0,01	0,44 $\pm$ 0,05	-0,15 $\pm$ 0,06	-0,09 $\pm$ 0,01
	ROS	1,33 $\pm$ 0,02	1,34 $\pm$ 0,04	0,80 $\pm$ 0,05	0,55 $\pm$ 0,05	0,01 $\pm$ 0,00	0,43 $\pm$ 0,04	0,03 $\pm$ 0,01	0,45 $\pm$ 0,05	-0,05 $\pm$ 0,03	-0,10 $\pm$ 0,04
S6	NA	1,10 $\pm$ 0,01	1,10 $\pm$ 0,01	0,68 $\pm$ 0,01	0,63 $\pm$ 0,02	0,24 $\pm$ 0,01	0,29 $\pm$ 0,03	0,22 $\pm$ 0,01	0,25 $\pm$ 0,03	-0,11 $\pm$ 0,03	-0,10 $\pm$ 0,03

	<b>ESAR</b>	1,20 ± 0,04	1,21 ± 0,02	0,77 ± 0,07	0,73 ± 0,04	0,09 ± 0,02	0,34 ± 0,04	0,09 ± 0,02	0,34 ± 0,04	-0,16 ± 0,04	-0,02 ± 0,02
	<b>ROS</b>	1,21 ± 0,03	1,21 ± 0,03	0,75 ± 0,02	0,69 ± 0,04	0,01 ± 0,01	0,40 ± 0,02	0,02 ± 0,01	0,46 ± 0,03	-0,09 ± 0,02	-0,04 ± 0,04

Tableau 23 : Vitesse moyenne (en m/s) des marches sur sol plat de chaque participant pour chacune des 3 configurations. Après accoutumance au pied et au simulateur d'amputation transfémorale, la vitesse de confort de la marche sur tapis dans la configuration RC a été prise comme vitesse de référence (individuelle à chaque participant). Elle a été utilisée comme vitesse pour le tapis roulant et a été la vitesse de marche ciblée durant l'analyse quantifiée de la marche (AQM), pour toutes les configurations (NA, ESAR, RC).

Participants	Analyse Quantifiée de la Marche				Consommation en oxygène
	Marche sur sol				Marche sur tapis
	NA	ESAR	RC	Moyenne ± Écart type	Toutes conditions
S1	0,93	0,93	0,93	0,93 ± 0,00	0,94
S2	1,25	1,26	1,23	1,25 ± 0,02	1,25
S3	0,95	1,14	1,13	1,07 ± 0,11	1,08
S4	1,01	1,00	1,02	1,01 ± 0,01	1,00
S5	1,10	1,14	1,19	1,14 ± 0,05	1,14
S6	1,31	1,28	1,26	1,28 ± 0,02	1,28

Tableau 24 : Effet de fatigue de la marche sur tapis sur la consommation en oxygène. Les consommations en oxygène de chaque participant sont données lors de l'essai initial (sans simulateur) et lors de l'essai de contrôle en fin d'expérience (sans simulateur), ainsi que la différence entre les deux.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Essai initial [ml/kg/min]	11,52	9,17	11,58	11,52	10,07	10,35
Essai de contrôle [ml/kg/min]	9,77	8,69	10,50	11,23	10,13	10,29
Différence [%]	-15,24%	-5,23%	-9,38%	-2,47%	+0,66%	-0,50%

## Annexe 3.A

Le Tableau 25, adapté de [Louessard, 2023](#), offre un récapitulatif méthodique de la conception de pieds prothétiques réalisés par FA à DFF utilisant des polymères thermoplastiques, incluant les matériaux d'impression utilisés, les caractéristiques du maillage pour la simulation par EF, et les performances observées tant en simulation EF qu'en tests mécaniques réels de résistance à la charge, d'évaluation de la marche et de tenue à la fatigue. L'utilisation du DFF est particulièrement mise en avant pour sa flexibilité dans l'ajustement de la géométrie et de la structure interne des prothèses, ainsi que pour sa capacité à réduire les coûts de production des prototypes, majoritairement fabriqués en PLA selon cette revue. L'utilisation de la DFF dans la conception de pieds prothétiques semble viable. Toutefois, le principal défi associé à la DFF, à partir de polymères thermoplastiques, concerne la résistance à la fatigue, un aspect qui a été relativement peu exploré dans les recherches existantes, comme le souligne également le Tableau 25. L'évaluation des prototypes à la marche a aussi été trop peu évaluée, se limitant en général au ressenti de l'utilisateur.

Tableau 25 : État de l'art des pieds prothétiques issus de fabrication additive à dépôt de fil fondu utilisant des polymères thermoplastiques

Article	Matériau	Simulation EF		Tests mécaniques		
		Type et taille du maillage	Valeurs étudiées	Résistance à la charge	Analyse de la marche	Résistance à la fatigue
<a href="#">Ferreira, 2019</a>	PLA	Tétraèdre 2mm	Contraintes VM		Ressenti utilisateur	Temps jusqu'à la rupture
<a href="#">Kamel et al., 2020</a>	PLA	Tétraèdre 9mm	Contraintes, déformation principale		Ressenti utilisateur	
<a href="#">Tao et al., 2017</a>	PLA	NR	Contraintes VM	Déformation (1600 N)		
<a href="#">Vijayan et al., 2021</a>	PLA	NR	Contraintes VM, déformation			
<a href="#">Yap and Renda, 2015</a>	PLA*				Ressenti utilisateur	
<a href="#">Rochlitz and Pammer, 2017</a>	ABS	NR	Contraintes VM, déplacement	Courbe force-déplacement (1000 N)		
<a href="#">Rochlitz et al., 2018</a>	ABS	NR	Contraintes VM, déplacement	Courbe force-déplacement (1000 N)		
<a href="#">Olesnavage et al., 2018</a>	Nylon	Simulation 2D	Courbe force-déplacement	Courbe force-déplacement (658 N)		
<a href="#">Louessard, 2023</a>	PLA Tough	Tétraèdre 5mm	Contraintes principales,	Courbe force-déplacement	Courbe moment-	3h de marche sur tapis

			Courbe force- déplacement	(1300 N)	angle de la cheville Ressenti utilisateur	
--	--	--	------------------------------	----------	--	--

DFF : Dépôt de Fil Fondu, EF : Élément Fini, NR : Non Renseigné, VM : Von Mises

\* Avec ajout d'une tige métallique dans la deuxième version du pied prothétique

## Annexe 3.B

Cette annexe est liée à la section « 3.3.2.1 Passage du pied Synsys en carbone vers le PLA Tough » du Chapitre 2, page 143.

Tableau 26 : Catégories de poids associées au niveau de contrainte P3 à P8 dans la norme EN ISO 10328.

Niveaux de contrainte	P3	P4	P5	P6	P7	P8
Masse [kg]	< 60	< 80	< 100	< 125	< 150	< 175

L'essai de résistance à la charge est caractérisé par la « force d'essai de charge » et le test de résistance à la rupture par la « force d'essai de limite statique ». La force d'essai de limite statique est séparée en deux niveaux : inférieur et supérieur qui dépendent du niveau d'endommagement étudié. Ces forces dépendent du niveau de contrainte de l'essai (Tableau 27).

Tableau 27 : Valeurs de la force appliquée à l'avant-pied et au talon en fonction du niveau de contrainte de l'essai dans les cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de la norme EN ISO 10328)

Catégorie de résistance		Unité	Niveau de contrainte de l'essai					
			P5		P4		P3	
			F1	F2	F1	F2	F1	F2
Force d'essai de charge		N	2240	2240	2065	2065	1610	1610
Force d'essai limite statique	Niveau inférieur	N	3360	3360	3098	3098	2415	2415
	Niveau supérieur	N	4480	4480	4130	4130	3220	3220

Les évaluations de la résistance à la fatigue se caractérisent par des cycles de chargement et de déchargement compris entre 50 N et 1230 N (pour le cas P4), alternés sur le talon et l'avant-pied. La force maximale relevée durant la phase de chargement représente la force d'essai maximale, tandis que la force minimale observée durant la phase de déchargement constitue la force d'essai minimale.

Tableau 28 : Valeurs de la force appliquée à l'avant-pied et au talon en fonction du niveau de contrainte de l'essai dans le cas des tests de résistance à la fatigue (adapté de norme EN ISO 10328).

Contrainte d'essai	Unité	Niveau de contrainte de l'essai					
		P5		P4		P3	
		F1	F2	F1	F2	F1	F2
Force d'essai minimale	N	50					
Force d'essai maximale	N	1330	1330	1230	1230	970	970
Nombre de cycles requis		2x10 <sup>6</sup>					

## Annexe 3.C

Cette annexe est liée à la section « 3.3.2.1 Passage du pied Synsys en carbone vers le PLA Tough » du Chapitre 2, page 143.

### Travail personnel préliminaire : passage du pied Synsys en carbone vers le PLA Tough

Un projet étudiant a été réalisé fin 2022 par Lucas Swistunow, en projet de fin d'études aux Arts et Métiers, durant une période de 3 mois à raison d'une journée par semaine.

#### *Objectif*

Comme présenté dans la Section 3.3.1 page 140, le PLA Tough a été conçu pour avoir une résistance à l'impact équivalente à l'ABS. De plus, il est optimisé pour imprimer de grandes pièces avec des géométries complexes, tout en conservant la facilité d'utilisation du PLA ([“Ultimaker,” 2022](#)). Ainsi, dans la suite de cette étude, le matériau utilisé lors de l'impression par DFF sera le PLA Tough.

Pour rappel, notre objectif à long terme n'est pas de concevoir un pied prothétique en fabrication additive mais bien de concevoir un nouveau pied prothétique en carbone, commercialisable, afin de remplacer le pied actuel du Synsys. La fabrication par DFF en PLA Tough n'est qu'une méthode nous permettant de prototyper rapidement et à moindre coût ([Buj-Corral et al., 2021](#); [Koprnicky et al., 2018](#)).

Dans un premier temps, nous voulons nous assurer qu'il est possible de passer facilement d'un composant en carbone vers un composant en PLA Tough et inversement. L'objectif est de reproduire le pied existant du Synsys (et ainsi garder son comportement mécanique), mais en remplaçant les fibres de carbone par du PLA Tough.

Dans cette section, nous nommerons le pied Synsys en fibres de carbone SC (Synsys Carbone) et le pied Synsys en PLA Tough, SPT (Synsys PLA Tough).

#### *Calcul analytique*

L'objectif de ce projet est de garder le même comportement mécanique entre le pied SC et le pied SPT, ce qui signifie garder la même flèche à l'avant du pied pour un effort donné. Pour cela, on modélise la lame supérieure du pied par une poutre de longueur libre  $L$ , d'épaisseur constante ( $h$ ) et de largeur constante ( $b$ ), encastée sur une partie de sa longueur (qui correspond à l'embase, connectique reliant le pied au reste de la prothèse). La modélisation de cette poutre est visible Figure 113.

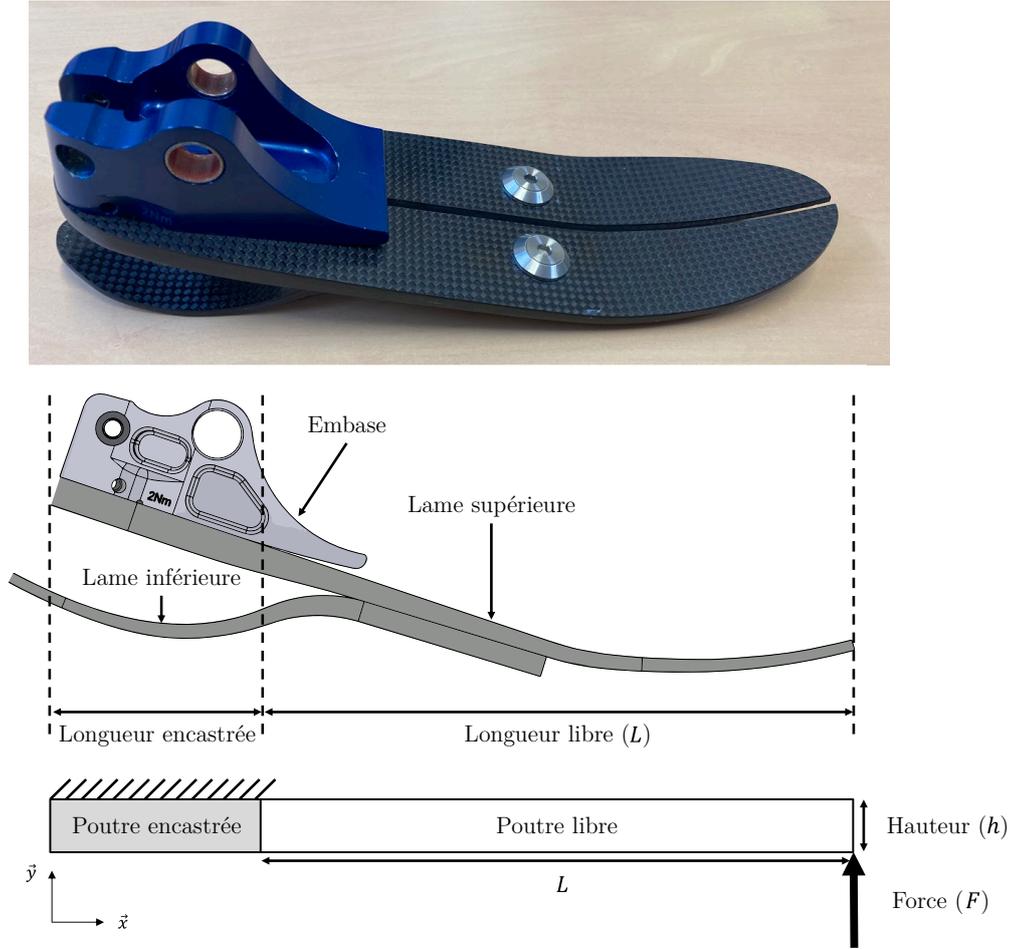


Figure 113 : En haut, photo du pied Synsys en fibre de carbone (SC) avec son embase (connectique reliant le pied au reste de la prothèse). Au milieu, CAO du pied SC. En bas, modélisation de la lame supérieure du pied SC sous forme de poutre encastrée, avec une épaisseur constante ( $h$ ) et une longueur libre ( $L$ ).

Le déplacement vertical (selon l'axe  $\vec{y}$ ), de la poutre au point d'abscisse  $x$ , noté  $u(x)$ , est exprimé tel que :

$$u(x) = \frac{F}{3 \cdot E \cdot I_{gz}} \cdot x^3 \quad \text{Eq. 60}$$

Avec :

- $F$  la force appliquée sur la poutre.
- $E$  le module d'élasticité (module de Young) du matériau.
- $I_{gz} = \frac{b \cdot h^3}{12}$  le moment quadratique (inertie) de la section de la poutre.  $b$  la largeur et  $h$  la hauteur de la poutre.

