



Conception et prototypage de pied prothétique obtenu par fabrication additive

Aude Louessard

► To cite this version:

Aude Louessard. Conception et prototypage de pied prothétique obtenu par fabrication additive. Biomateriaux. HESAM Université, 2023. Français. ⟨NNT : 2023HESAE076⟩. ⟨tel-04439541⟩

HAL Id: tel-04439541

<https://pastel.hal.science/tel-04439541v1>

Submitted on 5 Feb 2024

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

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



HAL Authorization

ÉCOLE DOCTORALE N° 432 : SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) – Campus
de Paris
THÈSE

présentée par : **Aude LOUESSARD**

soutenue le : 20 novembre 2023

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

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

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

**Conception et prototypage d'un pied prothétique
issu de fabrication additive**

THÈSE dirigée par :
Mme PILLET Hélène

co-dirigée par :
Mme CATAPANO Anita

et co-encadrée par :
M BONNET Xavier

Jury:

M Philippe ROUCH, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris

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

Mme Anita CATAPANO, Professeur des Universités, Institut de Mécanique et d'Ingénierie, Bordeaux INP, Université de Bordeaux

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

M Antoine LE DUIGOU, Professeur des Universités, Institut de Recherche Dupuy De Lôme, Université Bretagne Sud

M Thomas ROBERT, Chargé de Recherche, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, Université Gustave Eiffel

M Christophe LECOMTE, Docteur, Ingénieur, Össur, University of Iceland

M Fabrizio SCARPA, Professeur des Universités, Bristol Composite Institute, University of Bristol

Président

Directrice de thèse

Co-encadrante

Co-encadrant

Rapporteur

Rapporteur

Examineur

Examineur

« Demain, je partirai sur cette onde merveilleuse et je rentrerai en me tenant droit sur ma planche. Et si j'échoue, je recommencerai car je ne quitterai pas Honolulu avant que, moi aussi, j'aie mis à mes talons des ailes. ».

Ainsi, l'écrivain Jack London relatait sa découverte du surf, dès 1907.

REMERCIEMENTS

En premier lieu je tiens à remercier chaleureusement l'ensemble des membres de mon jury d'avoir accepté d'évaluer mon travail et d'avoir apporté leur expertise dans leurs domaines respectifs. Merci particulièrement à Antoine Le Duigou ainsi qu'à Thomas Robert d'avoir accepté de rapporter ce manuscrit. Merci également à Christophe Lecomte, Philippe Rouch et Fabrizio Scarpa d'avoir accepté de faire partie des examinateurs de ce jury.

Je tenais ensuite à remercier la Fondation AM d'avoir financé cette thèse dans le cadre du Réseau Santé. C'était une réelle opportunité pour moi de travailler avec deux laboratoires qui ont des domaines d'expertises différents, cela m'a permis de découvrir des thématiques qui ne m'étaient pas familières.

Je souhaite ensuite sincèrement remercier mon encadrement pour leur accompagnement tout au long de ma thèse. Durant ces 3 ans, vous m'avez donné l'occasion d'évoluer sur le plan scientifique et humain.

Merci Hélène d'avoir dirigé cette thèse et d'avoir apporté ton expertise scientifique. Un grand merci pour nos échanges qui m'ont aidé à trouver ma place au sein du projet. Tu m'as été d'une grande aide et d'un réel soutien, notamment pendant cette dernière phase de rédaction. Merci également pour tes conseils de randonnées dans les Pyrénées.

Merci Anita pour ton enthousiasme communicatif. Merci pour l'accueil que tu m'as réservé au sein de l'I2M, je n'étais pas familière avec le vaste monde des composites et tu as pris le temps de me former. Tu as été d'un grand support que ce soit sur le plan scientifique que sur le plan technique lorsque nous avons dû démonter entièrement l'imprimante 3D.

Merci Xavier de transmettre ta passion pour la biomécanique et pour tes retours toujours pertinents. Merci pour le temps et la confiance que tu m'as accordée. Ton envie de pousser le projet toujours plus loin était vraiment motivante et j'espère que nous pourrons continuer à collaborer pour le faire évoluer.

Merci aux membres du personnel de l'IBHGC et de l'I2M pour leur accueil et leur aide. Merci à Sébastien pour ton accueil au sein de l'IBHGC.

Merci à ceux qui facilitent grandement notre vie au laboratoire et particulièrement à Marine de nous guider dans les méandres administratifs, à Laurent et Claudio de nous assister sur tout ce qui touche à la gestion informatique et à Sylvain qui m'a apporté une aide plus que précieuse, que ce soit sur Ansys, pour les machines d'impression ou pour l'Instron.

Je souhaitais également remercier ceux qui m'ont aidé à réaliser les différentes études. Merci Michele d'avoir pris le temps de me former lors de mon arrivée à l'I2M. Merci Jeremy pour ton aide sur les essais de flexion, merci Christophe pour ton aide et ton expertise lors des essais de fluage, merci Mohamed d'avoir pris le temps d'échanger avec moi au sujet des essais de fatigue. Merci à Khaled Benfariha de m'avoir permis d'utiliser l'imprimante Markforged pour mes dernières impressions. Merci également aux techniciens de la plateforme de fabrication additive des Arts et Métiers de Talence pour votre aide.

Merci aux volontaires qui ont rendu les acquisitions possibles. Merci particulièrement à Éric pour ses retours toujours très constructifs et qui je l'espère permettront de faire évoluer le projet.

Un grand merci à mes collègues et amis de l'IBHGC et de l'I2M. J'ai énormément apprécié travailler avec vous. Durant le temps passé à l'IBHGC, j'ai vraiment eu l'occasion de prendre confiance en moi et je me suis senti à ma place autant au plan humain que professionnel. Merci à mes nombreux co-bureau avec qui j'ai partagé des moments de travail et de rire : Sandrine et Guillaume (à la fois co-bureau et

Remerciements

co-lloque, vous avez été d'un support sans faille), Chris et Alex (merci pour vos conseils et votre bonne humeur au quotidien), Lucas (tu as grandement contribué à la réussite de cette thèse, merci pour toutes ces discussions, scientifiques ou non), François, Christelle... Lors de ma deuxième année j'ai eu la chance d'aller à l'I2M où je n'aurais pas pu rêver un meilleur accueil, merci pour cela. Avec vous j'ai découvert la vie mouvementée de Bordeaux, et j'ai hâte d'y revenir.

Globalement, durant cette thèse je me suis vraiment rendu compte de l'importance de travailler dans un environnement chaleureux et à l'écoute.

Merci à mes amis de la BME, vous avez aussi votre place dans l'achèvement de cette thèse, c'est en partie vous qui m'avez donné le goût de la recherche. Nos échanges, souvent loufoques, toujours riches m'apportent beaucoup, merci pour ça.

Merci à mes amis de plus ou moins longue date pour votre présence. Merci à ceux qui ont pu prendre sur leur temps pour être présent, sur place ou à distance, ça me touche beaucoup.

Merci à mes parents pour leur soutien et d'avoir toujours confiance en moi. Merci à Lucie et Paul pour votre écoute. J'ai de la chance de vous avoir.

Merci Giovanni pour tout ce que tu m'apportes dans la vie.

TABLE DES MATIERES

Remerciements	iii
Table des matières	v
Sigles.....	1
Introduction générale.....	3
Partie I. Caractérisation mécanique des matériaux issus de fabrication additive.....	8
Chapitre.I.1. Bibliographie : Procédés de fabrication additive et caractérisation mécanique des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajouts de renforts en fibres longues	9
I.1.1. État de l'art des techniques d'impression 3D.....	9
I.1.2. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajout de renforts en fibres longues	11
I.1.2.1. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu	11
I.1.2.2. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu avec ajout de fibres longues.....	13
I.1.3. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajouts de fibres longues	14
I.1.3.1. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu	14
I.1.3.2. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec ajout de fibres longues	15
I.1.4. Tenue au fluage et en fatigue des matériaux issus de l'impression DFF et influence de l'ajout de filaments renforcés	18
I.1.4.1. Tenue au fluage des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu et influence de l'ajout de fibres longues	18
I.1.4.2. Tenue en fatigue des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu et influence de l'ajout de fibres longues	19
I.1.5. Synthèse	21
Chapitre.I.2. Travail personnel : Caractérisation mécanique en flexion des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajout de renforts en fibres longues.....	22
I.2.1. Introduction.....	22
I.2.2. Matériels et méthodes	23
I.2.2.1. Matériaux et imprimante utilisés	23
I.2.2.2. Caractérisation des éprouvettes et plans d'expérience.....	24
I.2.2.3. Test de flexion 3 points	26
I.2.2.4. Test de traction : test quasi-statique et de fluage	27
I.2.2.5. Test de flexion 4 points : test quasi-statique et de fluage	29
I.2.2.6. Analyse de la microstructure et calculs des porosités des éprouvettes	31
I.2.3. Modèles analytique et numérique	32

I.2.3.1.	Calcul analytique du module de flexion et de la valeur des contraintes d'une éprouvette imprimée par dépôt de fil fondu avec ajout de renforts en fibres longues.....	32
I.2.3.2.	Modèle éléments finis du test de flexion 3 points des éprouvettes imprimées par dépôt de fil fondu avec ajout de renforts en fibres longues.....	33
I.2.4.	Résultats et discussion	35
I.2.4.1.	Essais de flexion 3 points : Influence du placement et de la fraction volumique des renforts, du type et taux de remplissage, du nombre de rings sur le taux de porosité, les propriétés en flexion et la répétabilité du procédé	35
I.2.4.2.	Essais de flexion 3 points : Validation du modèle éléments finis et comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques.....	41
I.2.4.3.	Étude préliminaire : Essais quasi-statiques et de fluage en traction	44
I.2.4.4.	Étude préliminaire : Essais quasi-statiques et de fluage en flexion 4 points	46
I.2.5.	Conclusion	49
Partie II.	Influence du pied prothétique sur la stabilité posturale et sur la mobilité du sujet.....	52
Chapitre.II.1.	Chapitre préliminaire : Définition des termes.....	53
II.1.1.	Description anatomique du mouvement	53
II.1.2.	Caractérisation biomécanique du pied	54
II.1.2.1.	Mouvement de l'articulation de la cheville.....	54
II.1.2.2.	Définitions des axes du pied et du tibia	54
II.1.3.	Cycle de marche	56
II.1.4.	Définitions des concepts et des grandeurs mécaniques d'intérêt.....	57
II.1.4.1.	Équilibre et stabilité d'un système multicorps.....	57
II.1.4.2.	Définition de la raideur de flexion de la cheville	59
II.1.4.3.	Définition du roll-over shape.....	60
Chapitre.II.2.	Bibliographie : Influence du pied prothétique sur la mobilité de l'utilisateur. Modélisation, quantification et influence du pied prothétique sur la stabilité posturale.....	62
II.2.1.	Influence du pied prothétique sur la mobilité du sujet.....	62
II.2.1.1.	Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les angles des articulations.....	63
II.2.1.2.	Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les forces de réaction et les moments aux articulations	63
II.2.1.3.	Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur l'énergie stockée et restituée ainsi que sur le travail et la puissance réalisés par le membre inférieur.....	64
II.2.1.4.	Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur l'activité musculaire et le coût métabolique	64
II.2.1.5.	Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur la stabilité pendant la marche et le ressenti de l'utilisateur.....	65
II.2.1.6.	Synthèse	66
II.2.2.	Stabilité posturale : stratégies de maintien, méthodes et paramètres d'étude.....	67