La flèche de la poutre ( $\delta_{flex}$ ), définie comme le déplacement maximal de la poutre selon l'axe  $\vec{y}$ , est calculé au point  $x = L$  :

$$\delta_{flex} = u(L) = \frac{F \cdot L^3}{3 \cdot E \cdot I_{gz}} \quad \text{Eq. 61}$$

Nous voulons une égalité des flèches entre le pied SC et SPT. Nous considérons la force appliquée  $F$ , la longueur libre  $L$  et la largeur  $b$  comme égales entre ces deux pieds. Les modules d'Young  $E$  n'étant pas les mêmes, on compense cette différence sur l'épaisseur  $h$ . On note  $E_C$  et  $E_{PLA\text{Tough}}$  les modules d'Young du carbone de la lame en stratifié et du PLA Tough, respectivement, ainsi que  $h_{SC}$  et  $h_{SPT}$  les épaisseurs du pied SC et SPT, respectivement.

$$\frac{F \cdot L^3}{3 \cdot E_C \cdot \left(\frac{b \cdot h_{SC}^3}{12}\right)} = \frac{F \cdot L^3}{3 \cdot E_{PLA\text{Tough}} \cdot \left(\frac{b \cdot h_{SPT}^3}{12}\right)} \quad \text{Eq. 62}$$

$$\Leftrightarrow E_{PLA\text{Tough}} \cdot h_{SPT}^3 = E_C \cdot h_{SC}^3 \quad \text{Eq. 63}$$

$$\Leftrightarrow h_{SPT} = \sqrt[3]{\frac{E_C}{E_{PLA\text{Tough}}}} \cdot h_{SC} \quad \text{Eq. 64}$$

Avec :

- $E_C = 50 \text{ GPa}$  le module d'Young du carbone de la lame en stratifié.
- $E_p = 2,49 \text{ GPa}$  le module d'Young du PLA Tough (["Ultimaker," 2022](#)).

D'où :

$h_{SPT} = 2,7 \cdot h_{SC}$	<i>Eq. 65</i>
------------------------------	---------------

Ainsi, le pied en PLA Tough (SPT) doit avoir une épaisseur 2,7 fois plus importante que le pied en carbone (SC) afin d'avoir la même flèche, à force équivalente.

### **Conception**

Un projet étudiant a été réalisé fin 2022 par Lucas Swistunow, en projet de fin d'études aux Arts et Métiers, durant une période de 3 mois à raison d'une journée par semaine. Ce projet avait pour objectif d'adapter la conception du SC afin de concevoir le pied SPT via l'augmentation de facteur 2,7 de l'épaisseur du pied. De légères adaptations ont dû être apportées afin que l'augmentation de l'épaisseur n'empêche pas l'utilisation des connecteurs (embase et vis).

La conception a été réalisée sur le logiciel Fusion 360 d'Autodesk. Le résultat est présenté Figure 114.

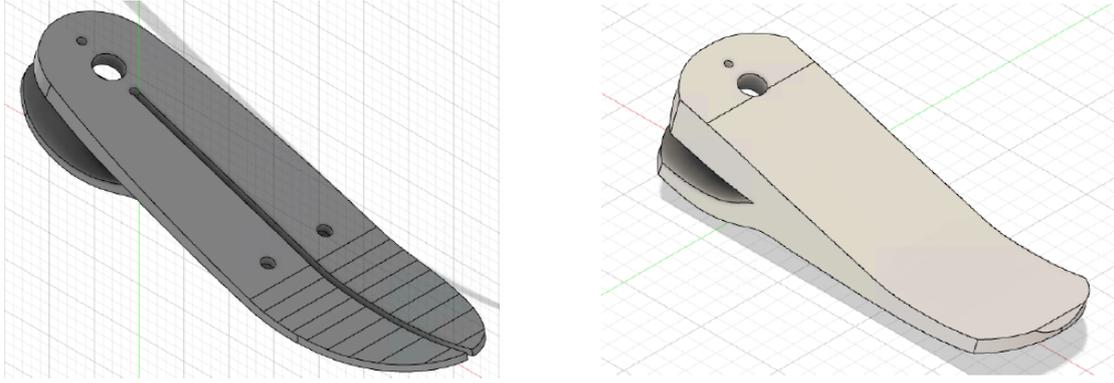


Figure 114 : Conception sous Fusion 360 du pied Synsys. A gauche : Pied Synsys en carbone commercialisé, nommé pied SC. A droite : Pied Synsys en PLA Tough, nommé pied SPT.

### ***Matériels et méthodes : Fabrication, essai de restitution d'énergie et modèle EF***

L'objectif de cette étude étant de valider le modèle EF et vérifier qu'il est possible de garder les propriétés mécaniques d'un pied lors du passage de fibres de carbone vers du PLA Tough, nous avons décidé d'étudier seulement la lame avant du pied prothétique, en laissant le talon de côté pour le moment. Cela permet de simplifier l'étude sans affecter nos objectifs.

#### **Fabrication : impression en PLA Tough par DFF**

Le pied SPT a été imprimé avec une imprimante S3 de la marque UltiMaker. Nous avons utilisé leur bobine de PLA Tough dont les propriétés sont rappelées Tableau 12, avec une hauteur de couche de 0,2 mm. Le logiciel de découpe UltiMaker Cura a été utilisé pour préparer le g-code et ainsi passer d'un fichier de conception CAO à un fichier imprimable par DFF. Le nombre de lignes de parois (« walls ») a été choisi de telle sorte que le pied soit totalement rempli.

#### **Simulation numérique**

Au préalable, afin d'avoir une estimation de la flèche du pied SPT sous 1000 N et de vérifier que les contraintes principales maximales et minimales ne dépassaient pas la limite de résistance à la flexion du PLA Tough (78 MPa), une simulation numérique a été réalisée via le logiciel Abaqus de Dassault Systèmes.

Le pied a été défini en PLA Tough ( $E_{PLA\ Tough} = 2,49\ GPa$  et  $\nu_{PLA\ Tough} = 0,36$  ("Ultimaker," 2022)) et l'embase ainsi que la plaque ont été définies en acier ( $E_{acier} = 210\ GPa$  et  $\nu_{acier} = 0,30$ ).

Les axes de l'embase ont été définis comme encastres. L'application de la charge s'est faite par l'utilisation d'une plaque en contact avec le pied prothétique, où un déplacement vertical de 25 mm est imposé (Louessard, 2023; Tabucol et al., 2021) via un point de référence contrôlant la plaque (liaison « coupling »). Le déplacement a été déterminé à partir de la courbe force-déplacement de la Figure 77 page 133 : 25 mm de déplacement équivaut à 1300N, donc les 1000N souhaités seront atteints avant 25mm. Les forces de réaction de la plaque ainsi que le déplacement de la plaque sont ensuite récupérés.

Un contact avec un coefficient de frottement de 0,1 a été utilisé entre le dessus de la plaque et le dessous du pied prothétique ainsi qu'entre le dessus du pied prothèse et le dessous de l'embase (car la lame vient s'enrouler sur l'embase au fur et à mesure que l'effort est appliqué).

Un maillage tétraédrique quadratique a été utilisé sur l'ensemble des composants avec des tailles de 4 mm, 2,4 mm et 14 mm pour le pied, l'embase et la plaque, respectivement.

La Figure 115 présente la position initiale de la simulation. La courbe force-déplacement et les contraintes maximales seront présentés dans la suite.

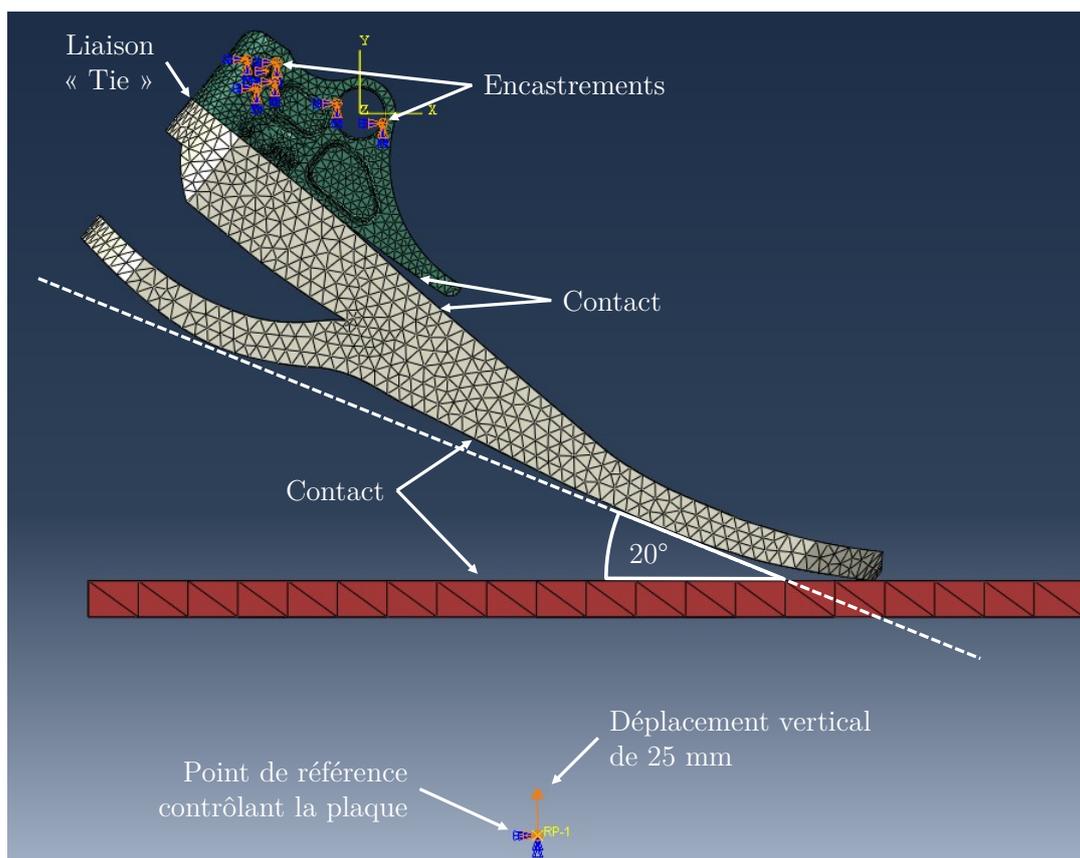


Figure 115 : Simulation sous Abaqus de l'essai de restitution du pied SPT.

### Essai de restitution d'énergie

Afin de vérifier si 1) la flèche est identique pour le pied SC et le pied SPT soumis à la même charge et si 2) le pied SPT ne casse pas, nous avons réalisé un essai de restitution d'énergie de l'avant-pied, comme définit dans la Section 3.2.2.1. Pour rappel, cet essai mesure la déformation provoquée par l'application d'une force allant de 50 N à 1300 N. Dans notre cas, puisque c'est la première fois que nous ferons un essai expérimental de ce type et que nous voulons vérifier la résistance des connectiques, nous limiterons dans un premier temps la charge appliquée à 1000 N. Le pied est placé dans une machine de compression Instron, à 20° de l'horizontal via une pièce connectique et une pièce d'inclinaison fabriquée en PLA Tough ainsi qu'avec une pyramide en acier. Le point d'application de la charge est positionné le plus à l'extrémité possible de l'avant-pied. Une glissière permet d'appliquer la charge tout en limitant les frottements.

La Figure 116 illustre la mise en place du pied SPT. Bien que nous aurions pu réutiliser la courbe force-déplacement de la Figure 77, nous avons préféré refaire l'essai pour le pied SC afin d'avoir les mêmes conditions expérimentales. Les courbes force-déplacement seront présentés dans la prochaine partie.

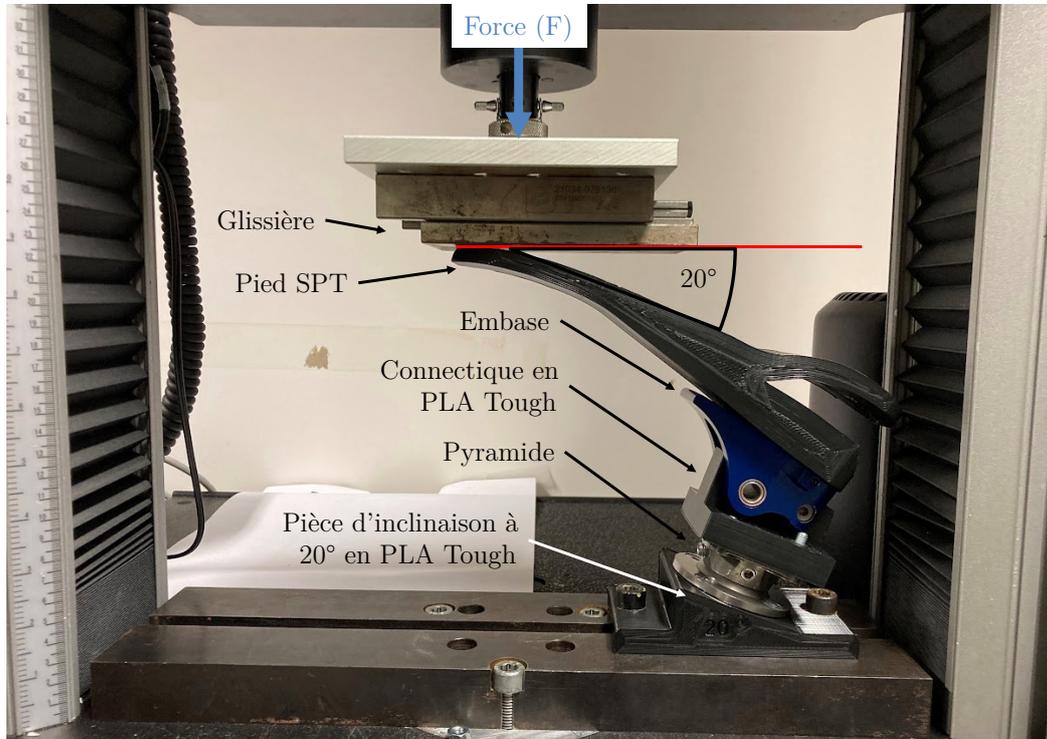


Figure 116 : Mise en place du pied SPT dans la machine Instron pour réaliser un essai de restitution d'énergie à l'avant pied à 1000 N.

### ***Résultats et conclusion***

La simulation de l'essai de restitution d'énergie du pied SPT a calculé une flèche de 19,32 mm pour 1000 N, ce qui est très proche des 20 mm de déplacement sous 1000 N que nous pouvons observer sur la courbe force-déplacement du Synsys commercialisé (pied SC), Figure 77 page 133. L'objectif de flèche similaire semble donc cohérent. De plus, les contraintes principales maximale et minimale du pied SPT (illustrées Figure 117) sont respectivement de 71 MPa et -42 MPa. Leurs valeurs absolues ne dépassent donc pas la limite de résistance à la flexion du PLA Tough, qui est de 78 MPa (toute contrainte > 78 MPa sera de couleur grise sur la simulation, toutes contraintes proches de 78 MPa en valeur absolue sur rouge pour les contraintes principales maximales et bleue pour les contraintes principales minimales) : a priori, le pied ne cassera pas sous 1000 N.

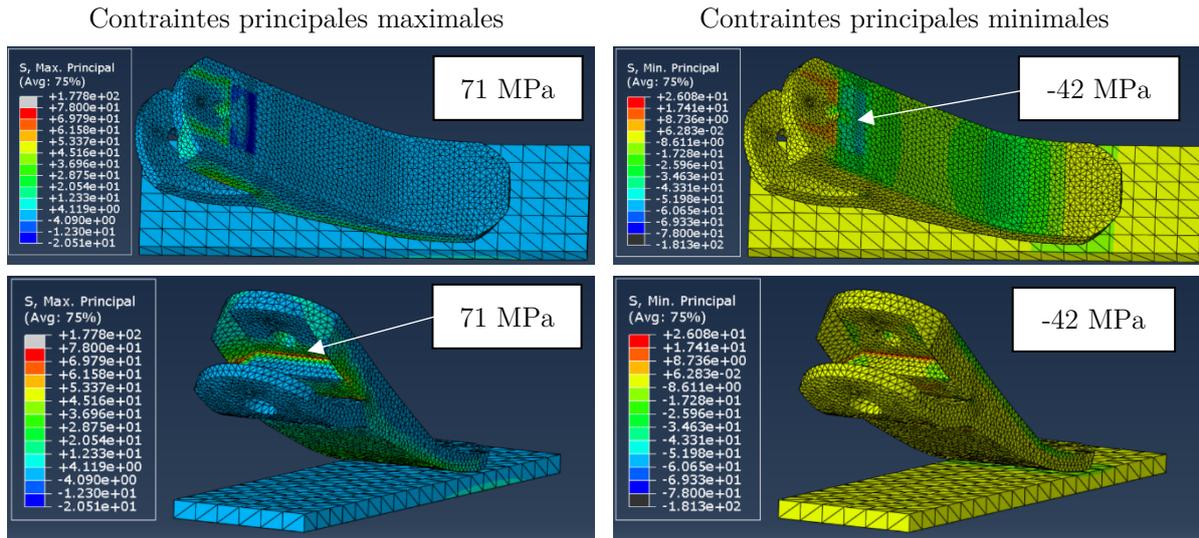


Figure 117 : Simulation en EF du pied SPT via le logiciel Abaqus. Les contraintes principales maximale (à gauche) et minimale (à droite) ne dépassent pas la limite de résistance à la flexion, fixée à 78 MPa pour le PLA Tough. Toutes contraintes  $> 78$  MPa sera de couleur grise sur la simulation, toutes contraintes proches de 78 MPa en valeur absolue sera rouges pour les contraintes principales maximales et bleues pour les contraintes principales minimales.

Nous avons donc pu réaliser les essais expérimentaux de restitution d'énergie. Les courbes force-déplacement de la simulation du pied SPT et des essais expérimentaux des pieds SC et SPT sont présentées Figure 118 et les grandeurs d'intérêts sont présentées Tableau 29.



Figure 118 : Courbe force-déplacement d'un essai de restitution d'énergie de l'avant pied sous 1000 N. Résultats expérimentaux pour le pied SC (bleu) et SPT (orange). Les résultats provenant de la simulation par EF pour le pied SPT sont présentés en jaune.

Nous remarquons dans un premier temps que la courbe force-déplacement du pied SC atteint un déplacement maximal du plateau de 21,03 mm à 1000 N, proche des ~20 mm observés Figure 77 lors des essais réalisés par Proteor<sup>®</sup>. Ceci valide notre protocole expérimental. Dans un second temps, nous remarquons que le comportement du pied SPT obtenu par la simulation est très proche de celui obtenu expérimentalement, ce qui valide notre simulation.

Enfin, nous remarquons que les courbes expérimentales du pied SC et du pied SPT sont très similaires et atteignent des déplacements maximaux équivalents sous 1000 N, avec seulement -2,61% de différence (respectivement 21,03 mm et 20,48 mm). De plus, les deux pieds emmagasinent et restituent la même quantité d'énergie (-0,12% et -2,68% de différence respectivement), même si l'efficacité du pied en pastique est un peu plus faible (Tableau 29). La simulation en EF prédit la flèche du pied SPT avec une erreur inférieure à -6%, ce qui est une estimation suffisante pour nous permettre d'utiliser les EF dans notre processus de conception.

Tableau 29 : Résultats des essais, tableau récapitulatif.

	Pied SC		Pied SPT	
	Expérimental		Expérimental	Simulation EF
Déplacement [mm]	21,03		20,48	19,32
Énergie emmagasinée [J]	8,28		8,27	7,15
Énergie restituée [J]	7,83		7,62	
Efficacité [%]	94,62		92,07	

En conclusion, ce premier projet nous a permis de 1) valider notre protocole expérimental en nous comparant au résultat obtenu par Proteor<sup>®</sup>, 2) valider notre modèle EF en comparant nos courbes de simulation et expérimentale et 3) nous avons pu valider la méthode de conception permettant de passer d'un pied en fibre de carbone vers un pied PLA Tough. Nous pouvons supposer que l'inverse est vrai aussi.

Ainsi, il nous est à présent possible de concevoir une multitude de prototypes de pied Synsys en PLA Tough et de vérifier leur tenue à la charge et à la rupture ainsi que leur performance en restitution d'énergie via un modèle d'EF. Une fois nos exigences atteintes, nous pourrions les imprimer par DFF en PLA Tough et vérifier leur comportement mécanique expérimentalement. Cette méthode de conception-simulation-test nous permettra d'itérer facilement et à moindre coût jusqu'à trouver un design de pied prothétique répondant à nos besoins.

## Annexe 3.D

## Estimation des efforts extérieurs appliqués au prototype

Cette annexe est liée à la section « 3.3.2.2 Estimation des efforts extérieurs appliqués au prototype » du Chapitre 2, page 145.

Tout d'abord, commençons par analyser les efforts appliqués au prototype lors d'un essai de restitution. Soit un  $\{P\} = \{\text{lame inférieure} + \text{lame supérieure} + \text{embase}\}$ , dont on néglige la masse. Il est en équilibre soumis à trois forces :  $\vec{F}_{sol \rightarrow P}$ ,  $\vec{F}_{bielle \rightarrow P}$  et  $\vec{F}_{tibia \rightarrow P}$ , comme présenté Figure 119. La position des points A et C sont considérés comme ayant la même composante selon  $\vec{y}$ .  $|\vec{F}_{sol \rightarrow P}| = F_{sol \rightarrow P} = 1300 \text{ N}$ .  $\vec{F}_{sol \rightarrow P}$  est incliné de  $20^\circ$  comme indiqué dans la norme EN ISO 10328. L'effort  $\vec{F}_{bielle \rightarrow P}$  est quant à lui parallèle à l'axe de la bielle, qui est par construction inclinée de  $4,9^\circ$ .

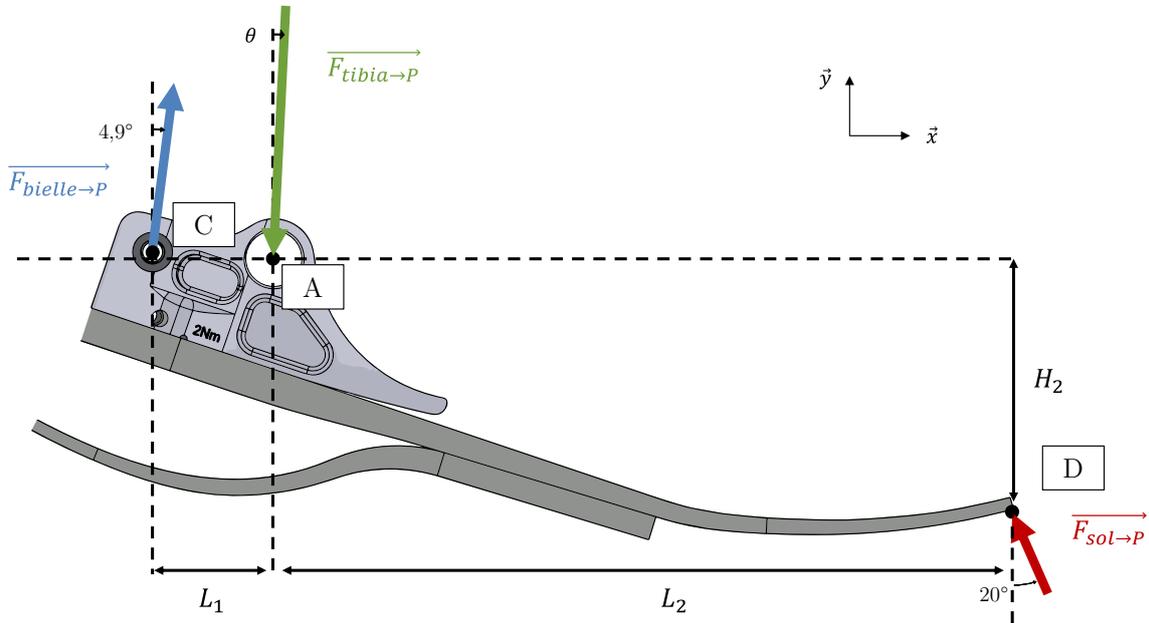


Figure 119 : Schéma simplifié permettant d'estimer les valeurs des efforts extérieurs appliqués au prototype.

D'après la 2<sup>nd</sup> loi de Newton, il y a en quasi-statique un équilibre des forces et la somme des moments au point A est nulle :

$$\sum \overrightarrow{M_{A, \vec{P} \rightarrow P}} = \vec{0} \Leftrightarrow \overrightarrow{M_{A, \vec{F}_{sol \rightarrow P}}} + \overrightarrow{M_{A, \vec{F}_{bielle \rightarrow P}}} = \vec{0} \quad \text{Eq. 66}$$

Selon  $\vec{z}$  :

$$F_{sol \rightarrow P} * \cos(20) * L_2 - F_{bielle \rightarrow P} * \cos(4,9) * L_1 - F_{sol \rightarrow P} * \sin(20) * H_2 = 0 \quad \text{Eq. 67}$$

$$\Leftrightarrow F_{bielle \rightarrow P} = \frac{F_{sol \rightarrow P} * (\cos(20) * L_2 - \sin(20) * H_2)}{\cos(4,9) * L_1} \quad \text{Eq. 68}$$

Avec  $F_{sol \rightarrow P} = 1300 \text{ N}$ . Avec  $L_1 = 33 \text{ mm}$ ,  $L_2 = 183 \text{ mm}$  et  $H_2 = 70 \text{ mm}$  on a :

$$F_{bielle \rightarrow P} = 6563 \text{ N}$$

Eq. 69

Avec  $\vec{F}_{bielle \rightarrow P} \cdot \vec{x} = 560 \text{ N}$  et  $\vec{F}_{bielle \rightarrow P} \cdot \vec{y} = 6539 \text{ N}$

En faisant le bilan des efforts extérieurs exercés sur  $\{P\}$  nous obtenons :

$$\sum \vec{F}_{\bar{P} \rightarrow P} = \vec{0} \Leftrightarrow \vec{F}_{bielle \rightarrow P} + \vec{F}_{sol \rightarrow P} + \vec{F}_{tibia \rightarrow P} = \vec{0} \quad \text{Eq. 70}$$

$$\begin{cases} \vec{F}_{tibia \rightarrow P} \cdot \vec{x} = -\vec{F}_{bielle \rightarrow P} \cdot \vec{x} + F_{sol \rightarrow P} * \sin(20) \\ \vec{F}_{tibia \rightarrow P} \cdot \vec{y} = -\vec{F}_{bielle \rightarrow P} \cdot \vec{y} - F_{sol \rightarrow P} * \cos(20) \end{cases} \quad \text{Eq. 71}$$

$$\begin{cases} \vec{F}_{tibia \rightarrow P} \cdot \vec{x} = -115 \text{ N} \\ \vec{F}_{tibia \rightarrow P} \cdot \vec{y} = -7760 \text{ N} \end{cases} \quad \text{Eq. 72}$$

Soit une force de norme  $F_{tibia \rightarrow P} = 7761 \text{ N}$  incliné de  $0,9^\circ$ .

## Annexe 3.E

Cette annexe est liée à la section « 3.3.2.4 Forme finale » du Chapitre 2, page 147.

### Objectif du calcul

L'objectif du calcul ci-dessous est de dégrossir la forme et les dimensions de l'avant du prototype de pied (partie orange, Figure 90). Cette méthode n'était pas nécessaire à l'obtention d'une forme acceptable de l'avant pied, mais c'était l'occasion d'utiliser des méthodes de RDM (Résistance des matériaux). Nous avons les contraintes suivantes :

- Une force appliquée de 1300 N en pointe de pied. L'axe de la force sera supposé orthogonal à la plante du pied afin de simplifier le calcul.
- Une contrainte en traction la plus homogène possible et inférieure en tout point à 30 MPa en traction. Cette contrainte maximale correspond à la moitié de la contrainte maximale autorisée pour l'essai de restitution, soit 59 MPa. Nous avons dans un premier temps voulu prendre un facteur de sécurité de 2. Ce facteur pourra ensuite être ajusté par la suite.
- Une flèche la plus grande possible.

Cette étape de prédimensionnement permet de limiter le nombre de conceptions et de simulations en EF nécessaires pour arriver à une géométrie globale du pied qui soit satisfaisante.

### Notation

L'avant du pied est assimilé à une poutre encastrée à gauche et soumise à une force verticale  $F$  comme indiqué sur la Figure 120 :

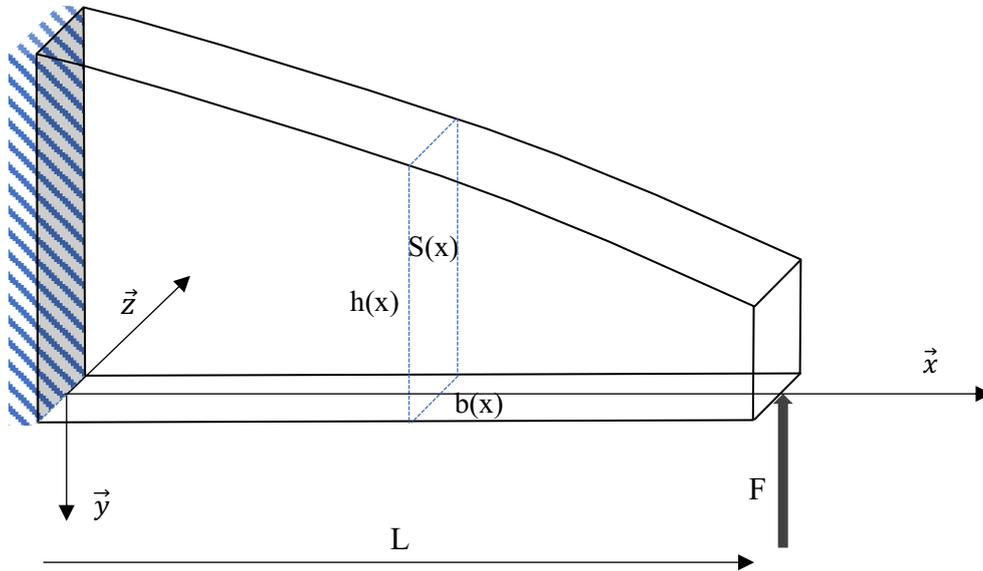


Figure 120 : Schéma du modèle poutre encastrée.

Avec :

- $b(x)$  l'épaisseur en  $x$  de la poutre (en m)
- $h(x)$  la hauteur en  $x$  de la poutre (en m)
- $L$  la longueur de la poutre (en m)

- $F$  la force appliquée (en N)

### Analyse RDM

Le moment fléchissant selon l'axe  $\vec{z}$  est donné par l'équation suivante :

$$M_z(x) = -F(x - L) \quad \text{Eq. 73}$$

L'inertie selon l'axe  $\vec{z}$  est donnée par :

$$I_z(x) = \frac{b(x)h(x)^3}{12} \quad \text{Eq. 74}$$

Le déplacement vertical (selon l'axe  $\vec{y}$ ), de la poutre au point d'abscisse  $x$ , noté  $u(x)$ , est reliée au moment fléchissant en  $x$  selon l'équation suivante :

$$\frac{\partial^2 u(x)}{\partial x^2} = -\frac{M_z(x)}{EI_z(x)} \quad \text{Eq. 75}$$

Avec  $E$  le module élastique du matériau constitutif de la poutre (en Pa). Dans notre cas il s'agit du PLA Tough ( $E_{PLA\text{Tough}} = 2490 \text{ MPa}$ ). On en déduit que

$$\frac{\partial^2 u(x)}{\partial x^2} = \frac{F}{E} \frac{12(x - L)}{b(x)h^3(x)} \quad \text{Eq. 76}$$

Comme il est difficile dans la plupart des cas d'intégrer analytiquement  $\frac{\partial^2 u(x)}{\partial x^2}$ , on peut approximer la fonction par un polynôme de degré 6, à l'aide du solveur d'Excel. En intégrant deux fois le polynôme ainsi déterminé, on peut donc approximer le déplacement vertical  $u(x)$  par un polynôme de degré 8, en notant les conditions limites :  $\frac{\partial u(0)}{\partial x} = 0$  et  $u(0) = 0$ .