II.2.2.1.	Stratégies de maintien de la stabilité posturale chez les personnes non amputées	67
II.2.2.2.	Méthode pour étudier de la stabilité posturale.....	68
II.2.2.3.	Paramètres influençant la stabilité d'un système	70
II.2.2.4.	Synthèse	72
II.2.3.	Compromis mobilité-stabilité lors de la conception du pied prothétique.....	74
II.2.4.	Conclusion	76
Chapitre.II.3.	Travail personnel : Quantification de l'influence de la raideur en flexion des pieds prothétiques sur la stabilité posturale en utilisant un simulateur de prothèse	77
II.3.1.	Introduction.....	77
II.3.2.	Matériels et méthodes	78
II.3.2.1.	Caractérisation de la raideur en flexion des pieds prothétiques Dynatrek (Proteor™) ..	78
II.3.2.2.	Caractérisation du « Pied ROS »	80
II.3.2.3.	Sujets et protocole	80
II.3.2.4.	Analyse des données	83
II.3.3.	Résultats et Discussion	86
II.3.3.1.	Caractérisation de la raideur en flexion des pieds prothétiques Dynatrek (Proteor™) et comparaison avec la raideur critique	86
II.3.3.2.	Analyse de la stabilité posturale statique	88
II.3.3.3.	Analyse de la stratégie d'équilibre	92
II.3.3.4.	Analyse des limites de stabilité	92
II.3.4.	Conclusion	93
Partie III.	Conception de prototype de pied prothétique issu de fabrication additive.....	96
Chapitre.III.1.	Bibliographie : Évaluation de la sécurité, des performances et simulations éléments finis des pieds prothétiques	97
III.1.1.	Contexte réglementaire et normatif	97
III.1.2.	Évaluation de la sécurité des pieds prothétiques	98
III.1.3.	Évaluation expérimentale des performances des pieds prothétiques.....	101
III.1.3.1.	Analyse de la marche.....	101
III.1.3.2.	Évaluation par la Haute Autorité de Santé et projet de l' « American Orthotic & Prosthetic Association » (AOPA)	102
III.1.3.3.	Tests du Roll Over Shape (ROS)	103
III.1.4.	Évaluation numérique des performances des pieds prothétiques : modélisation élément fini des pieds prothétiques.....	103
III.1.4.1.	Choix du modèle élément fini	104
III.1.4.2.	Validité du modèle EF.....	105
III.1.4.3.	Application du modèle EF.....	105

III.1.5.	État de l’art des pieds prothétiques issus de FA	107
III.1.5.1.	Investiguer la faisabilité de la technique de fabrication additive dans le cas des pieds prothétiques	107
III.1.5.2.	Utilisation de la fabrication additive pour réaliser des prototypes rapidement et à moindre coût	108
III.1.5.3.	Synthèse	108
III.1.6.	Conclusion	110
Chapitre.III.2.	Travail personnel : Étude de la tenue mécanique du prototype de pied et application à la pratique du surf	111
III.2.1.	Démarche de conception et choix de la géométrie	112
III.2.1.1.	Démarche de conception	112
III.2.1.2.	Choix de la géométrie, des matériaux d’impression et des paramètres d’impression	113
III.2.2.	Matériels et méthodes : Test de résistance à la charge, à la fatigue et modèle EF ...	118
III.2.2.1.	Test de résistance à la charge quasi-statique.....	118
III.2.2.2.	Test de résistance à la fatigue	119
III.2.2.3.	Modèles élément fini : prototypes issus de l’impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajout de renforts en fibres longues.....	120
III.2.3.	Résultats et discussion : Influence de l’ajout des filaments renforcés sur la résistance à la charge et à la fatigue (prototype réduit)	121
III.2.3.1.	Comparaison test de résistance à la charge et simulation élément fini	121
III.2.3.2.	Test de résistance à la fatigue	126
III.2.3.3.	Synthèse	129
III.2.4.	Résultats et discussion : Application au surf (prototype taille réelle imprimé par dépôt de fil fondu)	131
III.2.4.1.	Amélioration du prototype S.....	132
III.2.4.2.	Sécurité du prototype S.....	133
III.2.4.3.	Performances du prototype S	134
III.2.4.4.	Ouverture : application au surf	137
III.2.4.5.	Synthèse	138
III.2.5.	Conclusion	139
	Conclusions et perspectives	140
	Annexes	146
Annexe A.	Calcul du module de flexion équivalent	146
Annexe B.	Moyenne sur chaque passage de marche du moment angulaire de la cheville en fonction de l’angle de dorsiflexion de la cheville pour chaque sujet en fonction des configurations	148

Table des matières

Annexe C. Moyenne et écart-type de la raideur en flexion normalisée calculée pendant la marche en fonction de la configuration.....	150
Liste des figures.....	152
Liste des tableaux.....	157
Références.....	159

SIGLES

AP	Antéro-Postérieur
BdS	Base de Support
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CdG	Centre de Gravité
CdM	Centre de Masse
CdP	Centre de Pression
CERAH	Centre d'Études et de Recherches sur l'Appareillage des Handicapés
CF	Carbon Fiber
CFF	Continuous Fiber Fabrication
CV	Coefficient de Variation
DFF	Dépôt de Fil Fondu
DM	Dispositif Médical
EF	Élément Fini
EMG	Électromyographie
EN	European Norm
FA	Fabrication Additive
FG	Fiberglass
FR	Filament Renforcé
FSL	Frittage Sélectif par Laser
GRF	Ground Reaction Force
HAS	Haute Autorité de Santé
IC	Intervalle de Confiance
ISO	International Organization for Standardization
KF	Kevlar Fiber
LOS	Limit Of Stability
MCT	Motor Control Test
ML	Médio-Latéral
NE	Non-Equipé
ROS	Roll Over Shape
SOT	Sensory Organisation Test
TF	Transfémoral
TT	Transtibial
VM	Von Mises
YF	Yeux Fermés
YO	Yeux Ouverts

INTRODUCTION GENERALE

Les besoins en prothèses à l'échelle mondiale sont importants, en effet, les estimations disponibles indiquent qu'en 2014 environ 0,5 % de la population avait besoin de prothèses ou d'orthèses (Borg & Östergren, 2015). Cependant, le coût de ces dispositifs médicaux reste une limite majeure à leur diffusion. Ainsi, d'après Handicap International, en 2015 dans de nombreux pays à faible revenu seulement 5 à 15 % des personnes nécessitant un appareillage orthopédique, principalement des prothèses et des orthèses de membre inférieur, pouvaient accéder à ce service.

L'amputation consiste en l'ablation d'une partie du corps. Dans le cas d'une amputation du membre inférieur, on parle d'amputation transtibiale lorsqu'elle est réalisée au niveau de la jambe entraînant ainsi l'ablation de la cheville et transfémorale lorsqu'elle est réalisée au niveau de la cuisse entraînant également l'ablation du genou.

A la suite d'une amputation du membre inférieur, une prothèse peut être proposée dans le but de remplacer les membres et les articulations manquants. Le choix de cette prothèse doit se faire en accord avec le projet de vie du patient. Par exemple, des patients à faible activité peuvent souhaiter retrouver une position debout et marcher sur de faibles distances tandis que des patients plus actifs peuvent souhaiter retrouver une marche dynamique et le retour à une activité sportive. Ainsi, en plus d'améliorer l'exécution des activités de la vie quotidienne, les aides techniques pourraient avoir des effets positifs sur la mobilité, l'éducation, le travail et la santé et ainsi améliorer la qualité de vie des personnes amputées (Borg & Östergren, 2015). Les prothèses de membre inférieur sont constituées de l'emboiture, réalisée sur mesure pour le patient, qui fait l'interface entre le moignon et les composants prothétiques de pied, et potentiellement de genou, en fonction du niveau d'amputation. Ces composants (genou et pied) sont reliés entre elles par des liaisons tubulaires rigides et des connecteurs pyramidaux. Les connecteurs sont universels pour assurer la compatibilité de toutes les prothèses, quel que soit le fabricant (Figure 0.1). On appelle alignement, l'arrangement de l'emboiture et des composants prothétiques les uns par rapport aux autres.

Le pied prothétique remplace à la fois le segment du pied mais également l'articulation de la cheville. Ce composant a donc un rôle primordial dans le fonctionnement des prothèses tibiale et fémorale.

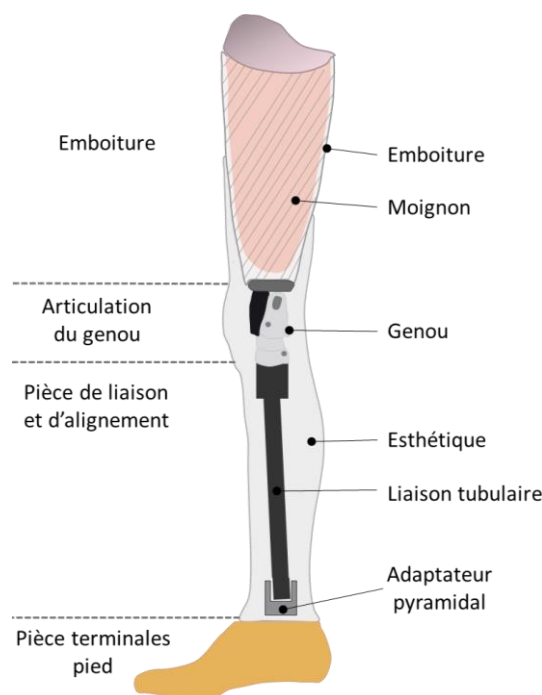


Figure 0.1: Schéma d'une prothèse fémorale (adapté de Chevalier, 2016)

Ainsi, le pied prothétique doit permettre de restituer la mobilité de la cheville. Actuellement, le pied de référence est le pied à restitution d'énergie, réalisé à partir de stratifiés en matériaux composites. Ce pied prothétique a permis de faire évoluer les prothèses existantes en substituant les mobilités des différentes articulations du pied et de la cheville par la déformation d'une structure légère (généralement une lame composite en fibre de carbone). Cette structure est passive, ainsi sa déformation ne dépend que du dimensionnement et des efforts exercés par les utilisateurs. Les pieds prothétiques doivent donc être optimisés en fonction de la morphologie de l'utilisateur, de son niveau d'activité physique et elles doivent être adaptées à l'utilisation (marche, course...).