Sur une section plane la contrainte maximale en traction par flexion suivant l'axe  $\vec{x}$  se situe sur la face supérieure de la poutre et est donnée par :

$$\sigma_{xx}(x) = \frac{6 F(x - L)}{b(x)h^2(x)} \quad \text{Eq. 77}$$

Avec  $\sigma_{xx}(x)$  en Pa. Ainsi connaissant les fonctions  $b(x)$  et  $h(x)$ , il est possible de calculer

- La valeur de la flèche maximale donnée par  $u_{max} = u(L)$ .
- La contrainte maximale  $\sigma_{xx}(x)$  en traction tout le long de l'axe  $\vec{x}$  et ainsi déduire la contrainte maximale pour la poutre  $\sigma_{xx,max}$ .

### Optimisation de la géométrie de la poutre

En première approche nous avons considéré que

- $b(x) = 0,045 \text{ m}$
- $L = 0,15 \text{ m}$

Ensuite nous avons choisi une fonction linéaire décroissante pour  $h(x)$  en écrivant :

$$h(x) = h(0) - (h(0) - h(L)) \frac{x}{L} \quad \text{Eq. 78}$$

Avec  $h(0) = h_2$  et  $h(L) = h'_2$ , Figure 90 page 148.

Nous avons alors optimisé la forme de la poutre grâce au solveur d'Excel en :

- Faisant varier  $h(0)$  et  $h(L)$  avec pour condition  $h(0) > h(L)$ .
- Cherchant à maximiser  $u_{max} = u(L)$  tout en conservant  $\sigma_{xx}(x) < 30 \text{ MPa}$ .

Nous avons ainsi obtenu les valeurs suivantes :

- $h(0) = 27,2 \text{ mm}$
- $h(L) = 10,0 \text{ mm}$
- $u_{max} = 7,8 \text{ mm}$

La répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe des  $x$  est donnée sur la Figure 121 :

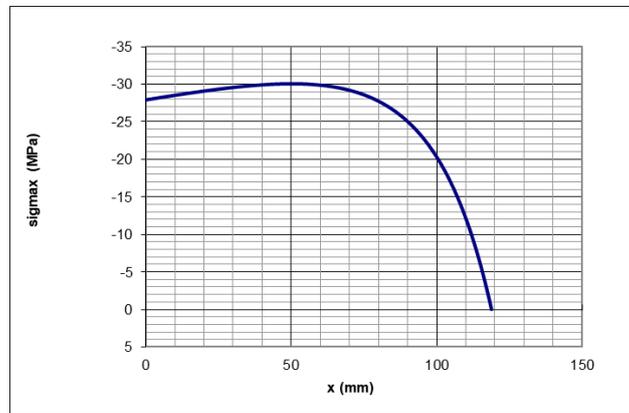


Figure 121 : Répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe  $\vec{x}$  de la poutre (modélisant l'avant pied du prototype) dans le cas d'un fonction linéaire décroissante.

Dans une deuxième étape, nous avons défini une fonction  $h(x)$  plus complexe pour creuser ou bomber le profil linéaire précédent, afin de voir dans quelle mesure il était possible d'augmenter la flèche avec le même cahier des charges que précédemment. Nous avons choisi la fonction suivante :

$$h(x) = h(0) - (h(0) - h(L)) \frac{(1+q)\frac{x}{L}}{1+q\frac{x}{L}} \quad \text{Eq. 79}$$

Avec  $q$  une constante supérieure à  $-1$ . Lorsque  $q = 0$  on retrouve une droite, lorsque  $q$  est négatif on bombe le profil supérieur de la poutre et lorsque  $q$  est positif on le creuse.

En faisant à nouveau tourner le solveur d'Excel tout en :

- Faisant varier  $h(0)$  et  $h(L)$  avec pour condition  $h(0) > h(L)$ .
- Faisant varier  $q$  avec  $q \geq -1$ .
- Cherchant à maximiser  $u_{max} = u(L)$  tout en conservant  $\sigma_{xx}(x) < 30 \text{ MPa}$ .

Nous avons ainsi obtenu les valeurs suivantes

- $h(0) = 26,21 \text{ mm}$
- $h(L) = 7,68 \text{ mm}$

- $q = -0,2987$
- $u_{max} = 8,22 \text{ mm}$

La répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe  $\vec{x}$  est donnée sur la Figure 122 :

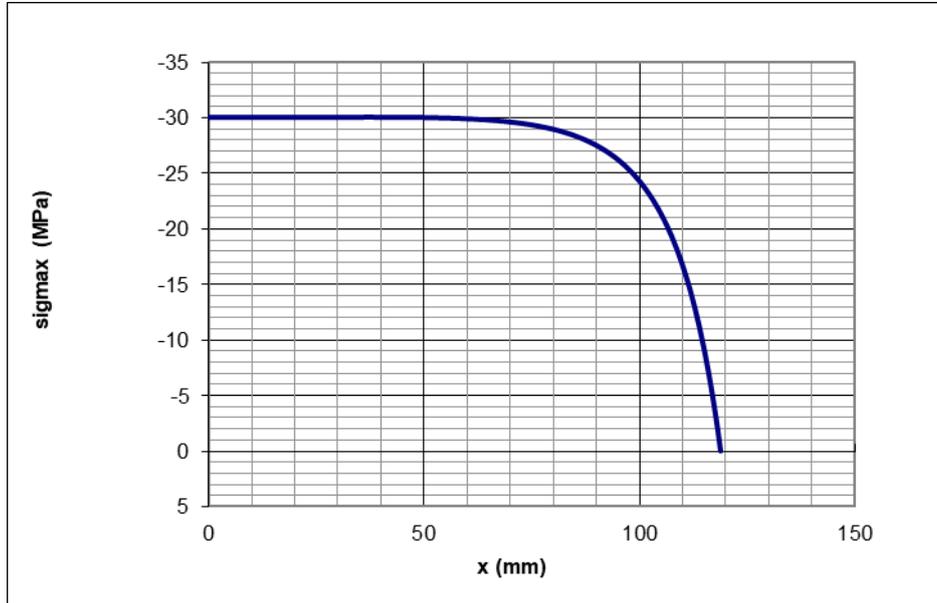


Figure 122 : Répartition des contraintes de traction maximales le long de l'axe  $\vec{x}$  de la poutre (modélisant l'avant pied du prototype) dans le cas où le profil de la poutre est bombé. Dans ce cas, il y a une meilleure homogénéisation de la contrainte de traction maximale le long de la poutre.

Le choix de bomber légèrement la face supérieure de la poutre permet d'augmenter légèrement la flèche maximale et d'homogénéiser la contrainte de traction maximale donc de tirer le meilleur profit du matériau. C'est donc cette géométrie qui a été retenue pour la forme supérieure de la partie avant du prototype de pied, en orange Figure 90 pages 148.

D'autres formes auraient pu être utilisées pour la partie supérieure de l'avant pied. C'était toutefois l'occasion d'explorer une méthode d'une autre discipline, la RDM, et de voir son application dans le cadre de la conception d'un prototype de pied.

## Annexe 3.F

Cette annexe est liée à la section « 3.3.3.1 Fabrication : impression en PLA Tough par DFF » du Chapitre 2, page 150.

Tableau 30 : Propriétés mécaniques du PLA Tough et du PA12.

Propriétés du matériau	PLA Tough	PA12
Module de traction [GPa]	1,82	1,73
Limite d'élasticité [GPa]	37	34,2
Limite de rupture à la traction [MPa]	37	48
Module de flexion [GPa]	2,49	
Résistance à la flexion [MPa]	78	
Coefficient de Poisson	0,36	0,35

## Annexe 3.G

Cette annexe est liée à la section « 3.4.3.3 Puissance mécanique » du Chapitre 2, page 168.

Tableau 31 : Moyennes et écart-types des travaux mécaniques  $W_{cheville-pied}^+$ ,  $W_{StS}^+$  et  $W_{StS}^-$  durant les transitions d'un pas vers l'autre, pour chaque condition de marche.

	NA	Rheo + Dynatrek	Rhéo + Pro-Flex	Synsys	Synsys + Proto
Vitesse	$W_{cheville-pied}^+$ côté appareillé				
0,40 m/s	0,12 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,02 ± 0,00	0,02 ± 0,00
0,60 m/s	0,17 ± 0,02	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,02 ± 0,00	0,01 ± 0,00
0,80 m/s	0,21 ± 0,02	0,04 ± 0,00	0,08 ± 0,01	0,02 ± 0,00	0,00 ± 0,00
1,00 m/s	0,26 ± 0,03	0,05 ± 0,00	0,08 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,02 ± 0,00
1,20 m/s	0,29 ± 0,03	0,07 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,03 ± 0,00	0,03 ± 0,00
1,40 m/s	0,33 ± 0,02	0,07 ± 0,00	0,12 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,05 ± 0,01
	$W_{cheville-pied}^+$ côté controlatéral				
0,40 m/s	0,13 ± 0,01	0,11 ± 0,02	0,18 ± 0,03	0,12 ± 0,03	0,14 ± 0,03
0,60 m/s	0,19 ± 0,02	0,22 ± 0,02	0,24 ± 0,03	0,21 ± 0,03	0,23 ± 0,02
0,80 m/s	0,21 ± 0,02	0,31 ± 0,04	0,31 ± 0,04	0,24 ± 0,03	0,27 ± 0,03
1,00 m/s	0,26 ± 0,02	0,39 ± 0,02	0,35 ± 0,04	0,29 ± 0,02	0,35 ± 0,02
1,20 m/s	0,28 ± 0,03	0,46 ± 0,02	0,39 ± 0,04	0,34 ± 0,02	0,39 ± 0,03
1,40 m/s	0,32 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,36 ± 0,03	0,33 ± 0,02	0,41 ± 0,02
	$W_{StS}^+$ côté appareillé				
0,40 m/s	0,08 ± 0,01	0,04 ± 0,00	0,03 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01
0,60 m/s	0,12 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,09 ± 0,02
0,80 m/s	0,14 ± 0,02	0,04 ± 0,01	0,07 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,09 ± 0,01
1,00 m/s	0,16 ± 0,02	0,05 ± 0,01	0,07 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,10 ± 0,01
1,20 m/s	0,19 ± 0,03	0,05 ± 0,00	0,09 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,13 ± 0,01
1,40 m/s	0,23 ± 0,02	0,05 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,14 ± 0,02
	$W_{StS}^+$ côté controlatéral				
0,40 m/s	0,07 ± 0,01	0,14 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,12 ± 0,01	0,11 ± 0,04
0,60 m/s	0,12 ± 0,01	0,21 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02
0,80 m/s	0,13 ± 0,02	0,24 ± 0,02	0,28 ± 0,03	0,25 ± 0,02	0,24 ± 0,02
1,00 m/s	0,16 ± 0,02	0,34 ± 0,03	0,29 ± 0,04	0,29 ± 0,02	0,32 ± 0,03
1,20 m/s	0,18 ± 0,03	0,37 ± 0,03	0,31 ± 0,04	0,35 ± 0,03	0,37 ± 0,03
1,40 m/s	0,22 ± 0,02	0,41 ± 0,04	0,31 ± 0,03	0,40 ± 0,04	0,41 ± 0,03
	$W_{StS}^-$ côté appareillé				

<b>0,40 m/s</b>	0,00 ± 0,00	-0,01 ± 0,01	-0,01 ± 0,00	-0,01 ± 0,00	0,00 ± 0,00
<b>0,60 m/s</b>	0,00 ± 0,00	-0,03 ± 0,01	-0,02 ± 0,01	-0,02 ± 0,01	-0,02 ± 0,00
<b>0,80 m/s</b>	-0,02 ± 0,01	-0,05 ± 0,01	-0,02 ± 0,01	-0,04 ± 0,01	-0,04 ± 0,01
<b>1,00 m/s</b>	-0,06 ± 0,02	-0,05 ± 0,01	-0,06 ± 0,02	-0,08 ± 0,02	-0,06 ± 0,01
<b>1,20 m/s</b>	-0,11 ± 0,02	-0,08 ± 0,01	-0,11 ± 0,02	-0,12 ± 0,02	-0,12 ± 0,02
<b>1,40 m/s</b>	-0,18 ± 0,02	-0,11 ± 0,03	-0,24 ± 0,03	-0,21 ± 0,03	-0,22 ± 0,02
	<b><math>W_{5\tau S}</math> côté controlatéral</b>				
<b>0,40 m/s</b>	-0,01 ± 0,00	0,00 ± 0,00	-0,01 ± 0,00	0,00 ± 0,00	-0,01 ± 0,00
<b>0,60 m/s</b>	-0,01 ± 0,00	0,00 ± 0,00	-0,01 ± 0,00	0,00 ± 0,00	-0,01 ± 0,00
<b>0,80 m/s</b>	-0,04 ± 0,01	0,00 ± 0,00	-0,03 ± 0,01	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00
<b>1,00 m/s</b>	-0,07 ± 0,01	-0,01 ± 0,01	-0,03 ± 0,02	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00
<b>1,20 m/s</b>	-0,13 ± 0,02	-0,04 ± 0,02	-0,08 ± 0,03	-0,05 ± 0,02	0,00 ± 0,00
<b>1,40 m/s</b>	-0,19 ± 0,02	-0,10 ± 0,02	-0,12 ± 0,03	-0,11 ± 0,02	0,00 ± 0,00

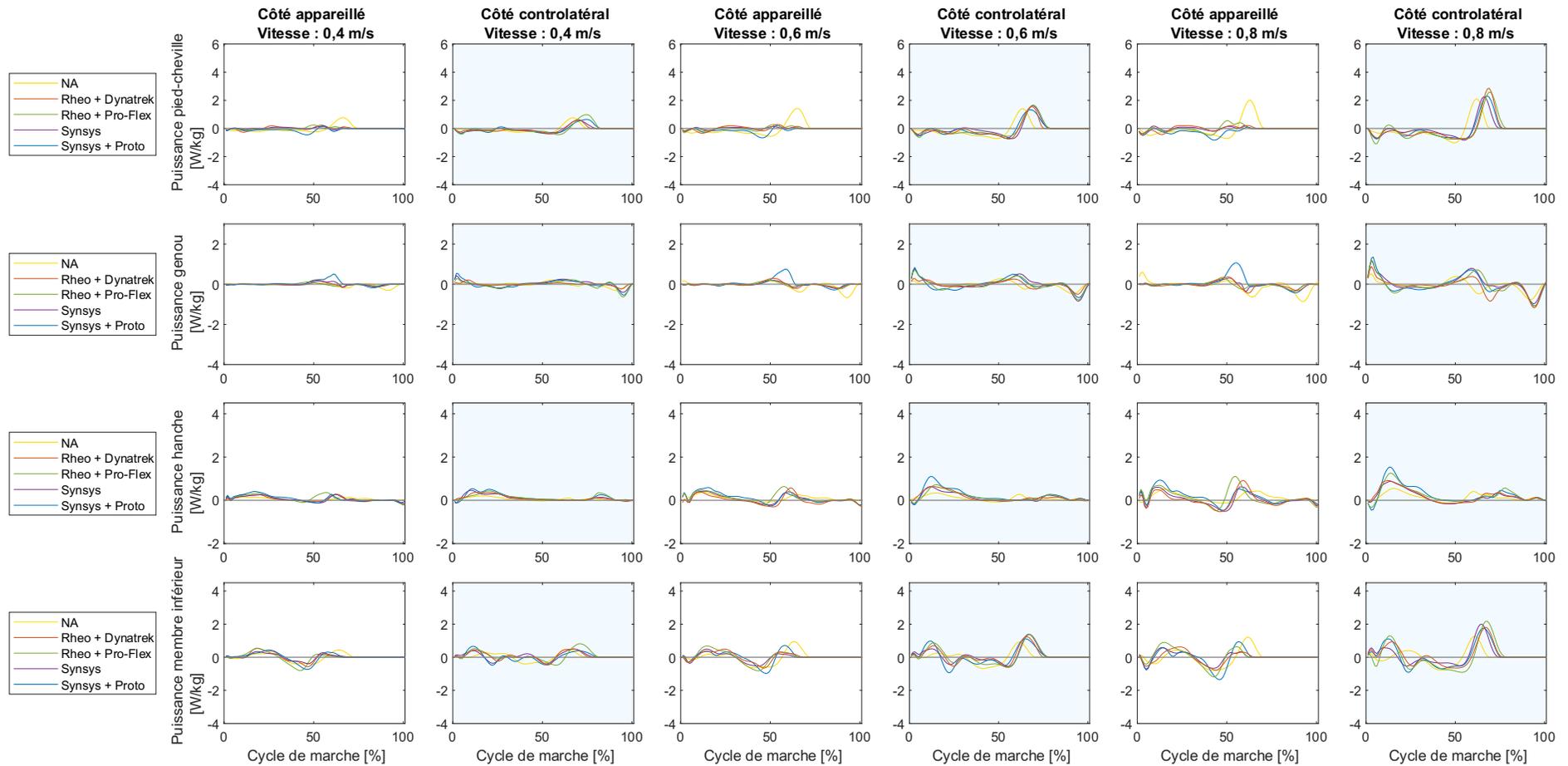


Figure 123 : Puissance du complexe pied-cheville, puissance au genou, puissance à la hanche et puissance au membre inférieur [W/kg] en fonction du cycle de marche [%] pour le membre appareillé et controlatéral lors de la marche sur tapis à 0,4 m/s, 0,6 m/s et 0,8 m/s.

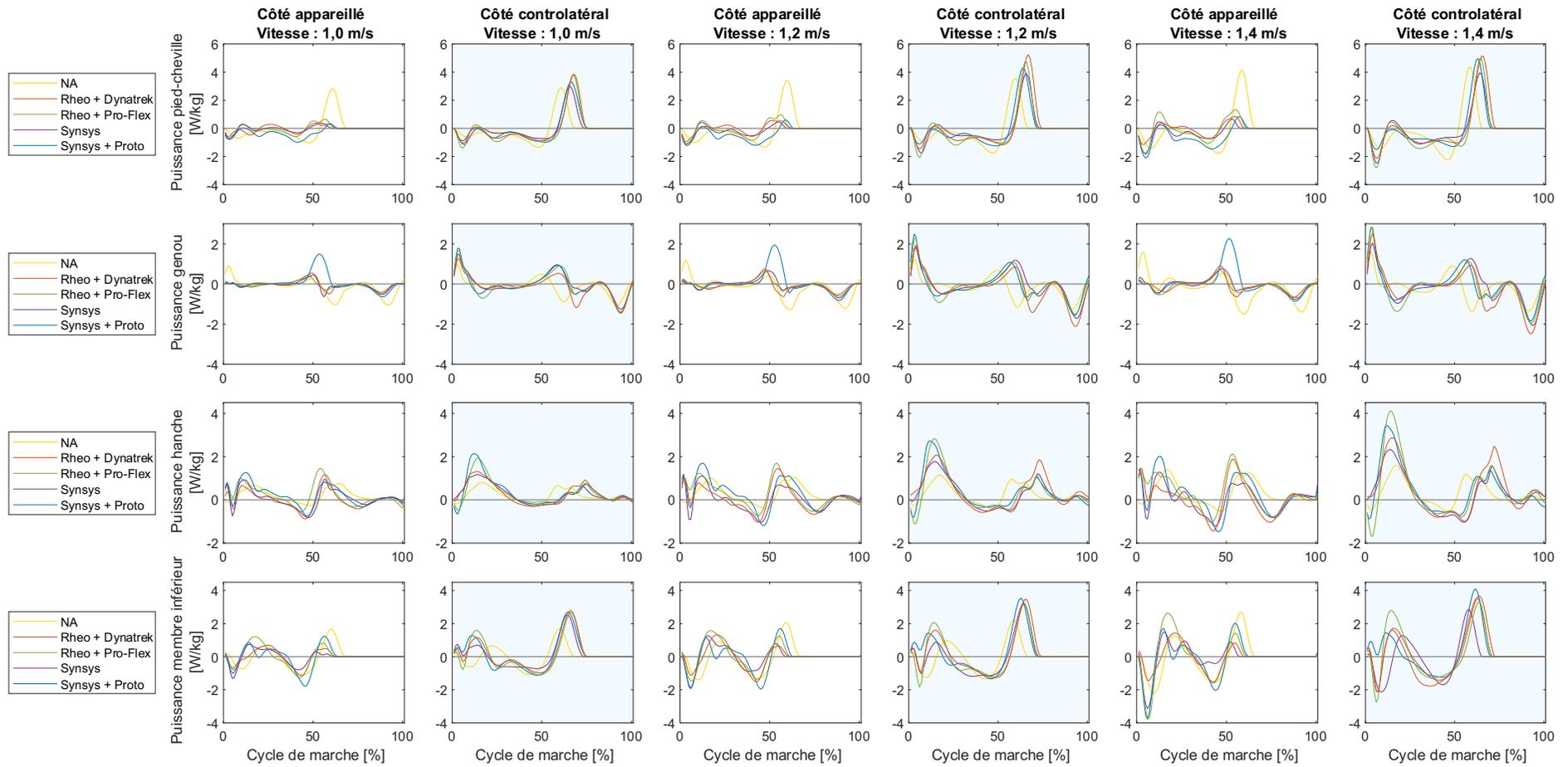


Figure 124 : Puissance du complexe pied-cheville, puissance au genou, puissance à la hanche et puissance au membre inférieur [W/kg] en fonction du cycle de marche [%] pour le membre appareille et controlatéral lors de la marche sur tapis à 0,4 m/s, 0,6 m/s et 0,8 m/s.

# Bibliographie

- Abramson, Ernst., 1943. Computation of Results from Experiments with Indirect Calorimetry. *Acta Physiologica Scandinavica* 6, 1–19. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1943.tb02822.x>
- Adamczyk, P.G., Collins, S.H., Kuo, A.D., 2006. The advantages of a rolling foot in human walking. *Journal of Experimental Biology* 209, 3953–3963. <https://doi.org/10.1242/jeb.02455>
- Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2015. Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-Off Deficiency in Unilateral Amputees. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 23, 776–785. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2356722>
- Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2013. Mechanical and energetic consequences of rolling foot shape in human walking. *Journal of Experimental Biology* jeb.082347. <https://doi.org/10.1242/jeb.082347>
- Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2009. Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *Journal of Experimental Biology* 212, 2668–2678. <https://doi.org/10.1242/jeb.027581>
- Adams, P., Hendershot, G., Marano, M., 1999. Current estimates from the National Health Interview Survey, 1996. . National Center for Health Statistics. *Vital Health Stat.*
- Agrawal, V., Gailey, R., Gaunaud, I.A., O’Toole, C., Finnieston, A.A., 2013. Comparison between microprocessor-controlled ankle/foot and conventional prosthetic feet during stair negotiation in people with unilateral transtibial amputation. *J Rehabil Res Dev* 50, 941–950. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2012.05.0093>
- Alexander, R.McN., 2004. Bipedal animals, and their differences from humans. *Journal of Anatomy* 204, 321–330. <https://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00289.x>
- Askew, G.N., McFarlane, L.A., Minetti, A.E., Buckley, J.G., 2019. Energy cost of ambulation in trans-tibial amputees using a dynamic-response foot with hydraulic versus rigid ‘ankle’: insights from body centre of mass dynamics. *J NeuroEngineering Rehabil* 16, 39. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0508-x>
- Astorino, T.A., Willey, J., Kinnahan, J., Larsson, S.M., Welch, H., Dalleck, L.C., 2006. Elucidating Determinants of the Plateau in Oxygen Consumption at VO<sub>2</sub>MAX. *Yearbook of Sports Medicine* 2006, 107–109. [https://doi.org/10.1016/S0162-0908\(08\)70331-3](https://doi.org/10.1016/S0162-0908(08)70331-3)
- Åstrand, P.-O., 1968. Physical Performance as a Function of Age. *JAMA* 205, 729–733. <https://doi.org/10.1001/jama.1968.03140370031007>
- Ayub, V.B., Bar-Or, O., 2003. Energy Cost of Walking in Boys Who Differ in Adiposity But Are Matched for Body Mass: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35, 669–674. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000058355.45172.DE>
- Bell, J.C., Wolf, E.J., Schnall, B.L., Tis, J.E., Potter, B.K., 2014. Transfemoral Amputations: Is There an Effect of Residual Limb Length and Orientation on Energy Expenditure? *Clinical Orthopaedics & Related Research* 472, 3055–3061. <https://doi.org/10.1007/s11999-014-3630-x>
- Berry, D., 2006. Microprocessor Prosthetic Knees. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 17, 91–113. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.10.006>
- Berthel, D.M., Ehrler, D.S., 2010. Aspects épidémiologiques de l’amputation de membre inférieur en France.
- Bertram, J.E.A., Hasaneini, S.J., 2013. Neglected losses and key costs: tracking the energetics of walking and running. *Journal of Experimental Biology* 216, 933–938. <https://doi.org/10.1242/jeb.078543>

- Bertram, J.E.A., Ruina, A., 2001. Multiple Walking Speed–frequency Relations are Predicted by Constrained Optimization. *Journal of Theoretical Biology* 209, 445–453. <https://doi.org/10.1006/jtbi.2001.2279>
- Bonnet, X., 2010. Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur.
- 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 H* 228, 60–66. <https://doi.org/10.1177/0954411913514036>
- Bonnet, X., Villa, C., Loiret, I., Lavaste, F., Pillet, H., 2021. Distribution of joint work during walking on slopes among persons with transfemoral amputation. *Journal of Biomechanics* 129, 110843. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110843>
- Booyens, J., Keatinge, W.R., 1957. The expenditure of energy by men and women walking. *J. Physiol.*
- Borrenpohl, D., Kaluf, B., Major, M.J., 2016. Survey of U.S. Practitioners on the Validity of the Medicare Functional Classification Level System and Utility of Clinical Outcome Measures for Aiding K-Level Assignment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 97, 1053–1063. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.02.024>
- Bouzas, S., Molina, A.J., Fernández-Villa, T., Miller, K., Sanchez-Lastra, M.A., Ayán, C., 2021. Effects of exercise on the physical fitness and functionality of people with amputations: Systematic review and meta-analysis. *Disability and Health Journal* 14, 100976. <https://doi.org/10.1016/j.dhjo.2020.100976>
- Brockway, J.M., 1987. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41, 463–471. <https://doi.org/3429265>
- Browning, R.C., Kram, R., 2007. Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39, 1632–1641. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318076b54b>
- Browning, R.C., Kram, R., 2005. Energetic Cost and Preferred Speed of Walking in Obese vs. Normal Weight Women. *Obesity Research* 13, 891–899. <https://doi.org/10.1038/oby.2005.103>
- Browning, R.C., Modica, J.R., Kram, R., Goswami, A., 2007. The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39, 515–525. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31802b3562>
- Bruyant, A., Guemann, M., Malgoire, A., 2022. Étude épidémiologique des amputations majeures des membres supérieur et inférieur en France. *Kinésithérapie, la revue* 7999, 1–72. <http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2022.05.014>
- Buczek, F.L., Kepple, T.M., Siegel, K.L., Stanhope, S.J., 1994. Translational and rotational joint power terms in a six degree-of-freedom model of the normal ankle complex. *Journal of Biomechanics* 27, 1447–1457. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90194-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90194-5)
- Buj-Corral, I., Sánchez-Casas, X., Luis-Pérez, C.J., 2021. Analysis of AM Parameters on Surface Roughness Obtained in PLA Parts Printed with FFF Technology. *Polymers* 13, 2384. <https://doi.org/10.3390/polym13142384>
- Bulea, T.C., Kobetic, R., Audu, M.L., Triolo, R.J., 2013. Stance controlled knee flexion improves stimulation driven walking after spinal cord injury. *J NeuroEngineering Rehabil* 10, 68. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-68>
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Elsevier Science.
- Cappozzo, A., Figura, F., Marchetti, M., Pedotti, A., 1976. The interplay of muscular and external forces in human ambulation. *Journal of Biomechanics* 9, 35–43. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90137-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90137-8)

- Caputo, J.M., Collins, S.H., 2014. Prosthetic ankle push-off work reduces metabolic rate but not collision work in non-amputee walking. *Sci Rep* 4, 7213. <https://doi.org/10.1038/srep07213>
- Carse, B., Scott, H., Brady, L., Colvin, J., 2020. A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics, kinetics and oxygen consumption measures. *Gait & Posture* 75, 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.029>
- Cheever, S.M., Kramer, P.A., Morgan, S.J., Hafner, B.J., 2021. Effect of standing and sitting positions on energy expenditure in people with transtibial amputation compared to age- and sex-matched controls. *Prosthetics & Orthotics International* 45, 262–267. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000002>
- Chevalier, V., 2016. Le devenir d'un patient amputé fémoral artéritique : A propos d'un cas clinique. Institut Régional de Formation aux Métiers de Rééducation et Réadaptation des Pays de la Loire.
- Cheyrou-Heraud, J., 2011. Prise en charge d'un patient amputé trans-tibial gauche centrée sur la rééducation de l'équilibre en phase prothétique provisoire.
- Childers, W.L., Takahashi, K.Z., 2018. Increasing prosthetic foot energy return affects whole-body mechanics during walking on level ground and slopes. *Sci Rep* 8, 5354. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23705-8>
- Chin, T., Machida, K., Sawamura, S., Shiba, R., Oyabu, H., Nagakura, Y., Takase, I., Nakagawa, A., 2006. Comparison of Different Microprocessor Controlled Knee Joints on the Energy Consumption during Walking in Trans-Femoral Amputees: Intelligent Knee Prosthesis (IP) Versus C-Leg. *Prosthetics & Orthotics International* 30, 73–80. <https://doi.org/10.1080/03093640500533414>
- Chin, T., Sawamura, S., Fujita, H., Nakajima, S., Oyabu, H., Nagakura, Y., Ojima, I., Otsuka, H., Nakagawa, A., 2002. Physical Fitness of Lower Limb Amputees: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 81, 321–325. <https://doi.org/10.1097/00002060-200205000-00001>
- Collins, S.H., Kuo, A.D., 2010. Recycling Energy to Restore Impaired Ankle Function during Human Walking. *PLoS ONE* 5, e9307. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0009307>
- Cotes, J.E., Meade, F., 1960. THE ENERGY EXPENDITURE AND MECHANICAL ENERGY DEMAND IN WALKING. *Ergonomics* 3, 97–119. <https://doi.org/10.1080/00140136008930473>
- Cruts, H., de Vries, J., Zilvold, G., Huisman, K., van Alsté, J., Boom, H., 1987. Lower extremity amputees with peripheral vascular disease: graded exercise testing and results of prosthetic training. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 68, 14–19.
- Curtze, C., Hof, A.L., van Keeken, H.G., Halbertsma, J.P.K., Postema, K., Otten, B., 2009. Comparative roll-over analysis of prosthetic feet. *Journal of Biomechanics* 42, 1746–1753. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.009>
- Darter, B.J., Wilken, J.M., 2011. Gait Training With Virtual Reality–Based Real-Time Feedback: Improving Gait Performance Following Transfemoral Amputation. *Physical Therapy* 91, 1385–1394. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100360>
- Davies, B., Datta, D., 2003. Mobility outcome following unilateral lower limb amputation. *Prosthetics & Orthotics International* 27, 186–190. <https://doi.org/10.1080/03093640308726681>
- De Asha, A.R., Buckley, J.G., 2014. The effects of walking speed on minimum toe clearance and on the temporal relationship between minimum clearance and peak swing-foot velocity in unilateral trans-tibial amputees. *ISPO Prosthetics and Orthotics International* 39, 120–125. <https://doi.org/10.1177/0309364613515493>
- De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29, 1123–1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)