Chaque gamme de prothèses présente dans le commerce (pied à restitution d'énergie, pied adapté à la course...) est déclinée en différentes catégories basées sur le poids, le niveau d'activité et la pointure des utilisateurs. Néanmoins toutes les configurations de poids et de pointures ne peuvent pas être couvertes. De plus, le développement d'une gamme de prothèses stratifiées en matériaux composites avec des procédés de fabrication classique (moulage, ...) nécessite des investissements importants en termes de développement et d'outillage ce qui rend ces prothèses difficilement accessibles dans les pays à faible revenu et ce qui permet difficilement de développer de nouvelles gammes de prothèses pour des applications spécifiques.

La technique de fabrication additive (FA) est un procédé d'assemblage de matériaux couche par couche, ayant pour objectif la fabrication d'objets personnalisés à partir de leur modèle 3D (ASTM International, 2012). Au cours des dernières années, cette technique, qui permet de réaliser des pièces de géométrie complexe à moindre coût, semble représenter une bonne alternative aux procédés classiques de fabrication de pieds prothétiques dans une logique d'accessibilité et de personnalisation des pieds. Dans la littérature, la technique de dépôt de fil fondu (DFF) est la plus couramment utilisée. Cette technique semble avantageuse pour une application aux pieds prothétiques en raison de sa rapidité, de son coût relativement faible, de sa capacité à imprimer des formes complexes et de sa polyvalence en termes de matériaux.

Cependant, les matériaux issus de DFF présentent des propriétés mécaniques moins intéressantes par rapport à celles des matériaux obtenus par des méthodes plus traditionnelles (injection, ...), ainsi qu'une durabilité limitée dans le temps. Récemment, l'ajout de renforts en fibres longues lors de l'impression a été proposé pour améliorer ces caractéristiques. En 2014, Markforged™ est la première entreprise à avoir développé et commercialisé un système d'impression s'appuyant sur cette technique. Il a été montré que les matériaux issus de cette technique présentent un intérêt significatif en termes de légèreté et de résistance (Tian et al., 2022), ainsi l'ajout de renforts en fibres longues semble également être avantageux dans le cadre de la conception de pieds prothétiques.

C'est dans ce contexte que les travaux présentés dans ce manuscrit ont été financés par la Fondation Arts et Métiers dans le cadre du Réseau Santé. Depuis 2017 ce mécanisme de financement permet de réunir, sur un sujet de thèse et autour d'une thématique liée à la santé, deux laboratoires différents des Arts et Métiers dont les compétences et expertises sont complémentaires. Les deux laboratoires impliqués dans ce projet de thèse sont l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) à Paris ainsi que l'Institut de Mécanique et d'Ingénierie (I2M) à Bordeaux-Mérignac. L'activité de l'IBHGC est notamment dédiée à la recherche en biomécanique autour des thématiques du sport, de la mobilité et du handicap afin de quantifier la performance dans la réalisation d'une activité motrice pour la restaurer et/ou l'améliorer et de prévenir les risques associés. L'activité de l'I2M est dédiée à la recherche en mécanique et notamment à la compréhension et à la modélisation des interactions entre un procédé de mise en œuvre et un matériau ainsi qu'aux activités de conception intégrant l'ensemble des phases du cycle de vie du produit. En lien avec l'ensemble des acteurs du projet, l'objectif de ces travaux est de travailler à l'interface des différents axes de recherche de ces deux

laboratoires afin de réaliser une démarche de conception et de prototypage d'un pied prothétique issu de FA intégrant des fonctions biomécaniques.

Le développement de cette démarche nécessite de lever plusieurs verrous scientifiques et technologiques dans chacun des champs d'expertise des deux laboratoires. Tout d'abord, la façon dont les matériaux et les procédés d'impression affectent le comportement mécanique du pied prothétique doit être évaluée. Ensuite, l'influence des paramètres de conception de la prothèse sur les fonctions biomécaniques doit également être étudiée. L'étude de ces problématiques de recherche a pour objectif d'alimenter la démarche de conception du prototype de pied prothétique.

Pour répondre à ces objectifs, la première partie de ce manuscrit porte sur la caractérisation mécanique des matériaux issus de FA. Un état de l'art présentant une vue synthétique des différentes techniques de FA existantes a permis de mettre en évidence que la technique de DFF, avec ou sans renforts en fibres continus, est un procédé intéressant pour une application aux pieds prothétiques. Ainsi, une revue de littérature des études portant sur la caractérisation mécanique et la tenue dans le temps des matériaux issus de ces procédés a également été réalisée. Puisque la technique d'ajout de renforts en fibres longues est relativement nouvelle, l'étude de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux résultant de cette méthode nécessite des investigations plus poussées. Une attention plus particulière a été portée aux propriétés de flexion et de fatigue des matériaux étudiés. En effet, le pied prothétique travaille majoritairement en flexion et ne doit pas s'endommager lors de son utilisation pendant une durée spécifiée par les normes. Devant le peu d'études investiguant les propriétés en flexion des matériaux imprimés en DFF avec des renforts ainsi que la tenue dans le temps des matériaux avec ou sans renforts, nous proposerons un travail de recherche portant sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion des matériaux imprimés avec ajout de renforts en fibres longues ainsi que sur la caractérisation de l'influence de l'ajout de renforts en fibres longues sur la tenue au fluage des matériaux issus de DFF. Un modèle éléments finis modélisant l'ajout de renforts en fibres longues a également été développé et sa validité a été étudiée.

La seconde partie de ce manuscrit porte sur l'influence du pied prothétique sur la mobilité et sur la stabilité posturale du sujet. En effet, le pied prothétique développé devra être déformable pour se substituer à la mobilité de la cheville tout en garantissant une stabilité en position debout. Dans un premier temps, un état de l'art présente une vue synthétique des études portant sur l'influence du pied prothétique sur la mobilité du sujet et permet de mettre en évidence l'influence de la raideur du pied prothétique sur cette mobilité. La position debout représente une part importante des situations de la vie quotidienne (41%) (Pitta et al., 2005) et peut être vécu comme limitante par les personnes amputées (Thomas-Pohl et al., 2019), elle requiert donc une attention particulière. L'influence du pied prothétique sur la stabilité posturale des sujets a ensuite été investiguée et cette analyse de la littérature a montré l'absence d'études quantifiant uniquement l'influence de la modification de la raideur de flexion du pied prothétique sur la stabilité posturale du sujet. Ainsi, dans cette partie, nous proposerons une étude sur la quantification de l'influence de ce paramètre sur la stabilité posturale des sujets en utilisant un simulateur de prothèses.

Finalement, la dernière partie de ce manuscrit porte sur la conception d'un prototype de pied prothétique issu de FA intégrant les paramètres biomécaniques caractérisant la fonction. La première section de cette partie explicite les normes qui assurent la sécurité des utilisateurs de pied prothétique ainsi que les tests permettant d'étudier les performances des prothèses. La démarche de conception des pieds prothétiques et plus particulièrement de ceux issus de FA y est également présentée. Cette revue de littérature souligne la faisabilité de développer un pied prothétique issu de FA d'un point de vue de la tenue mécanique mais met cependant en évidence les difficultés à surmonter pour réaliser

un pied qui permet de bonnes performances lors de la marche tout en ayant une tenue en fatigue satisfaisante. Ainsi, nous proposerons une étude permettant d'adapter le modèle éléments finis au prototype ainsi que de caractériser la tenue mécanique et en fatigue des prototypes de pied prothétique imprimés par DFF avec et sans ajout de renforts en fibres longues. L'impression des prototypes s'est appuyée sur les travaux réalisés dans la Partie I. Ces travaux ont permis de définir les procédés, matériaux et paramètres d'impression qui améliorent le comportement mécanique des pièces résultantes. De plus, la Partie II. a permis de définir des critères et des tests de validation des prototypes de pieds prothétiques. Ainsi, nous proposerons un travail consacré à l'application de ces critères et tests de validation aux prototypes développés dans cette étude.

Comme évoqué précédemment, la conception de pied prothétique issu de FA a un intérêt dans le cas des prothèses ayant une application spécifique car elle permet de réaliser des pièces uniques. A titre d'exemple, nous proposerons une application au surf car ce sport met particulièrement en évidence le compromis entre mobilité et stabilité des pieds prothétiques. De plus, il n'existe pas de pied commercialisé dédié à cette application. Ainsi, nous présentons dans une dernière section, une étude préliminaire menée sur l'application du prototype à la pratique du surf.

Partie I. CARACTERISATION MECANIQUE DES MATERIAUX ISSUS DE FABRICATION ADDITIVE

La fabrication additive (FA) est une technologie qui permet de transformer une pièce créée grâce à la conception assistée par ordinateur (CAO) en pièce fonctionnelle. Les prémices de cette technologie remontent en 1860 avec François Willème, inventeur de la photosculpture, et à 1890 avec Joseph E. Blather, qui a mis au point une méthode de création de cartes topographiques 3D (Figure I.1) (Bourell et al., 2009). C'est seulement en 1984 que Charles Hull, co-fondateur de 3D Systems, a créé la première imprimante commerciale (Hull et al., 1995).

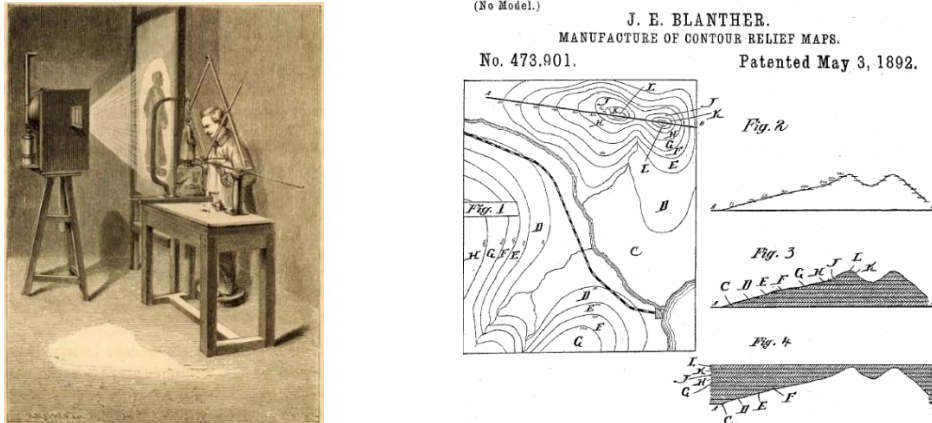


Figure I.1: L'installation pour la photosculpture inventée par Willème en 1859-1860 (Wikipedia) et de la topographie (Bourell et al., 2009)

La FA présente de nombreux avantages, tels que le prototypage rapide (Melenka et al., 2016), la possibilité de créer des formes complexes (Prajapati et al., 2021a) et l'élimination des contraintes liées aux moules, fixations et outillages, ce qui permet de réduire les coûts et les délais de conception (Dantas et al., 2020). De plus, cette technologie permet de diminuer la consommation de matières et la production de déchets (Zhai et al., 2014). Les domaines d'application de la FA sont vastes, ils incluent, entre autres, les domaines aérospatial, militaire, automobile (Dantas et al., 2020; Zhai et al., 2014) et le domaine médical (Mathur et al., 2022; Zhai et al., 2014). Dans le domaine médical, la FA est utilisée pour de nombreuses applications telles que la fabrication d'implants médicaux (Popov et al., 2018), de prothèses dentaires (Popov et al., 2018), d'implants auditifs (CSIRO Lab22™), de tissus vivants (Kang et al., 2016), d'orthèses (Wallet, 2022), de prothèses pour les membres supérieurs (Youbionic™, Bionico Hand™, E-nable™) et de parties de prothèses de membres inférieurs (Unyq™, Mecuris™, Wang et al., 2020).

L'intérêt de la FA dans le cas de la conception de prothèses réside dans la possibilité d'adapter chaque pièce à la morphologie et à l'utilisation spécifique du patient, tout en permettant de réduire les coûts liés à la fabrication. Cependant, la FA présente des enjeux tels que la taille limitée des pièces, la reproductibilité (Campbell et al., 2011) et des propriétés mécaniques inférieures à celles du même matériau fabriqué via des procédés plus classiques, comme par exemple l'injection (Melenka et al., 2016).

Cette étude se place dans le cadre de la conception et la fabrication de pieds prothétiques. L'objectif de cette partie est de définir comment les techniques et les paramètres d'impression influencent les propriétés mécaniques des pièces résultantes. Le premier chapitre de cette partie donne une vue synthétique des différentes techniques de FA existantes. Dans la suite de cette partie, le procédé de dépôt de fil fondu (DFF) sera investigué car c'est un procédé avantageux dans le cas de la conception

de pied prothétique. En effet, il est peu onéreux (Buj-Corral et al., 2021; Koprnicky et al., 2018), il permet d'imprimer une large gamme de matériaux (Koprnicky et al., 2018), il est rapide (Buj-Corral et al., 2021) et il permet d'imprimer des géométries complexes (Buj-Corral et al., 2021). L'ajout de renforts continus lors de l'impression DFF est une technique relativement récente qui présente également un intérêt significatif en termes de légèreté et de résistance des pièces résultantes, ainsi, elle sera également investiguée. De ce fait, une revue de littérature des études portant sur la caractérisation mécanique et en fatigue des matériaux imprimés par DFF, avec et sans ajout de renforts en fibres longues, a également été réalisée. Lors de la marche, les pieds prothétiques travaillent majoritairement en flexion et sont soumis à des chargements cycliques importants (le poids de l'utilisateur). Devant le peu d'études investiguant les propriétés en flexion des matériaux imprimés en DFF avec des renforts ainsi que la tenue dans le temps des matériaux avec ou sans renforts, nous proposerons dans le deuxième chapitre, un travail personnel portant sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion des matériaux imprimés avec ajout de renforts en fibres longues et une étude visant à caractériser l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue au fluage des matériaux issus de DFF.

Chapitre.I.1. BIBLIOGRAPHIE : PROCEDES DE FABRICATION ADDITIVE ET CARACTERISATION MECANIQUE DES MATERIAUX ISSUS DE L'IMPRESSION PAR DEPOT DE FIL FONDU AVEC ET SANS AJOUTS DE RENFORTS EN FIBRES LONGUES

Dans ce chapitre, nous présenterons les différentes techniques de FA et en particulier le processus d'impression DFF et le procédé d'ajout de renforts en fibres longues (Continuous Fiber Fabrication : CFF). Le vocabulaire spécifique à ces procédés et utilisé dans la suite du manuscrit sera présenté. De plus, une revue de littérature sur l'influence des paramètres d'impression sur la caractérisation mécanique des matériaux issus de l'impression DFF et DFF/CFF a été réalisée. Finalement, l'influence des paramètres d'impression ainsi que l'influence de l'ajout de renforts en fibres longues sur la tenue au fluage et en fatigue des matériaux imprimés par DFF ont été investiguées.

I.1.1. État de l'art des techniques d'impression 3D

La FA, également connue sous le nom d'impression 3D, est un processus de fabrication utilisant trois principales entrées : le modèle CAO, les matériaux et l'énergie. Les matériaux peuvent être sous forme de liquide, de poudre, de ruban ou de fil, et sont soit présents dès le début, soit déposés au fur et à mesure du processus. L'énergie utilisée peut provenir d'une source telle qu'un laser, un faisceau électronique, une source de lumière, des UV ou un arc électrique (Nath & Nilufar, 2020; Parandoush & Lin, 2017). On distingue les processus de mise en forme en deux catégories : les processus physiques et les processus chimiques.

Nous allons présenter dans un premier temps les processus de mise en forme physique les plus répandus.

Le processus de Frittage Sélectif par Laser (FSL), est un processus qui consiste à venir déposer une poudre sur une plaque d'impression puis à chauffer cette poudre avec un laser pour l'amener jusqu'à la fusion. Ce procédé est répété jusqu'à la formation complète de la pièce (Figure I.2). La qualité des impressions FSL dépend, entre autres, de la taille des particules, de la puissance du laser et de la vitesse d'impression (Lee et al., 2017). Ce procédé nécessite un post-traitement pour obtenir une meilleure finition de surface (Nath & Nilufar, 2020). Le coût de ce procédé est élevé en raison de l'utilisation du laser et de l'utilisation importante de matière (Kudelski et al., 2017).

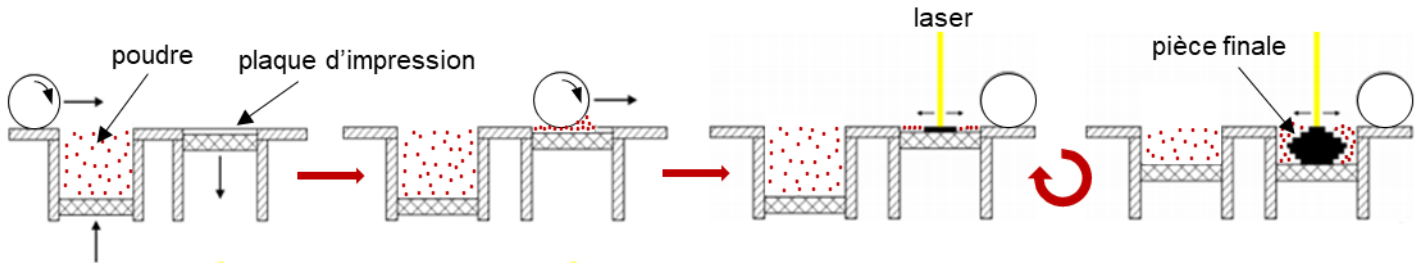


Figure 1.2: Explication du procédé de Frittage Sélectif par Laser (adapté de 3dnatives)

Le processus DFF est l'un des processus les plus courants dans l'impression 3D (Parandoush & Lin, 2017). Ce processus consiste à venir faire fondre un filament de plastique à l'aide d'une buse chauffante, ce filament est déposé à l'état liquide sur une plaque d'impression (Figure 1.3). Ce processus est reproduit par superposition de couches jusqu'à l'obtention de la pièce complète. La qualité de l'impression DFF dépend de plusieurs paramètres comme la température de la plaque, celle de la buse, la taille de la buse, l'épaisseur de couche, l'orientation de l'impression et la vitesse d'impression (Sheth & Taylor, 2017). Le coût de ce procédé est bas comparé au coût de l'impression FSL (Kudelski et al., 2017).

L'impression par jet de liant quant à elle est basée sur le même principe que le FSL. Ce processus consiste à l'application sélective d'un liant sur une fine couche de poudre, solidifiant ainsi les particules entre elles. Ainsi, contrairement au FSL les particules sont collées et non pas fondues (Cima & Cornie, 1990). La qualité de l'impression par jet de liant dépend notamment de la vitesse d'impression et de l'orientation de l'impression (Miyanaji et al., 2018).

Finalement, les techniques de fusion sélective par laser haute puissance et par faisceau d'électrons sont également basées sur le même principe que le FSL, seul le faisceau permettant de faire fondre la poudre est différent. Le processus de fusion sélective par laser haute puissance est principalement utilisé pour l'impression 3D de métaux. Les performances de l'impression dépendent, entre autres de la source de chaleur utilisée (Lee et al., 2017).

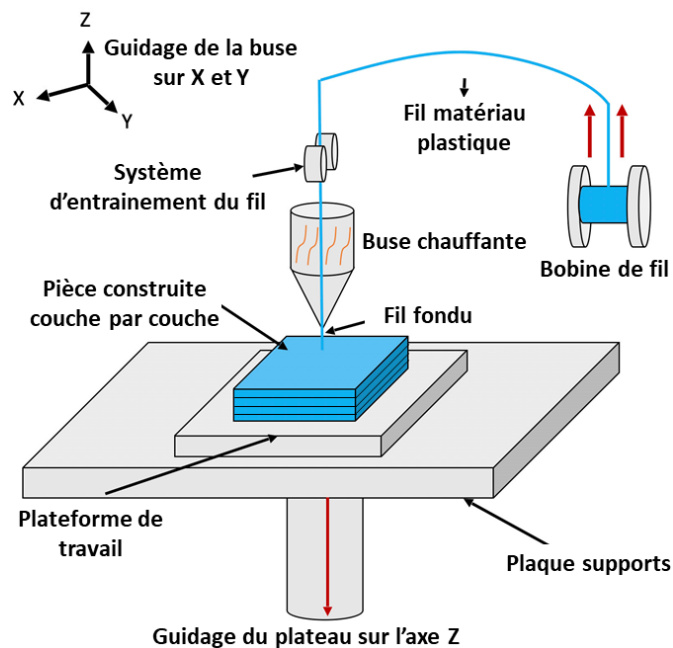


Figure 1.3: Explication du procédé de Dépôt de Fil Fondu (adapté de 3dprint)

Nous allons dans un second temps présenter les deux processus de mise en forme chimique les plus répandus. Le premier processus à avoir vu le jour est la stéréolithographie (1987) (Nath & Nilufar, 2020). Ce processus consiste à exposer une résine liquide photosensible à un laser UV, qui solidifie sélectivement la résine couche par couche selon les coordonnées du modèle numérique (Figure I.4). Le contrôle des paramètres de polymérisation, notamment le temps d'exposition, l'intensité des UV, la vitesse d'impression et l'épaisseur de couche, influence la qualité d'impression (Nath & Nilufar, 2020). Finalement, le processus appelé « Digital Light Processing » est basé sur le même principe que la stéréolithographie mais avec un projecteur comme source de lumière à la place d'un laser UV. La résolution des impressions dépend directement de la taille des pixels de l'écran numérique, de la hauteur de couche (Camargo et al., 2009) et du temps d'exposition de la couche d'impression (Shen et al., 2020).