- Dempster, W., 1955. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects other body with special reference to the limbs.
- Detrembleur, C., Vanmarsenille, J.-M., Cuyper, F.D., Dierick, F., 2005. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & Posture* 21, 333–340. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.005>
- Donelan, J Maxwell, Kram, R., Arthur D., K., 2001. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc. R. Soc. Lond. B* 268, 1985–1992. <https://doi.org/10.1098/rspb.2001.1761>
- Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., 2002a. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics* 35, 117–124. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00169-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00169-5)
- Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., 2002b. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking 11.
- Donelan, J. M., Kram, R., Kuo, A.D., 2001. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 268, 1985–1992. <https://doi.org/10.1098/rspb.2001.1761>
- Donnelly, R., 2021. Preference of Energy Storage and Return Prosthetic Feet: Increased Comfort and Efficiency for 12.
- Dorn, T.W., Wang, J.M., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2015. Predictive Simulation Generates Human Adaptations during Loaded and Inclined Walking. *PLoS ONE* 10, e0121407. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121407>
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007a. Corrigendum to “Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters” [*J. Biomech.* 40 (2007) 543–553]. *Journal of Biomechanics* 40, 1651–1652. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.07.016>
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007b. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- Duraffourg, C., 2021. Adaptation en temps réel d’un système prothétique pour personnes amputées.
- Elery, T., Rezazadeh, S., Nesler, C., Gregg, R.D., 2020. Design and Validation of a Powered Knee–Ankle Prosthesis With High-Torque, Low-Impedance Actuators. *IEEE Trans. Robot.* 36, 1649–1668. <https://doi.org/10.1109/TRO.2020.3005533>
- Ettema, S., Kal, E., Houdijk, H., 2021. General estimates of the energy cost of walking in people with different levels and causes of lower-limb amputation: a systematic review and meta-analysis. *Prosthetics & Orthotics International* 45, 417–427. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000035>
- Facione, J., Villa, C., Bonnet, X., Barrey, C., Thomas-Pohl, M., Lapeyre, E., Lavaste, F., Pillet, H., Skalli, W., 2019. Spinopelvic sagittal alignment of patients with transfemoral amputation. *Eur Spine J* 28, 1920–1928. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06017-x>
- Fajal, G., 1972. L’histoire des prothèses et des orthèses : les grandes voies de progrès. Université de Nancy Faculté de médecine.
- Farinelli, V., Hosseinzadeh, L., Palmisano, C., Frigo, C., 2019. An easily applicable method to analyse the ankle-foot power absorption and production during walking. *Gait & Posture* 71, 56–61. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.010>
- Ferrannini, E., 1988. The theoretical bases of indirect calorimetry: A review. *Metabolism* 37, 287–301. [https://doi.org/10.1016/0026-0495\(88\)90110-2](https://doi.org/10.1016/0026-0495(88)90110-2)
- Ferreira, I.J., 2019. Design and Manufacture of a Customized Prosthetic Foot 11.

- Ferris, A.E., Aldridge, J.M., Rábago, C.A., Wilken, J.M., 2012. Evaluation of a Powered Ankle-Foot Prosthetic System During Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93, 1911–1918. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.06.009>
- Fey, N.P., Klute, G.K., Neptune, R.R., 2012. Optimization of Prosthetic Foot Stiffness to Reduce Metabolic Cost and Intact Knee Loading During Below-Knee Amputee Walking: A Theoretical Study. *Journal of Biomechanical Engineering* 134, 111005. <https://doi.org/10.1115/1.4007824>
- Fey, N.P., Klute, G.K., Neptune, R.R., 2011. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clinical Biomechanics* 26, 1025–1032. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.06.007>
- Finucane, S.B., Hargrove, L.J., Simon, A.M., 2022. Functional Mobility Training With a Powered Knee and Ankle Prosthesis. *Front. Rehabil. Sci.* 3, 790538. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.790538>
- Fletcher, D.D., Andrews, K.L., Butters, M.A., Jacobsen, S.J., Rowland, C.M., Hallett, J.W., 2001. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: A population-based study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82, 776–779. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.21856>
- Fosse, S., Jacqueminet, S.-A., Duplan, H., Hartemann-Heurtier, A., Van, G.H., Grimaldi, A., Fagot-Campagna, A., 2006. Incidence et caractéristiques des amputations de membres inférieurs chez les personnes diabétiques en France métropolitaine, 2003.
- Gailey, R.S., Gaunaud, I., Agrawal, V., Finnieston, A., OToole, C., Tolchin, R., 2012. Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *JRRD* 49, 597. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.04.0077>
- Gailey, R.S., Wenger, M.A., Raya, M., Kirk, N., Erbs, K., Spyropoulos, P., Nash, M.S., 1994. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthetics & Orthotics International* 18, 84–91. <https://doi.org/10.3109/03093649409164389>
- Ganguli, S., Datta, S.R., Chatterjee, B.B., Roy, B.N., 1973. Performance Evaluation of an Amputee-Prosthesis System in Below-Knee Amputees. *Ergonomics* 16, 797–810. <https://doi.org/10.1080/00140137308924571>
- Garby, L., Astrup, A., 1987. The relationship between the respiratory quotient and the energy equivalent of oxygen during simultaneous glucose and lipid oxidation and lipogenesis. *Acta Physiologica Scandinavica* 129, 443–444. <https://doi.org/10.1111/j.1365-201X.1987.tb10613.x>
- Gardinier, E.S., Kelly, B.M., Wensman, J., Gates, D.H., 2018. A controlled clinical trial of a clinically-tuned powered ankle prosthesis in people with transtibial amputation. *Clin Rehabil* 32, 319–329. <https://doi.org/10.1177/0269215517723054>
- Gasq, D.D., 2022. Physiologie et évaluation de la marche.
- Genin, J.J., Bastien, G.J., Franck, B., Detrembleur, C., Willems, P.A., 2008. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *Eur J Appl Physiol* 103, 655–663. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0764-0>
- Gitter, A., Czerniecki, J.M., Weaver, K., 1995. A reassessment of center-of-mass dynamics as a determinate of the metabolic inefficiency of above-knee amputee ambulation.
- Gjovaag, T., Starholm, I.-M., Mirtaheri, P., Hegge, F.W., Skjetne, K., 2014. Assessment of aerobic capacity and walking economy of unilateral transfemoral amputees. *ISPO Prosthetics and Orthotics International* 38, 140–147. <https://doi.org/10.1177/0309364613490444>

- Graham, L.E., Datta, D., Heller, B., Howitt, J., 2008. A comparative study of oxygen consumption for conventional and energy-storing prosthetic feet in transfemoral amputees. *Clin Rehabil* 22, 896–901. <https://doi.org/10.1177/0269215508088990>
- Grimby, G., Söderholm, B., 1962. Energy Expenditure of men in Different Age Groups During Level Walking and Bicycle Ergometry. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation* 14, 321–328. <https://doi.org/10.3109/00365516209079718>
- Gruben, K.G., Boehm, W.L., 2012. Force direction pattern stabilizes sagittal plane mechanics of human walking. *Human Movement Science* 31, 649–659. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.07.006>
- Halsne, E.G., Czerniecki, J.M., Shofer, J.B., Morgenroth, D.C., 2020. The effect of prosthetic foot stiffness on foot-ankle biomechanics and relative foot stiffness perception in people with transtibial amputation. *Clinical Biomechanics* 80, 105141. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105141>
- Hansen, A., Gard, S., Childress, D., 2000. The determination of foot/ankle roll-over shape: clinical and research applications, in: *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*. Presented at the *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, IEEE, Chicago, IL, USA, pp. 159–165. <https://doi.org/10.1109/PG.2000.858888>
- Hansen, A.H., Childress, D.S., 2010. Investigations of roll-over shape: implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses. *Disability and Rehabilitation* 32, 2201–2209. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.502586>
- Hansen, A.H., Childress, D.S., 2004. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. *JRRD* 41, 547. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.06.0098>
- Hansen, A.H., Childress, D.S., Knox, E.H., 2004. Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. *Clinical Biomechanics* 19, 407–414. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.001>
- Hansen, A.H., Childress, D.S., Knox, E.H., 2000. Prosthetic foot rollover shapes with implications for alignment of transtibial prostheses. *Prosthetics & Orthotics International* 24, 205–215. <https://doi.org/10.1080/03093640008726549>
- Hansen, A.H., Wang, C.C., 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, 181–184. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.014>
- Harandi, V.J., Ackland, D.C., Haddara, R., Lizama, L.E.C., Graf, M., Galea, M.P., Lee, P.V.S., 2020. Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees. *Medical Engineering & Physics* 77, 95–106. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.11.006>
- Hedrick, E.A., Malcolm, P., Wilken, J.M., Takahashi, K.Z., 2019. The effects of ankle stiffness on mechanics and energetics of walking with added loads: a prosthetic emulator study. *J NeuroEngineering Rehabil* 16, 148. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0621-x>
- Heitzmann, D.W.W., Salami, F., De Asha, A.R., Block, J., Putz, C., Wolf, S.I., Alimusaj, M., 2018. Benefits of an increased prosthetic ankle range of motion for individuals with a trans-tibial amputation walking with a new prosthetic foot. *Gait & Posture* 64, 174–180. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.022>
- Herr, H.M., Grabowski, A.M., 2012. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proc. R. Soc. B.* 279, 457–464. <https://doi.org/10.1098/rspb.2011.1194>
- Hof, A.L., Geelen, B.A., Van den Berg, Jw., 1983. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; Role of series elasticity. *Journal of Biomechanics* 16, 523–537. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90067-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90067-2)

- Holt, K.G., Hamill, J., Andres, R.O., 1991. Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23, 491–498. <https://doi.org/10.1249/00005768-199104000-00016>
- Hong, J.H., Mun, M.S., 2005. Relationship between socket pressure and EMG of two muscles in transfemoral stumps during gait. *Prosthetics & Orthotics International* 29, 59–72. <https://doi.org/10.1080/03093640500116764>
- Hood, S.A., Lenzi, T., 2018. Preliminary Analysis Of Positive Knee Energy Injection In A Transfemoral Amputee Walking With A Powered Prosthesis, in: 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Presented at the 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), IEEE, Honolulu, HI, pp. 1821–1824. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512726>
- Houdijk, H., Pollmann, E., Groenewold, M., Wiggerts, H., Polomski, W., 2009. The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking. *Gait & Posture* 30, 35–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.009>
- Houdijk, H., Wezenberg, D., Hak, L., Cutti, A.G., 2018. Energy storing and return prosthetic feet improve step length symmetry while preserving margins of stability in persons with transtibial amputation. *J NeuroEngineering Rehabil* 15, 76. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0404-9>
- Hsu, M.-J., Nielsen, D.H., Yack, H.J., Shurr, D.G., 1999. Physiological Measurements of Walking and Running in People With Transtibial Amputations With 3 Different Prostheses. *J Orthop Sports Phys Ther* 29, 526–533. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.9.526>
- Huang, T.P., Shorter, K.A., Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2015. Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantarflexion in human walking. *Journal of Experimental Biology* jeb.113910. <https://doi.org/10.1242/jeb.113910>
- Hunter, L.C., Hendrix, E.C., Dean, J.C., 2010. The cost of walking downhill: Is the preferred gait energetically optimal? *Journal of Biomechanics* 43, 1910–1915. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.030>
- Ikeda, A.J., Hurst, E.J., Simon, A.M., Finucane, S.B., Hoppe-Ludwig, S., Hargrove, L.J., 2022. The Impact of Added Mass Placement on Metabolic and Temporal-Spatial Characteristics of Transfemoral Prosthetic Gait. *SSRN Journal*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.4051348>
- Imran, A., Beigzadeh, B., Haghjoo, M.R., 2023a. A new passive transfemoral prosthesis mechanism based on 3R36 knee and ESAR foot providing walking and squatting. *Theoretical and Applied Mechanics Letters* 13, 100476. <https://doi.org/10.1016/j.taml.2023.100476>
- Imran, A., Haghjoo, M.R., Beigzadeh, B., 2023b. Design of a novel above-knee prosthetic leg with a passive energy-saving mechanism. *10.5267/j.esm* 11, 339–352. <https://doi.org/10.5267/j.esm.2023.5.009>
- Ingraham, K.A., Choi, H., Gardinier, E.S., Remy, C.D., Gates, D.H., 2018. Choosing appropriate prosthetic ankle work to reduce the metabolic cost of individuals with transtibial amputation. *Sci Rep* 8, 15303. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-33569-7>
- Ingraham, K.A., Fey, N.P., Simon, A.M., Hargrove, L.J., 2016. Assessing the Relative Contributions of Active Ankle and Knee Assistance to the Walking Mechanics of Transfemoral Amputees Using a Powered Prosthesis. *PLoS ONE* 11, e0147661. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147661>
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F., 1981. Human Walking. *Williams & Wilkins* 24, 969–976.
- Jaegers, S.M.H.J., Arendzen, J.H., de Jongh, H.J., 1995. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76, 736–743. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80528-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80528-1)