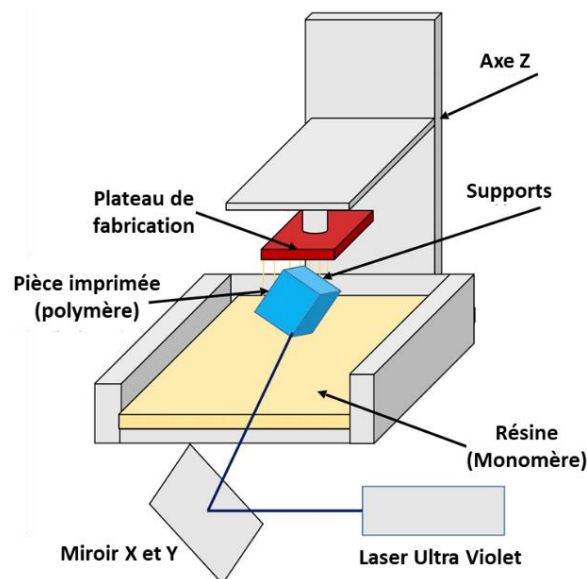


Figure I.4: Explication du procédé de stéréolithographie (adapté de 3dprint)

I.1.2. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajout de renforts en fibres longues

I.1.2.1. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu

Le procédé d'impression par DFF est le procédé le plus courant (Parandoush & Lin, 2017), il est peu onéreux (Buj-Corral et al., 2021; Koprnicky et al., 2018), il permet d'imprimer une large gamme de matériaux (Koprnicky et al., 2018), il est rapide (Buj-Corral et al., 2021) et il permet d'imprimer des géométries complexes (Buj-Corral et al., 2021). Ainsi, ce procédé va être explicité dans la suite de cette partie.

Lors de l'utilisation de ce procédé, le choix de la stratégie d'impression se fait couche par couche. La matière est déposée de manière concentrique en suivant les contours externes de l'objet. Dans la suite de ce manuscrit, on notera « rings » les contours concentriques comme indiqués en Figure I.5. L'opérateur choisit le nombre de rings externes présents dans la pièce, on note l'ensemble des rings le « wall » (Figure I.5). Finalement, le reste de la pièce est imprimé avec une stratégie de remplissage où le taux de fraction volumique de matière déposée et la forme du remplissage peuvent être choisis en amont de l'impression (Figure I.5).

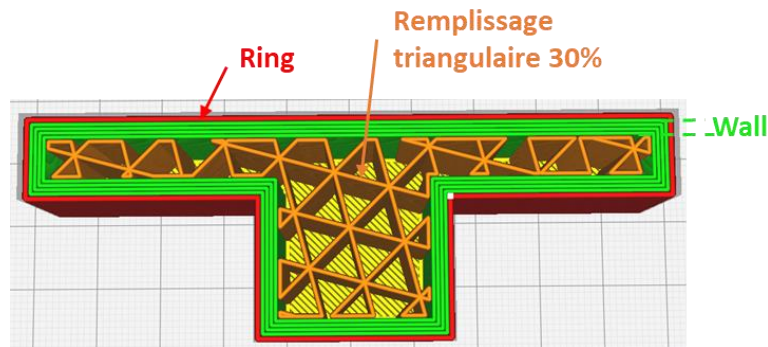


Figure 1.5: Définition du vocabulaire propre à l'impression par dépôt de fil fondu

Les premières et dernières couches de l'impression sont imprimées avec un remplissage solide, c'est-à-dire un remplissage avec un taux de fraction volumique de 100%, orienté à $\pm 45^\circ$ par rapport aux axes de la machine (Figure 1.6).

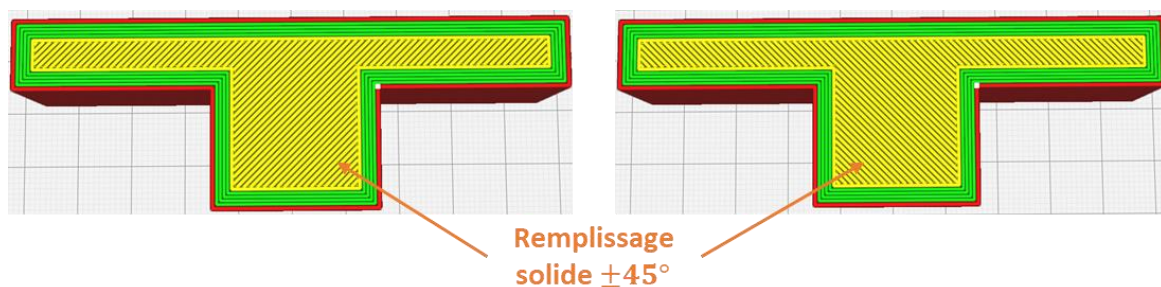


Figure 1.6: Définition des premières et dernières couches de l'impression par dépôt de fil fondu

Un « overhang angle » est défini comme l'angle d'inclinaison entre la paroi externe de la pièce et la verticale du plateau d'impression. Pour imprimer des formes présentant un « overhang angle » généralement supérieur à 45° , l'impression d'un support est nécessaire. Le support peut être imprimé de deux manières : soit en utilisant une deuxième buse d'impression (Figure 1.7), soit en utilisant la même buse que celle imprimant la pièce. Dans les deux cas, les paramètres d'impressions (et potentiellement les matériaux) sont différents de ceux de la pièce pour permettre au support de pouvoir être retiré facilement après l'impression. Divers matériaux peuvent être utilisés lors de l'impression DFF, l'acide polylactique (PLA), réalisé à partir d'amidon de maïs ou de canne à sucre, est le plus couramment utilisé. En effet, ce matériau est facile à imprimer et convient à une grande variété d'applications. D'autres matériaux possibles sont le nylon (Ny), le polycarbonate (PC), le polyéthylène téréphtalate-glycol (PET-G), le polyvinyle alcool (PVA), l'acrylonitrile butadiène styrène (ABS), etc.

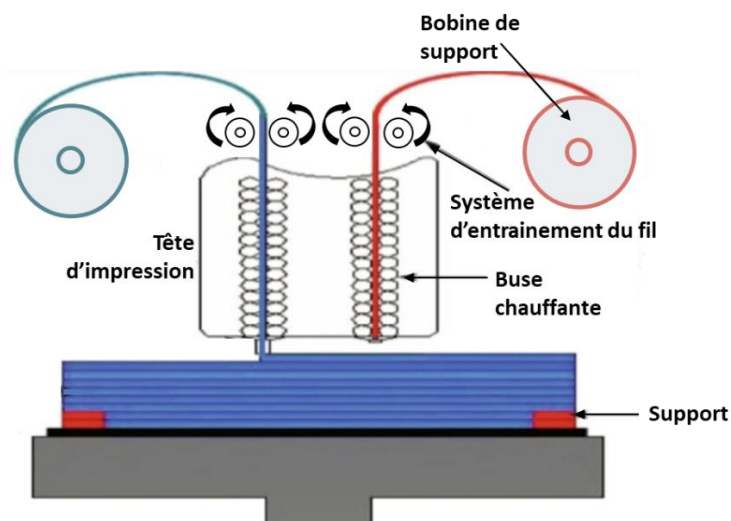


Figure 1.7: Explication du procédé d'ajout de support (adapté de Patel et al., 2022)

1.1.2.2. Principe de l'impression par dépôt de fil fondu avec ajout de fibres longues

Une avancée relativement récente (2014) dans l'impression DFF est l'ajout de renforts continus en fibres longues (CFF) pendant le processus d'impression (Tian et al., 2022). Le procédé DFF/CFF présente un intérêt significatif en termes de légèreté, de résistance et les pièces issues de ce procédé ont un module relativement élevé par rapport aux métaux et aux alliages (Tian et al., 2022). Ainsi, ce procédé va être explicité dans la suite de cette partie (Figure I.8).

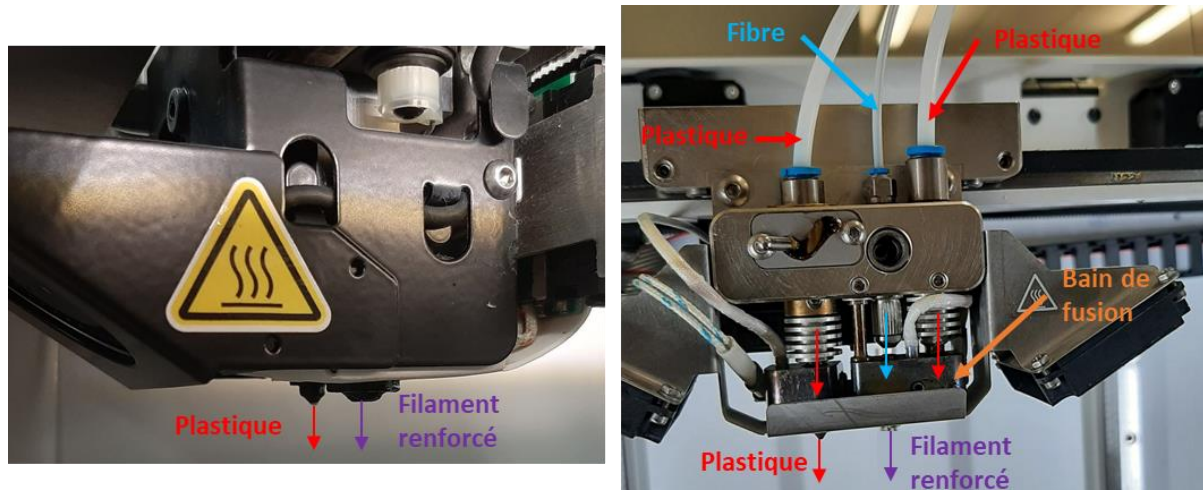


Figure I.8: Procédé d'impression avec ajout de fibres longues par Markforged™ (à gauche) et Anisoprint™ (à droite)

La start-up d'impression 3D Markforged™ a développé l'imprimante 3D Mark Two Industrial Strength 3D Printer® qui utilise un système à double buse avec une buse d'extrusion DFF et une CFF pour renforcer la matrice par des fibres (Figure I.8). Cette imprimante utilise des fibres qui sont pré-imprégnées par de la résine thermoplastique qu'on appellera filament renforcé (FR). Avec une imprimante Markforged™, il est possible d'imprimer deux types de matrices, le Nylon et l'Onyx, et trois types de filaments : les filaments renforcés de fibres de carbone (FRCF), de verre (FRFG) et de kevlar (FRKF) (Markforged, 2022). L'Onyx est un Nylon renforcé de fibres courtes de carbone. La technique d'impression des FR est la suivante, le FR est extrudé par la buse chauffante qui fait fondre le plastique imprégnant les fibres. Cette buse comprend également un système de découpe pour couper la fibre à la fin du trajet. La dépose des FR se fait à la suite de la dépose du filament de la matrice. L'interface entre l'utilisateur et la machine est assurée par le logiciel Markforged Eiger R fourni avec l'imprimante Mark Two qui permet de contrôler la stratégie de placement des FR couche par couche et certains paramètres d'impression tels que le nombre de rings de matrice ou le type et le taux de remplissage. Les FR peuvent être déposés de manière concentrique ou isotrope (Figure I.9). La stratégie de dépôt isotrope consiste à remplir la zone sélectionnée avec des FR parallèles le long d'une orientation donnée, tandis que la stratégie concentrique consiste à placer les FR en partant du profil extérieur et en remplissant la région interne au moyen de chemins concentriques (Catapano et al., 2019). Dans le cas d'une dépose isotrope l'orientation est choisie et dans le cas d'une dépose concentrique c'est le nombre de rings de FR qui est choisi par l'utilisateur à chaque couche. Ces paramètres permettent de contrôler les caractéristiques et les performances finales des pièces imprimées. Le logiciel Eiger est capable de lire des fichiers STL pouvant être générés avec n'importe quel logiciel CAO.

L'entreprise Anisoprint™ a également développé une imprimante permettant l'ajout des fibres longues lors de l'impression DFF. Le principe est similaire à celui de l'imprimante Markforged™ explicité précédemment, la différence est que la fibre est plongée dans un bain de fusion (du même filament thermoplastique que la matrice) juste avant la dépose (Figure I.8). Bien que l'imprimante développée par Anisoprint™ soit intéressante car elle permet d'imprimer une plus grande gamme de matériaux et

de combinaison, Pezold et al. ont reporté que les matériaux résultants d'une imprimante Markforged™ avaient une adhérence entre les FR et la matrice supérieures à ceux issus d'une imprimante Anisoprint™ (Pezold et al., 2021).

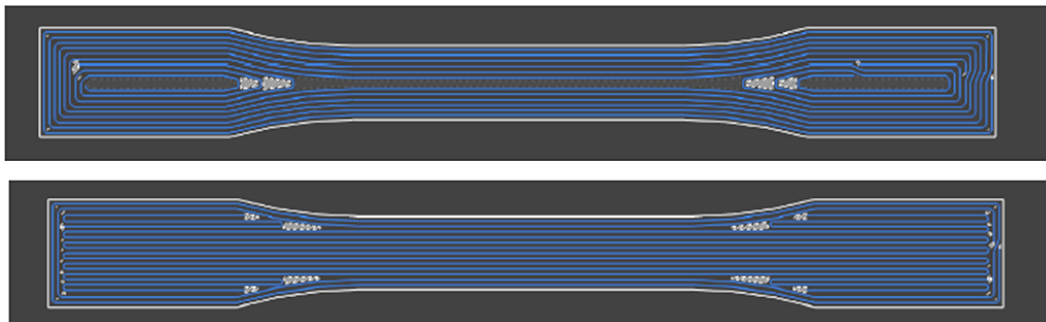


Figure 1.9: Exemple de dépose concentrique (en haut) et isotropique (en bas) (Pyl et al., 2018)

I.1.3. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajouts de fibres longues

I.1.3.1. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu

Plusieurs recherches ont été menées sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés des matériaux issus de l'impression DFF, comme en témoigne le nombre important d'articles disponibles dans la littérature. Par exemple, Sheoran et al. ont recensé 22 articles traitant de ce sujet jusqu'à 2020 (Jaisingh Sheoran & Kumar, 2020). Les performances des pièces fabriquées par impression 3D dépendent de nombreux paramètres liés au processus d'impression. Le choix des paramètres d'impression joue un rôle crucial, car il permet d'éviter les rebuts, de réduire les coûts et le temps de production, ainsi que d'améliorer la qualité de surface et les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression DFF (Patel et al., 2022).

Pour tous les types de matériaux, il existe des paramètres spécifiques liés à l'imprimante 3D qui influencent les performances des pièces. Parmi ces paramètres, le diamètre et la température de la buse, la température de la plaque d'impression, la calibration de l'imprimante 3D, ainsi que des paramètres liés à l'orientation de la pièce sur le plateau et à la direction de l'extrusion (Patel et al., 2022) ont une influence sur les performances de la pièce. De plus, les choix de stratégie d'impression, tels que l'épaisseur de couche, la largeur du filament déposé, l'angle de la trame (« raster angle ») (Figure I.10), le nombre de rings externes (épaisseur du « wall ») (Figure I.5), le type et le taux de remplissage, ainsi que l'interstice d'air (« air gap ») (Figure I.10), ont également une influence sur les performances des pièces (Patel et al., 2022).

En plus des paramètres d'impression, le modèle CAO utilisé, les facteurs environnementaux tels que la température et l'humidité, ainsi que le type de matériaux employé ont également une influence sur les propriétés de la pièce fabriquée (Patel et al., 2022).

Tous les paramètres mentionnés ci-dessus ont un impact significatif sur les propriétés mécaniques des pièces imprimées telles que la résistance en traction, en flexion et en compression, ainsi que sur l'état de surface, le temps d'impression et les dimensions finales de l'objet (Jaisingh Sheoran & Kumar, 2020).

Le PLA est le matériau le plus couramment utilisé, ainsi pour ce matériau, des études spécifiques ont identifié certains paramètres permettant d'améliorer les propriétés mécaniques des pièces résultantes. Par exemple, Giri et al. ont trouvé que l'épaisseur de couche conduisant à une résistance à la traction maximale était de 0,2 mm (Giri et al., 2021). Chadha et al. ont montré que le remplissage triangulaire et en nid d'abeille améliorait la résistance à la traction et à la flexion (Chadha et al., 2019).

et dans le cas d'un remplissage solide, un angle de trame de 45° améliorerait la résistance à la traction et l'élongation (Naveed, 2021). De plus, une vitesse d'impression de 50 mm/s permettrait aux couches de se lier plus rapidement, favorisant ainsi une meilleure cohésion des pièces (Ansari & Kamil, 2021).

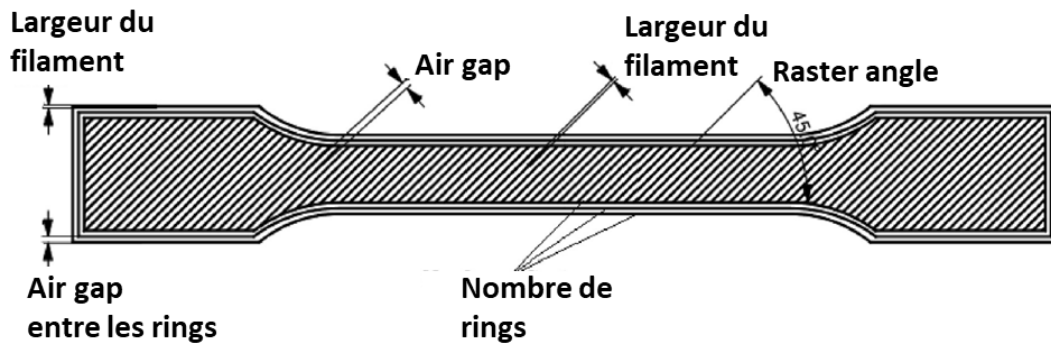


Figure I.10: Définition des paramètres liés à l'impression par dépôt de fil fondu (adapté de Sheoran & Kumar, 2020)

I.1.3.2. Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec ajout de fibres longues

L'impression DFF/CFF est une technique relativement nouvelle qui a été introduite en 2014 (Tian et al., 2022), ainsi cette technique fait toujours l'objet d'investigations et notamment au sujet de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des pièces résultantes. Dans la littérature, la majorité des articles traitant de l'impression DFF/CFF utilise une imprimante Markforged™.

Dans la littérature, de nombreuses études ont étudié l'impact des paramètres d'impression sur la structure des pièces imprimées par une imprimante Markforged™ grâce à une analyse de la microstructure de ces pièces. Les paramètres d'impression, tels que mentionnés précédemment, ainsi que le positionnement des FR, le taux de FR et la technique de dépose des FR, ont un impact significatif sur la structure du matériau. En effet, les articles reportent fréquemment la présence de porosités (également appelées inclusions d'air ou vides) dans les matériaux issus de DFF/CFF (Goh et al., 2018; Kabir et al., 2021; Mathur et al., 2022; Pyl et al., 2018; Saeed et al., 2021) et il a été observé que ces porosités sont principalement situées entre les couches de FR (Chabaud et al., 2019; Kabir et al., 2021) et dans les zones de remplissage (Melenka et al., 2016). De plus, de nombreux articles reportent que la répartition des fibres dans le FR est inhomogène, cela entraîne donc des porosités dans le FR lui-même (Dickson et al., 2017; Kabir et al., 2021; Saeed et al., 2022) (Figure I.11).