- Jaegers, S.M.H.J., Vos, L.D.W., Rispens, P., Hof, A.L., 1993. The relationship between comfortable and most metabolically efficient walking speed in persons with unilateral above-knee amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, 521–525. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90117-S](https://doi.org/10.1016/0003-9993(93)90117-S)
- Jayaraman, C., Hoppe-Ludwig, S., Deems-Dluhy, S., McGuire, M., Mummidisetty, C., Siegal, R., Naef, A., Lawson, B.E., Goldfarb, M., Gordon, K.E., Jayaraman, A., 2018. Impact of Powered Knee-Ankle Prosthesis on Low Back Muscle Mechanics in Transfemoral Amputees: A Case Series. *Front. Neurosci.* 12, 134. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00134>
- Jequier, E., Acheson, K., Schutz, Y., 1987. Assessment of Energy Expenditure and Fuel Utilization in Man.
- Jeukendrup, A.E., Wallis, G.A., 2005. Measurement of Substrate Oxidation During Exercise by Means of Gas Exchange Measurements. *Int J Sports Med* 26, S28–S37. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830512>
- Jo, S.-H., Kang, S.-H., Seo, W.-S., Koo, B.-H., Kim, H.-G., Yun, S.-H., 2021. Psychiatric understanding and treatment of patients with amputations. *Yeungnam Univ J Med* 38, 194–201. <https://doi.org/10.12701/yujm.2021.00990>
- Jones, S.F., Twigg, P.C., Scally, A.J., Buckley, J.G., 2006. The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics* 21, 184–193. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.015>
- Kamel, H., Harraz, O., Azab, K., Attia, T., 2020. Developing an Optimized Low-Cost Transtibial Energy Storage and Release Prosthetic Foot Using Three-Dimensional Printing. *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy* 3, 021103. <https://doi.org/10.1115/1.4046319>
- Kaufman, K.R., Bernhardt, K., 2021. Functional performance differences between carbon fiber and fiberglass prosthetic feet. *Prosthetics & Orthotics International* 45, 205–213. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000004>
- Kipp, S., Byrnes, W.C., Kram, R., 2018. Calculating metabolic energy expenditure across a wide range of exercise intensities: the equation matters. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 43, 639–642. <https://doi.org/10.1139/apnm-2017-0781>
- Klodd, E., Hansen, A., Fatone, S., Edwards, M., 2010. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on oxygen cost and subjective preference rankings of unilateral transtibial prosthesis users. *JRRD* 47, 543. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.01.0003>
- Knight, A.D., Jayaraman, C., Elrod, J.M., Schnall, B.L., McGuire, M.S., Sleeman, T.J., Hoppe-Ludwig, S., Dearth, C.L., Hendershot, B.D., Jayaraman, A., 2023. Functional Performance Outcomes of a Powered Knee–Ankle Prosthesis in Service Members With Unilateral Transfemoral Limb Loss. *Military Medicine* 188, 3432–3438. <https://doi.org/10.1093/milmed/usac231>
- Kobayashi, T., Jor, A., He, Y., Hu, M., Koh, M.W.P., Hisano, G., Hara, T., Hobara, H., 2024. Transfemoral prosthetic simulators versus amputees: ground reaction forces and spatio-temporal parameters in gait. *R. Soc. Open Sci.* 11, 231854. <https://doi.org/10.1098/rsos.231854>
- Koehler-McNicholas, S.R., Lipschutz, R.D., Gard, S.A., 2016. The biomechanical response of persons with transfemoral amputation to variations in prosthetic knee alignment during level walking. *J Rehabil Res Dev* 53, 1089–1106. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.12.0311>
- Koller, J.R., Jacobs, D.A., Ferris, D.P., Remy, C.D., 2015. Learning to walk with an adaptive gain proportional myoelectric controller for a robotic ankle exoskeleton. *J NeuroEngineering Rehabil* 12, 97. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0086-5>

- Koprnický, J., Šafka, J., Ackermann, M., 2018. Using of 3D Printing Technology in Low Cost Prosthetics. *MSF* 919, 199–206. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.919.199>
- Kowalsky, D.B., Rebula, J.R., Ojeda, L.V., Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2021. Human walking in the real world: Interactions between terrain type, gait parameters, and energy expenditure. *PLoS ONE* 16, e0228682. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228682>
- Kuga, T., Kawada, S., Oshima, S., Suzuki, S., 1959. Basal Metabolism of Physically Handicapped Persons (Report 2).
- Kulkarni, J., 1998. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations 6.
- Kuo, A.D., 2007. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science* 26, 617–656. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.04.003>
- Kuo, A.D., 2002. Energetics of Actively Powered Locomotion Using the Simplest Walking Model. *Journal of Biomechanical Engineering* 124, 113–120. <https://doi.org/10.1115/1.1427703>
- Kuo, A.D., Donelan, J.M., 2010. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy* 90, 157–174. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090125>
- Kuo, A.D., Donelan, J.M., Ruina, A., 2005. Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step-to-Step Transitions: *Exercise and Sport Sciences Reviews* 33, 88–97. <https://doi.org/10.1097/00003677-200504000-00006>
- Kurdibaylo, S.F., 1996. Obesity and metabolic disorders in adults with lower limb amputation 8.
- Lansade, C., Bonnet, X., Marvisi, N., Facione, J., Villa, C., Pillet, H., 2021. Estimation of the body center of mass velocity during gait of people with transfemoral amputation from force plate data integration. *Clinical Biomechanics* 88, 105423. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105423>
- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., Sangeux, M., 2019. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture* 69, 235–241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>
- Lecomte, C., Ármannsdóttir, A.L., Starker, F., Tryggvason, H., Briem, K., Brynjólfsson, S., 2021. Variable stiffness foot design and validation. *Journal of Biomechanics* 122, 110440. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110440>
- Lecomte, C., Starker, F., Guðnadóttir, E.P., Rafnsdóttir, S., Guðmundsson, K., Briem, K., Brynjólfsson, S., 2020. Functional joint center of prosthetic feet during level ground and incline walking. *Medical Engineering & Physics* 81, 13–21. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.011>
- Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., Zappa, B., 1996. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics — I. Theory. *Mechanism and Machine Theory* 31, 573–587. [https://doi.org/10.1016/0094-114X\(95\)00100-D](https://doi.org/10.1016/0094-114X(95)00100-D)
- Lehmann, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A., Questad, K., 1993. Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle ankle/lite foot versus SACH foot. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, 853–861. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90013-Z](https://doi.org/10.1016/0003-9993(93)90013-Z)
- Lejeune, T.M., Willems, P.A., Heglund, N.C., 1998. Mechanics and Energetics of Human Locomotion on Sand. *Journal of Experimental Biology* 201, 2071–2080. <https://doi.org/10.1242/jeb.201.13.2071>
- Lora-Millan, J.S., Sanchez-Cuesta, F.J., Romero, J.P., Moreno, J.C., Rocon, E., 2022. A unilateral robotic knee exoskeleton to assess the role of natural gait assistance in hemiparetic patients. *J NeuroEngineering Rehabil* 19, 109. <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01088-2>
- Louessard, A., 2023. Conception et prototypage d'un pied prothétique issu de fabrication additive.

- Lusk, G., 1924. Animal calorimetry twenty-fourth paper. Analysis of the oxidation of mixtures of carbohydrate and fat. *Journal of Biological Chemistry* 59(1).
- Macfarlane, P., Nielsen, D., Shurr, D., 1997. Transfemoral amputee physiological requirements: comparisons between SACH foot walking and flex-foot walking. *J Prosthet and Orthot.*
- Mackenzie, E.J., Bosse, M.J., Castillo, R.C., Smith, D.G., Webb, L.X., Kellam, J.F., Burgess, A.R., Swiontkowski, M.F., Sanders, R.W., Jones, A.L., McAndrew, M.P., Patterson, B.M., Trivison, T.G., McCarthy, M.L., 2004. Functional Outcomes Following Trauma-Related Lower-Extremity Amputation: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume 86, 1636–1645. <https://doi.org/10.2106/00004623-200408000-00006>
- Mahadeva, K., Passmore, R., Woolf, B., 1953. Individual variations in the metabolic cost of standardized exercises: the effects of food, age, sex and race. *The Journal of Physiology* 121, 225–231. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1953.sp004943>
- Mahmoodi, P., Aristodemou, S., Ransing, R., Owen, N., Friswell, M., 2017. Prosthetic foot design optimisation based on roll-over shape and ground reaction force characteristics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* 231, 3093–3103. <https://doi.org/10.1177/0954406216643110>
- Mahon, C.E., Darter, B.J., Dearth, C.L., Hendershot, B.D., 2019. The Relationship Between Gait Symmetry and Metabolic Demand in Individuals With Unilateral Transfemoral Amputation: A Preliminary Study. *Military Medicine* 184, e281–e287. <https://doi.org/10.1093/milmed/usy424>
- Major, M.J., Twiste, M., Kenney, L.P.J., Howard, D., 2014. The effects of prosthetic ankle stiffness on ankle and knee kinematics, prosthetic limb loading, and net metabolic cost of trans-tibial amputee gait. *Clinical Biomechanics* 29, 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.012>
- Malcolm, P., Quesada, R.E., Caputo, J.M., Collins, S.H., 2015. The influence of push-off timing in a robotic ankle-foot prosthesis on the energetics and mechanics of walking. *J NeuroEngineering Rehabil* 12, 21. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0014-8>
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L., 1981. *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance.*
- McCain, E.M., Libera, T.L., Berno, M.E., Sawicki, G.S., Saul, K.R., Lewek, M.D., 2021. Isolating the energetic and mechanical consequences of imposed reductions in ankle and knee flexion during gait. *J NeuroEngineering Rehabil* 18, 21. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00812-8>
- McWhinnie, D.L., Gordon, A.C., Collin, J., Gray, D.W.R., Morrison, J.D., 2005. Rehabilitation outcome 5 years after 100 lower-limb amputations. *British Journal of Surgery* 81, 1596–1599. <https://doi.org/10.1002/bjs.1800811110>
- Ménard, C., 2015. Comportement en fatigue et influence de la température sur les propriétés en traction du PLA.
- Mengelkoch, L.J., Kahle, J.T., Highsmith, M.J., 2016. Energy costs and performance of transfemoral amputees and non-amputees during walking and running: A pilot study. *Prosthetics and Orthotics International* 8.
- Mian, O.S., Thom, J.M., Ardigo, L.P., Narici, M.V., Minetti, A.E., 2006. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol* 13.
- Mills, P.M., Barrett, R.S., 2001. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Human Movement Science* 20, 427–446. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00061-6](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00061-6)
- Minetti, A.E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P.E., Saibene, F., 1995. Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medecine and science in sports and exercise.*

- Minetti, A.E., Moia, C., Roi, G.S., Susta, D., Ferretti, G., 2002. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology* 93, 1039–1046. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01177.2001>
- Mitchell, M., Craig, K., Kyberd, P., Biden, E., Bush, G., 2013. Design and development of ankle-foot prosthesis with delayed release of plantarflexion. *JRRD* 50, 409. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.06.0107>
- Mooney, L.M., Herr, H.M., 2016. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton. *J NeuroEngineering Rehabil* 13, 4. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0111-3>
- Morgenroth, D.C., Segal, A.D., Zelik, K.E., Czerniecki, J.M., Klute, G.K., Adamczyk, P.G., Orendurff, M.S., Hahn, M.E., Collins, S.H., Kuo, A.D., 2011. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait & Posture* 34, 502–507. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.07.001>
- Müller, R., Tronicke, L., Abel, R., Lechler, K., 2019. Prosthetic push-off power in trans-tibial amputee level ground walking: A systematic review. *PLoS ONE* 14, e0225032. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0225032>
- Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 34, 1387–1398. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00105-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-1)
- Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A., 2004a. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture* 19, 194–205. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00062-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00062-6)
- Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A., 2004b. Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *Journal of Biomechanics* 37, 817–825. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.001>
- Nielsen, D., Shurr, D., Golden, J., Meier, K., 1989. Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below\_knee amputees using different prosthetic feet. *Journal of prosthetics and orthotics* 1, 24–31. <https://doi.org/10.1097/00008526-198810000-00006>
- Nolan, L., Wit, A., Dudziński, K., Lees, A., Lake, M., Wychowański, M., 2003. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture* 17, 142–151. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00066-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00066-8)
- Norvell, D.C., Czerniecki, J.M., Reiber, G.E., Maynard, C., Pecoraro, J.A., Weiss, N.S., 2005. The Prevalence of Knee Pain and Symptomatic Knee Osteoarthritis Among Veteran Traumatic Amputees and Nonamputees 86, 7.
- Nowrozzi, F., Salvanelli, M., 1983. Energy expenditure in hip disarticulation and hemipelvectomy amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 64.
- Olesnavage, K.M., Prost, V., Johnson, W.B., Winter, A.G., 2018. Passive Prosthetic Foot Shape and Size Optimization Using Lower Leg Trajectory Error. *Journal of Mechanical Design* 140, 102302. <https://doi.org/10.1115/1.4040779>
- Olesnavage, K.M., Winter, A.G., 2018. A Novel Framework for Quantitatively Connecting the Mechanical Design of Passive Prosthetic Feet to Lower Leg Trajectory. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 26, 1544–1555. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2848845>
- Ortega, J.D., Farley, C.T., 2007. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *Journal of Applied Physiology* 102, 2266–2273. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00583.2006>
- Paradisi, F., Delussu, A.S., Brunelli, S., Iosa, M., Pellegrini, R., Zenardi, D., Traballes, M., 2015. The Conventional Non-Articulated SACH or a Multiaxial Prosthetic Foot for Hypomobile

- Transtibial Amputees? A Clinical Comparison on Mobility, Balance, and Quality of Life. *The Scientific World Journal* 2015, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2015/261801>
- Paterno, L., Ibrahim, M., Gruppioni, E., Menciacchi, A., Ricotti, L., 2018. Sockets for Limb Prostheses: A Review of Existing Technologies and Open Challenges. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 65, 1996–2010. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2775100>
- Patrick, S., Anil Kumar, N., Hong, W., Hur, P., 2022. Biomechanical Impacts of Toe Joint With Transfemoral Amputee Using a Powered Knee-Ankle Prosthesis. *Front. Neurobot.* 16, 809380. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2022.809380>
- Péronnet, F., Massicotte, D., 1991. Table of nonprotein respiratory quotient: an update. *Can. J. Sport Sci.* 16 (1).
- Perry, J., Burnfield, J., 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*.
- Pillet, H., 2015. HDR : Modélisation biomécanique de la cinématique et de la dynamique du mouvement humain – Application au handicap, aux dispositifs de suppléance et à la rééducation.
- 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, 147–152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.014>
- Pillet, H., Drevelle, X., Bonnet, X., Villa, C., Martinet, N., Sauret, C., Bascou, J., Loiret, I., Djian, F., Rapin, N., Mille, J., Thoreux, P., Fodé, P., Paysant, J., Guérit, P., Lavaste, F., 2014. APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *IRBM* 35, 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2014.02.005>
- Pinhey, S., Murata, H., Hisano, G., Ichimura, D., Hobara, H., Major, M.J., 2022. Effects of Walking Speed and Prosthetic Knee Control Type on External Mechanical Work in Transfemoral Prosthesis Users. *Journal of Biomechanics* 110984. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110984>
- Pinzur, M.S., Gold, J., Schwartz, D., Gross, N., 1992. ENERGY DEMANDS FOR WALKING IN DYSVASCULAR AMPUTEES AS RELATED TO THE LEVEL OF AMPUTATION. *Orthopedics* 15, 1033–1037. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19920901-07>
- Powers, C.M., Torburn, L., Perry, J., Ayyappa, E., 1994. Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75, 825–829. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90146-5](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90146-5)
- Prince, F., Winter, D.A., Sjonnesen, G., Wheeldon, R.K., 1994. A new technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot prostheses. *IEEE Trans. Rehab. Eng.* 2, 247–255. <https://doi.org/10.1109/86.340873>
- Pröbsting, E., Altenburg, B., Bellmann, M., Krug, K., Schmalz, T., 2022. How does ankle power on the prosthetic side influence loading parameters on the sound side during level walking of persons with transfemoral amputation? *Prosthetics & Orthotics International* Publish Ahead of Print. <https://doi.org/10.1097/PXR.000000000000099>
- Pröbsting, E., Kannenberg, A., Zacharias, B., 2017. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthetics & Orthotics International* 41, 65–77. <https://doi.org/10.1177/0309364616637954>
- Quesada, R.E., Caputo, J.M., Collins, S.H., 2016. Increasing ankle push-off work with a powered prosthesis does not necessarily reduce metabolic rate for transtibial amputees. *Journal of Biomechanics* 49, 3452–3459. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.015>
- Quraishi, H.A., Shepherd, M.K., McManus, L., Harlaar, J., Plettenburg, D.H., Rouse, E.J., 2021. A passive mechanism for decoupling energy storage and return in ankle-foot prostheses: A case