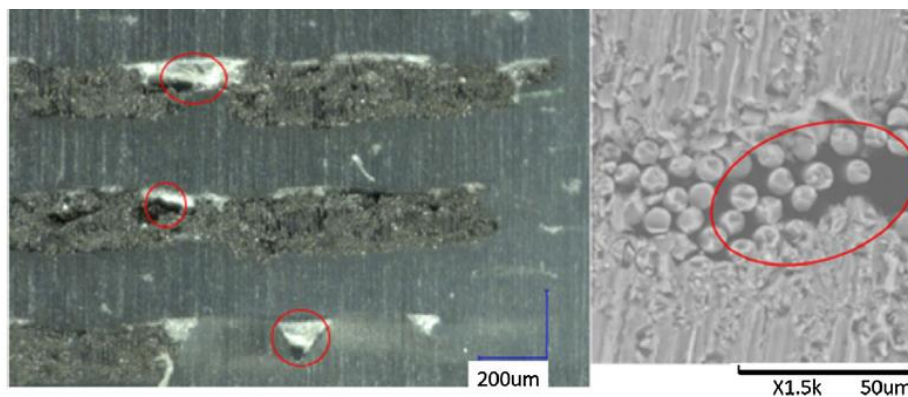


Figure I.11 : Porosités dans les filaments renforcés (à gauche), inhomogénéité des fibres dans les filaments renforcés (à droite) (Dickson et al., 2017)

De plus, lors de la dépose des FR, il a également été reporté que le filament forme des ondulations (« waves ») au lieu d'être parfaitement rectiligne (Figure I.12) ce qui peut également impacter les propriétés mécaniques de la structure résultante (Melenka et al., 2016; Pyl et al., 2018).

Des problèmes de cohésion entre les FR et la matrice ou entre les FR eux-mêmes ont également été observés (Mathur et al., 2022). La littérature a montré que les FRCF présentent une meilleure cohésion par rapport aux FRFG ou FRKF (Mei et al., 2019).

Finalement, lors de la dépose des FR, il faut respecter des contraintes technologiques d'impression. Par exemple, lorsque l'angle de courbure du filament devient trop important, il y a un risque qu'il se rompe (Goh et al., 2018) ou si la largeur de l'éprouvette est trop faible, la dépose des FR peut ne pas être possible (Catapano et al., 2019).

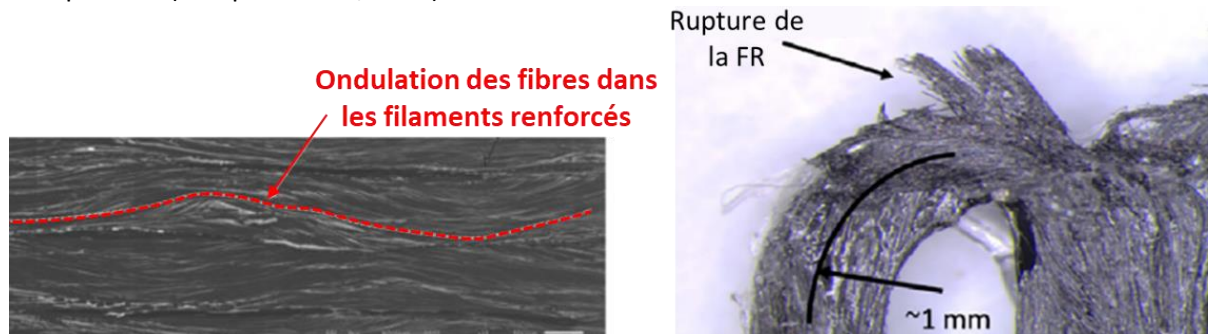


Figure I.12: Ondulation des filaments renforcés lors de la dépose (à gauche) (adapté de Ichihara et al., 2023) et rupture du filament renforcé à cause de l'angle (à droite) (adapté de Goh et al., 2018)

Les propriétés mécaniques des matériaux issus de l'impression Markforged™, en particulier la résistance à la traction, ont été largement étudiées dans la littérature. Cependant, il existe moins d'études sur les propriétés mécaniques en flexion et, à notre connaissance, l'ensemble des articles portant sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion ont été reportés dans le Tableau I-1.

On observe que la majorité des études ont porté sur des pièces imprimées en Nylon et FRCF. L'influence de la matrice et des FR a été étudiée et la littérature a montré que le type de FR est le paramètre qui a le plus d'influence sur le module en flexion (Ansari & Kamil, 2021). En effet, les articles ont montré que les propriétés mécaniques en flexion étaient meilleures avec les FRCF comparées aux FRFG et FRKF, et de même elles sont meilleures avec les FRFG comparées aux FRKF (Ansari & Kamil, 2022; Dickson et al., 2017). Dantas et al. montrent que la combinaison matrice en Onyx et renfort en FRCF était plus intéressante d'un point de vue mécanique et se questionnent néanmoins si l'amélioration mécanique compense le coût supplémentaire, ainsi, la configuration la plus convenable en termes de compromis coût-raideur semble être une matrice en Nylon et un renfort en FRFG (Dantas et al., 2020).

Le pourcentage de FR présent dans les pièces étudiées dans la littérature est relativement élevé pour toutes les études (> 15%) excepté pour quatre articles (Dantas et al., 2020; Dickson et al., 2017; Korkees et al., 2020; Saeed et al., 2022). Le taux de FR a exclusivement été étudié en faisant varier le nombre de couches de FR et non le nombre de rings de FR dans chaque couche. La littérature a montré qu'augmenter le nombre de couches de FR améliorait les propriétés mécaniques en flexion jusqu'à un certain seuil (Dantas et al., 2020). Au-dessus de ce seuil, cela augmente de manière trop importante les porosités (Dickson et al., 2017), ce qui altère les propriétés en flexion.

La stratégie de dépose des FR (isotropique ou concentrique) a également été étudiée et dans le cas d'une dépose isotropique, l'orientation des FR a été étudiée. La majorité des articles ont analysé le cas de dépose isotropique des FR excepté pour Araya-Calvo et al. et Dickson et al. L'étude de Dickson et al. montre qu'une dépose des FR concentrique améliore la résistance à la flexion mais diminue la résistance à la traction par rapport à une dépose isotropique (Dickson et al., 2017).

Le plan d'impression est également un paramètre influençant les propriétés mécaniques des éprouvettes. Il est plus intéressant pour les propriétés mécaniques en flexion, lors d'un essai de flexion 3 points, d'imprimer l'objet avec les couches perpendiculaires à la direction de la force lors d'une dépose des FR concentrique (Araya-Calvo et al., 2018).

En ce qui concerne la localisation des FR, en accord avec la mécanique des solides déformables, les couches de FR doivent être réparties uniformément autour de la ligne neutre, et à une distance la plus éloignée possible pour améliorer les propriétés mécaniques en flexion (Korkees et al., 2020).

Finalement, le type et le taux de remplissage ont peu d'influence sur les propriétés mécaniques en flexion (Ansari & Kamil, 2022).

Référence	Matériaux		% FR	Paramètres variant				Valeurs d'étude
	Matrice	FR		Nombre de couches de FR	Orientation des FR	Stratégie de dépose des FR	Type de FR	Autres
(Korkees et al., 2020)	Nylon	CF	4 - 65	X	X			Localisation des FR dans le plan d'extrusion Module Contrainte maximale
(Saeed et al., 2022)	Nylon	CF	15 - 35	X				Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation
(Araya-Calvo et al., 2018)	Nylon	CF	17 - 49	X		X		Plan d'impression Module Courbe contrainte-déformation
(Blok et al., 2018)	Nylon	CF	27					Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation
(Zhuo et al., 2017)	Nylon	CF	50 - 60	X				Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation
(Dickson et al., 2017)	Nylon	CF/ FG/ KF	10			X	X	Module Contrainte maximale Ténacité
(Goh et al., 2018)	Nylon	CF/ FG	35 - 41				X	Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation
(Dantas et al., 2020)	Nylon/ Onyx	CF/ HSHT/ KF	10 - 30	X	X		X	Type de matrice Module Contrainte maximale
(Ansari & Kamil, 2022)	Onyx	CF/ FG/ KF	25 - 36		X			Type et taux de remplissage Contrainte maximale
(Ghebretinsae et al., 2019)	Onyx	CF	42					Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation
(Chen et al., 2021)	Onyx	CF	44					Module Contrainte maximale Courbe contrainte-déformation

CF : Carbon Fiber, FG : Fiberglass, FR : Filament Renforcé, KF : Kevlar Fiber

Tableau I-1: Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion

I.1.4. Tenue au fluage et en fatigue des matériaux issus de l'impression DFF et influence de l'ajout de filaments renforcés

Le fluage est une déformation continue du matériau soumis à une force constante pendant une période prolongée (Mohammadizadeh et al., 2018). La réponse en fluage peut être décrite par trois mécanismes : le fluage primaire où la vitesse de déformation diminue, le fluage secondaire où la vitesse de déformation reste constante et le fluage tertiaire où la vitesse de déformation augmente et qui est associé à l'apparition d'un endommagement (Figure I.13) (François, 2008).

La déformation lors du test de fluage est une combinaison de la déformation initiale instantanée due à la déformation élastique linéaire en réponse à la contrainte appliquée et de la déformation permanente viscoélastique non linéaire augmentant avec le temps de chargement (Mohammadizadeh et al., 2018). À température ambiante, la déformation de fluage est souvent négligée lorsque les contraintes appliquées sont nettement inférieures à la limite d'élasticité du matériau, mais il est considéré comme un problème limitant la durée de vie sous des chargements et des températures plus élevées (Al Rashid & Koç, 2021).

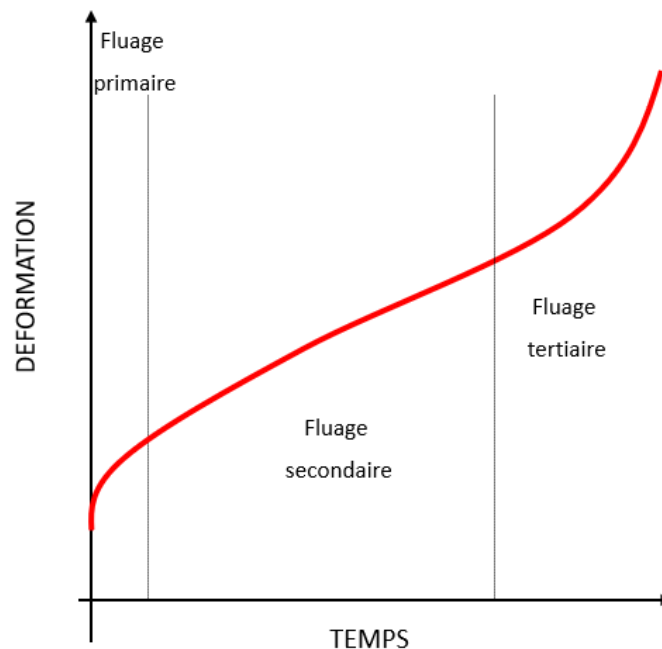


Figure I.13: Définition des différents types de fluage (François, 2008)

La tenue en fatigue d'un matériau est sa capacité à résister aux sollicitations cycliques répétées, ce qui est particulièrement important dans de nombreuses applications où les pièces sont soumises à des charges variables. La connaissance de la tenue en fatigue des matériaux imprimés en 3D par DFF est essentielle pour garantir la fiabilité et la durabilité des pièces fabriquées.