- study in recycling collision energy. *Wearable Technol.* 2, e9. <https://doi.org/10.1017/wtc.2021.7>
- Rabuffetti, M., Recalcati, M., Ferrarin, M., 2005. Trans-Femoral Amputee Gait: Socket – pelvis Constraints and Compensation Strategies. *Prosthetics & Orthotics International* 29, 183–192. <https://doi.org/10.1080/03093640500217182>
- Radcliffe, C.W., 1977. Above-knee prosthetics. *Prosthetics & Orthotics International* 1, 146–160. <https://doi.org/10.3109/03093647709164629>
- Ralston, H.J., 1958. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int. Z. Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiol.* 17, 277–283. <https://doi.org/10.1007/BF00698754>
- Ramstrand, N., Nilsson, K.-Å., 2009. A Comparison of Foot Placement Strategies of Transtibial Amputees and Able-Bodied Subjects During Stair Ambulation. *Prosthetics & Orthotics International* 33, 348–355. <https://doi.org/10.3109/03093640903074891>
- Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W., Kerrigan, D.C., 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26, 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>
- Robbins, C.B., Vreeman, D.J., Sothmann, M.S., Wilson, S.L., Oldridge, N.B., 2009. A Review of the Long-Term Health Outcomes Associated With War-Related Amputation. *Military Medicine* 174, 588–592. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-00-0608>
- Robert, L., Waters, M.D., 1992. The Energy Expenditure of Amputee Gait, in: *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*.
- Rochlitz, B., Pammer, D., 2017. Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis. *Period. Polytech. Mech. Eng.* 61, 282. <https://doi.org/10.3311/PPme.11085>
- Rochlitz, B., Pammer, D., Kiss, R., 2018. Functionality and Load-Bearing Analysis of 3D-Printed Prosthetic Feet. *Materials Today: Proceedings* 5, 26566–26571. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2018.08.117>
- Roerdink, M., Roeles, S., van der Pas, S.C.H., Bosboom, O., Beek, P.J., 2012. Evaluating asymmetry in prosthetic gait with step-length asymmetry alone is flawed. *Gait & Posture* 35, 446–451. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.005>
- Ruina, A., Bertram, J.E.A., Srinivasan, M., 2005. A collisional model of the energetic cost of support work qualitatively explains leg sequencing in walking and galloping, pseudo-elastic leg behavior in running and the walk-to-run transition. *Journal of Theoretical Biology* 237, 170–192. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2005.04.004>
- Runciman, P., Cockcroft, J., Derman, W., 2022. A novel pivot ankle/foot prosthesis reduces sound side loading and risk for osteoarthritis: a pragmatic randomized controlled trial. *Prosthetics & Orthotics International* 46, 258–266. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000079>
- Russell Esposito, E., M Aldridge Whitehead, J., M Wilken, J., 2015. Step-to-step transition work during level and inclined walking using passive and powered ankle-foot prostheses. *ISPO Prosthetics and Orthotics International*. <https://doi.org/10.1177/0309364614564021>
- Russell Esposito, E., Rábago, C.A., Wilken, J., 2018. The influence of traumatic transfemoral amputation on metabolic cost across walking speeds. *Prosthetics & Orthotics International* 42, 214–222. <https://doi.org/10.1177/0309364617708649>
- Russell Esposito, E., Rodriguez, K.M., Rábago, C.A., Wilken, J.M., 2014. Does unilateral transtibial amputation lead to greater metabolic demand during walking? *J Rehabil Res Dev* 51, 1287–1296. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.06.0141>
- Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., Bhakta, B., 2009. Predicting walking ability following lower limb amputation: A systematic review of the literature. *J Rehabil Med* 41, 593–603. <https://doi.org/10.2340/16501977-0393>

- Sawers, A.B., Hafner, B.J., 2013. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review. *JRRD* 50, 273. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.10.0187>
- Schmalz, T., Blumentritt, S., Jarasch, R., 2002. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait and Posture* 9.
- Sedran, L., Bonnet, X., Thomas-Pohl, M., Loiret, I., Martinet, N., Pillet, H., Paysant, J., 2024. Quantification of push-off and collision work during step-to-step transition in amputees walking at self-selected speed: Effect of amputation level. *Journal of Biomechanics* 163, 111943. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111943>
- Segal, A.D., Zelik, K.E., Klute, G.K., Morgenroth, D.C., Hahn, M.E., Orendurff, M.S., Adamczyk, P.G., Collins, S.H., Kuo, A.D., Czerniecki, J.M., 2012. The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation. *Human Movement Science* 31, 918–931. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.08.005>
- Seroussi, R.E., Gitter, A., Czerniecki, J.M., Weaver, K., 1996. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77, 1209–1214. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90151-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90151-3)
- Smith, D.G., Ehde, D.M., Legro, M.W., Reiber, G.E., del Aguila, M., Boone, D.A., 1999. Phantom Limb, Residual Limb, and Back Pain After Lower Extremity Amputations: Clinical Orthopaedics and Related Research 361, 29–38. <https://doi.org/10.1097/00003086-199904000-00005>
- Soo, C.H., Donelan, J.M., 2012. Coordination of push-off and collision determine the mechanical work of step-to-step transitions when isolated from human walking. *Gait & Posture* 35, 292–297. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.102>
- Tabucol, J., Brugo, T.M., Povolito, M., Leopaldi, M., Oddsson, M., Carloni, R., Zucchelli, A., 2021. Structural FEA-Based Design and Functionality Verification Methodology of Energy-Storing-and-Releasing Prosthetic Feet. *Applied Sciences* 12, 97. <https://doi.org/10.3390/app12010097>
- Tacca, J.R., Beck, O.N., Taboga, P., Grabowski, A.M., 2022. Running-specific prosthesis model, stiffness and height affect biomechanics and asymmetry of athletes with unilateral leg amputations across speeds. *R. Soc. open sci.* 9, 211691. <https://doi.org/10.1098/rsos.211691>
- Takahashi, K.Z., Kepple, T.M., Stanhope, S.J., 2012. A unified deformable (UD) segment model for quantifying total power of anatomical and prosthetic below-knee structures during stance in gait. *Journal of Biomechanics* 45, 2662–2667. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.017>
- Takahashi, K.Z., Worster, K., Bruening, D.A., 2017. Energy neutral: the human foot and ankle subsections combine to produce near zero net mechanical work during walking. *Sci Rep* 7, 15404. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15218-7>
- Tao, Z., Ahn, H.-J., Lian, C., Lee, K.-H., Lee, C.-H., 2017. Design and optimization of prosthetic foot by using polylactic acid 3D printing. *J Mech Sci Technol* 31, 2393–2398. <https://doi.org/10.1007/s12206-017-0436-2>
- Teater, R.H., Zelik, K.E., McDonald, K.A., 2023. Biomechanical effects of adding an articulating toe joint to a passive foot prosthesis for incline and decline walking (preprint). *Bioengineering*. <https://doi.org/10.1101/2023.12.05.570262>
- Tesio, L., Lanzi, D., Detrembleur, C., 1998. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics* 13, 83–90. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00081-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00081-8)
- Thapa, S., Vihtonen, M., 2020. 3D Printing of Automobile Power Transmission System Using Tough PLA.

- Torburn, L., Powers, C.M., Guitierrez, R., Perry, J., 1995. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: A comparison of five prosthetic feet 9.
- Tosun, B., Selek, O., Gok, U., Tosun, O., 2017. Medial gastrocnemius muscle flap for the reconstruction of unhealed amputation stumps. *J Wound Care* 26, 504–507. <https://doi.org/10.12968/jowc.2017.26.8.504>
- Tryggvason, H., Starker, F., Lecomte, C., Jonsdottir, F., 2017. Modeling of Stiffness Characteristics in a Prosthetic Foot, in: Volume 2: Modeling, Simulation and Control of Adaptive Systems; Integrated System Design and Implementation; Structural Health Monitoring. Presented at the ASME 2017 Conference on Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems, American Society of Mechanical Engineers, Snowbird, Utah, USA, p. V002T03A014. <https://doi.org/10.1115/SMASIS2017-3781>
- Uchida, T.K., Delp, S., Delp, D.B., 2020. Biomechanics of movement: the science of sports, robotics, and rehabilitation. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts.
- Ultimaker [WWW Document], 2022. URL <https://ultimaker.com/materials/s-series-tough-pla/>
- Umberger, B.R., 2010. Stance and swing phase costs in human walking. *J. R. Soc. Interface* 7, 1329–1340. <https://doi.org/10.1098/rsif.2010.0084>
- Umberger, B.R., Martin, P.E., 2007. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *Journal of Experimental Biology* 210, 3255–3265. <https://doi.org/10.1242/jeb.000950>
- van Hal, E.S., Curtze, C., Postema, K., Hijmans, J.M., Otten, E., 2021. Frontal plane roll-over analysis of prosthetic feet. *Journal of Biomechanics* 125, 110610. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110610>
- Van Oorschot, W., Keijsers, N., Van Ee, Ir.R.F., 2023. A dedicated amputee sports programme improves physical functioning and sports participation. *JRM-CC* 6, jrmcc12392. <https://doi.org/10.2340/jrmcc.v6.12392>
- van Schaik, L., Geertzen, J.H.B., Dijkstra, P.U., Dekker, R., 2019. Metabolic costs of activities of daily living in persons with a lower limb amputation: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE* 14, e0213256. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213256>
- van Velzen, J.M., van Bennekom, C.A., Polomski, W., Sloopman, J.R., van der Woude, L.H., Houdijk, H., 2006. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil* 20, 999–1016. <https://doi.org/10.1177/0269215506070700>
- Vanderpool, M.T., Collins, S.H., Kuo, A.D., 2008. Ankle fixation need not increase the energetic cost of human walking. *Gait & Posture* 28, 427–433. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.016>
- VanSwearingen, J.M., Perera, S., Brach, J.S., Cham, R., Rosano, C., Studenski, S.A., 2009. A Randomized Trial of Two Forms of Therapeutic Activity to Improve Walking: Effect on the Energy Cost of Walking. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 64A, 1190–1198. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp098>
- Vijayan, V., Arun Kumar, S., Gautham, S., Mohamed Masthan, M., Piraichudan, N., 2021. Design and analysis of prosthetic foot using additive manufacturing technique. *Materials Today: Proceedings* 37, 1665–1671. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.195>
- Vrieling, A.H., van Keeken, H.G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J.P.K., Hof, A.L., Postema, K., 2008. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture* 28, 235–242. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.006>
- Vrieling, A.H., van Keeken, H.G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J.P.K., Hof, A.L., Postema, K., 2007. Obstacle crossing in lower limb amputees. *Gait & Posture* 26, 587–594. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.007>

- Waters, R., Perry, J., Antonelli, D., Hislop, H.J., 1976. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 42.
- Waters, R.L., Mulroy, S., 1999. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture* 9, 207–231. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00009-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00009-0)
- Wedge, R.D., Sup, F.C., Umberger, B.R., 2022. Metabolic cost of transport and stance time asymmetry in individuals with unilateral transtibial amputation using a passive prostheses while walking. *Clinical Biomechanics* 94, 105632. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105632>
- Weir, J.B. de V., 1949. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *The Journal of Physiology* 109, 1–9. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1949.sp004363>
- Wentink, E.C., Prinsen, E.C., Rietman, J.S., Veltink, P.H., 2013. Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. *J NeuroEngineering Rehabil* 10, 87. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-87>
- Wert, D.M., Brach, J.S., Perera, S., VanSwearingen, J., 2013. The association between energy cost of walking and physical function in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 57, 198–203. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2013.04.007>
- Wezenberg, D., de Haan, A., Faber, W.X., Sloopman, H.J., van der Woude, L.H., Houdijk, H., 2012. Peak Oxygen Consumption in Older Adults With a Lower Limb Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93, 1924–1929. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.05.020>
- Wezenberg, D., van der Woude, L.H., Faber, W.X., de Haan, A., Houdijk, H., 2013. Relation Between Aerobic Capacity and Walking Ability in Older Adults With a Lower-Limb Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 94, 1714–1720. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.02.016>
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. ed. Wiley, Hoboken, N.J.
- Winter, D.A., 1983. Energy Generation and Absorption at the Ankle and Knee during Fast, Natural, and Slow Cadences: Clinical Orthopaedics and Related Research 175, 147–154. <https://doi.org/10.1097/00003086-198305000-00021>
- Winter, D.A., Robertson, D.G.E., 1978. Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biol. Cybernetics* 29, 137–142. <https://doi.org/10.1007/BF00337349>
- World Health Organization (Ed.), 2001. *International classification of functioning, disability and health: ICF*. World Health Organization, Geneva.
- Yap, J., Renda, G., 2015. Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot.
- Yiğiter, K., Şener, G., Erbahçeci, F., Bayar, K., Ülger, Ö.G., Akdoğan, S., 2002. A comparison of traditional prosthetic training versus proprioceptive neuromuscular facilitation resistive gait training with trans-femoral amputees. *Prosthetics & Orthotics International* 26, 213–217. <https://doi.org/10.1080/03093640208726650>
- Zagoya-López, J., Zúñiga-Avilés, L.A., Vilchis-González, A.H., Ávila-Vilchis, J.C., 2021. Foot/Ankle Prostheses Design Approach Based on Scientometric and Patentometric Analyses. *Applied Sciences* 11, 5591. <https://doi.org/10.3390/app11125591>
- Zarrugh, M.Y., Todd, F.N., Ralston, H.J., 1974. Optimization of energy expenditure during level walking. *Europ. J. Appl. Physiol.* 33, 293–306. <https://doi.org/10.1007/BF00430237>
- Zelik, K.E., Adamczyk, P.G., 2016. A unified perspective on ankle push-off in human walking. *Journal of Experimental Biology* 219, 3676–3683. <https://doi.org/10.1242/jeb.140376>

- Zelik, K.E., Collins, S.H., Adamczyk, P.G., Segal, A.D., Klute, G.K., Morgenroth, D.C., Hahn, M.E., Orendurff, M.S., Czerniecki, J.M., Kuo, A.D., 2011. Systematic Variation of Prosthetic Foot Spring Affects Center-of-Mass Mechanics and Metabolic Cost During Walking. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 19, 411–419. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2159018>
- Zelik, K.E., Honert, E.C., 2018. Ankle and foot power in gait analysis: Implications for science, technology and clinical assessment. *Journal of Biomechanics* 75, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.017>
- Zelik, K.E., Huang, T.-W.P., Adamczyk, P.G., Kuo, A.D., 2014. The role of series ankle elasticity in bipedal walking. *Journal of Theoretical Biology* 346, 75–85. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2013.12.014>
- Zelik, K.E., Kuo, A.D., 2010. Human walking isn't all hard work: evidence of soft tissue contributions to energy dissipation and return. *Journal of Experimental Biology* 213, 4257–4264. <https://doi.org/10.1242/jeb.044297>
- Zelik, K.E., Takahashi, K.Z., Sawicki, G.S., 2015. Six degree-of-freedom analysis of hip, knee, ankle and foot provides updated understanding of biomechanical work during human walking. *The Journal of Experimental Biology* 11.
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E.J., Ephraim, P.L., Travison, T.G., Brookmeyer, R., 2008. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, 422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>