Lorsqu'un matériau subit un chargement cyclique, il peut également subir une certaine déformation au cours du temps en raison du fluage, ce qui peut affecter sa résistance à la fatigue.

I.1.4.1. Tenue au fluage des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu et influence de l'ajout de fibres longues

L'augmentation de la température et/ou de la vitesse de déformation réduit la résistance au fluage en traction et accélère le processus de rupture par fluage des polymères (Mohammadizadeh et al., 2018).

L'ajout des FR entraîne une baisse significative des déformations maximales et résiduelles suite au fluage en traction et améliore donc considérablement la réponse viscoélastique du matériau (Al Rashid & Koç, 2021). Par exemple, dans le cas d'une éprouvette testée en fluage en traction, la déformation due au fluage de l'éprouvette en Nylon seul est de 2,5% à 100°C et celle du Nylon renforcé avec des FRCF, FRFG et FRKF est de respectivement 0,095%, 0,12% et 0,105% dans les mêmes conditions (Mohammadizadeh et al., 2018).

L'ajout de FR réduit à la fois la déformation de fluage et la vitesse de fluage en traction, cependant, un manque de cohésion entre les FR ou entre les FR et la matrice en polymère peut accélérer le processus de fluage (Mohammadizadeh et al., 2018). Le mécanisme d'endommagement par fluage prédominant est la fissuration dans une direction perpendiculaire à celle des contraintes, et qui commence généralement au niveau de l'interface FR/matrice (Eftekhar & Fatemi, 2015).

Finalement, à notre connaissance, aucun article n'a étudié l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en flexion des matériaux.

1.1.4.2. Tenue en fatigue des matériaux issus de l'impression par dépôt de fil fondu et influence de l'ajout de fibres longues

Dans le contexte de l'impression DFF, la tenue en fatigue des matériaux est importante à investiguer car elle est essentielle pour garantir la fiabilité et la durabilité des pièces fabriquées et elle est d'autant plus critique que pour des pièces issues de procédés tels que l'injection car les pièces fabriquées peuvent présenter des défauts internes, tels que des porosités (Shanmugam et al., 2021). L'étude de la fatigue des matériaux imprimés en 3D présente un défi en raison de la grande variabilité des paramètres de fabrication qui peuvent influencer la réponse du matériau. De plus, dans le cas de la FA, il n'est pas possible de caractériser la tenue au fluage et en fatigue du matériau massif à cause de la structuration imposée à la matière pendant le procédé de fabrication (pièce imprimée), ainsi lors des tests, le comportement du matériau « architecturé » est caractérisé.

Dans le cas du procédé DFF, la tenue en fatigue du matériau est affectée par des paramètres tels que l'orientation du dépôt du fil (Afrose et al., 2016), la densité de remplissage, la hauteur de couche, le diamètre de la buse ou la largeur du cordon de matière déposée (Gomez-Gras et al., 2018; Jerez-Mesa et al., 2017). De plus, les propriétés en fatigue du Nylon sont très dépendantes de la température (Mohammadizadeh et al., 2019) et de l'humidité (Chabaud et al., 2019; Pertuz et al., 2020).

Les trois principaux mécanismes de rupture des matières thermoplastiques imprimées par DFF sont : la fissuration rectiligne du filament, la désolidarisation de filament adjacent et la désolidarisation de couches adjacentes (Ezeh & Susmel, 2019).

Comme expliqué lors de la Section I.1.1, les polymères thermoplastiques les plus utilisés dans le cadre du procédé DFF sont, entre autres, le PLA, le PLA Tough et l'ABS. Malgré sa facilité d'utilisation, le PLA présente des limitations en termes de propriétés mécaniques et de durabilité par rapport à l'ABS. En effet, les pièces imprimées en PLA sont d'une nature fragile et ne sont pas adaptées aux applications soumises à l'usure (Thapa & Vihtonen, 2020) (Figure I.14). Ainsi le PLA Tough a été conçu pour avoir une résistance à l'impact équivalente à l'ABS, il est optimisé pour imprimer de grandes pièces avec des géométries complexes, tout en conservant la facilité d'utilisation du PLA (Ultimaker, 2022).

La résistance à la traction du PLA Tough est inférieure à celle du PLA, cependant il présente une plus grande déformation avant rupture (Figure I.14). De plus, il présente une plage de déformation plastique plus étendue que l'ABS, ce qui permet de surmonter la nature fragile du PLA (Thapa & Vihtonen, 2020) (Figure I.14).

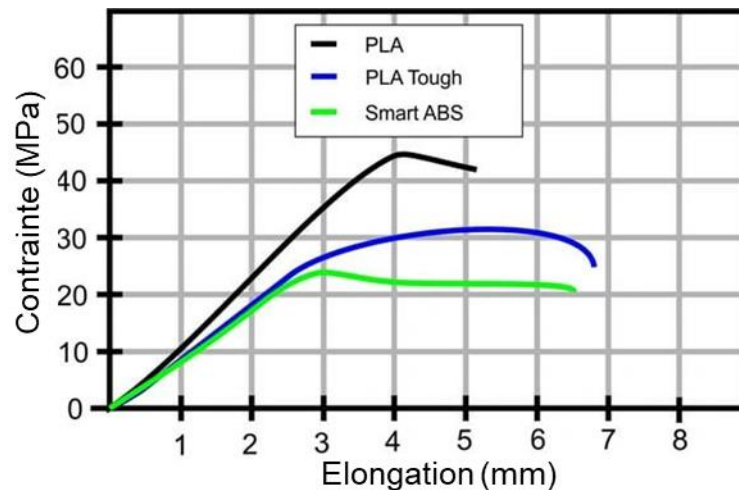


Figure I.14: Comparaison courbes élongation-contrainte du PLA, PLA Tough et ABS (adapté de Spectrum Filament, 2022)

Le fait d'ajouter des renforts même avec un faible taux de fraction volumique de FR augmente la durée de vie en fatigue du matériau. Par exemple, l'ajout de 4% de FRCF dans une structure en PLA, revient à augmenter sa résistance à la traction de 400% et sa durée de vie en fatigue de 42800% lors d'un chargement égal à 0,8 fois la valeur du chargement menant à la rupture en traction de l'éprouvette et d'un déchargement de 0,2 fois cette valeur, avec une vitesse de 25,4 mm/min (Brooks et al., 2017).

Dans le cas du procédé d'impression DFF/CFF, la tenue en fatigue des matériaux est dépendante des paramètres d'impression tels que l'orientation de l'impression (Panerai et al., 2023), les matériaux utilisés et le taux de FR (Imeri et al., 2018).

De plus, le Nylon renforcé a une meilleure tenue à la fatigue en traction quand les FR sont dans la direction du chargement (Mohammadizadeh et al., 2019; Pertuz et al., 2020). Les FR qui offrent la meilleure tenue en fatigue sont les FRCF, puis les FRFG et enfin les FRKF (Pertuz et al., 2020) (Figure I.15). Pour un même taux de FR, l'éprouvette avec 2 rings et 4 couches de FR a une meilleure tenue en fatigue que l'éprouvette avec 4 rings et 2 couches de FR (Pertuz et al., 2020), ainsi, la position du renfort dans la structure de l'éprouvette a une influence non négligeable.

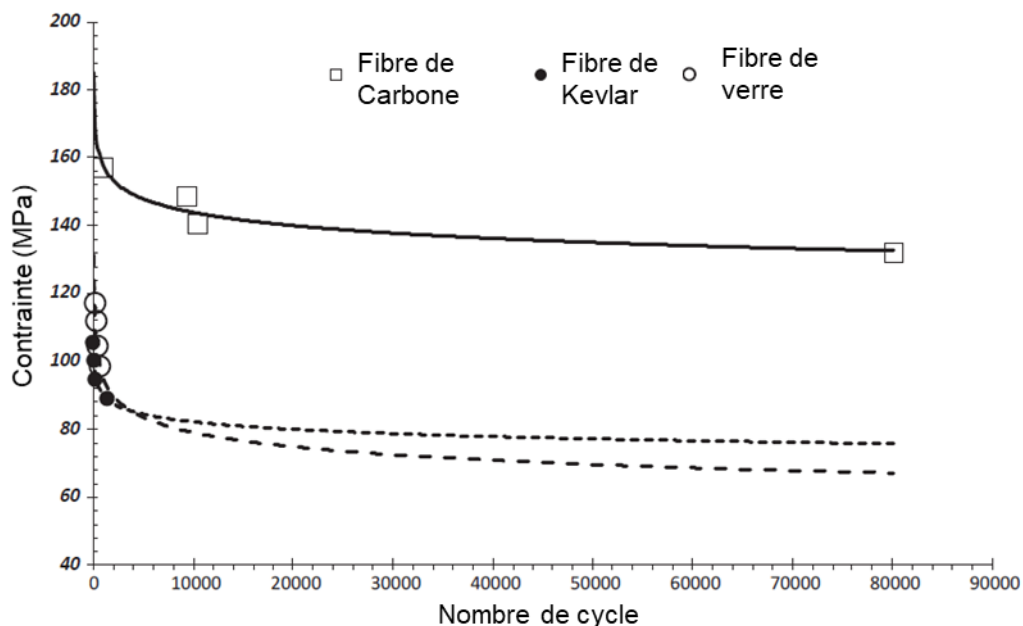


Figure I.15: Comparaison du comportement en fatigue éprouvette avec matrice en Nylon avec un remplissage de 20% triangulaire avec une dépose de filaments renforcés isotropique à 0° (adapté de Pertuz et al., 2020)

I.1.5. Synthèse

Il existe diverses techniques de FA, et le procédé le plus couramment utilisé est le procédé d'impression DFF. De nombreux paramètres, tels que le modèle de CAO, la température, l'humidité ou le type de matériau, influencent les performances des pièces imprimées. Le fait d'ajouter des FR améliore la tenue mécanique des matériaux mais modifie également la structure interne du matériau et peut entraîner des défauts tels que des porosités ou des défauts d'alignement des FR.

De plus, les propriétés mécaniques sont également fortement influencées par les paramètres d'impression de la matrice et des FR. Leur influence sur les propriétés en traction a été largement étudiée dans la littérature, mais il existe encore des lacunes concernant les propriétés en flexion. L'état de l'art réalisé sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion (Tableau I-1) a montré que la majorité des articles ont porté sur des pièces imprimées en Nylon et FRCF, que peu d'articles ont traité une fraction volumique de FR inférieure ou égale à 15% et que l'influence du placement des FR n'a jamais été étudiée.

Dans le cadre de l'application visée, les propriétés de tenue à la flexion et à la fatigue sont particulièrement importantes. Il existe peu d'articles dans la littérature qui investiguent des propriétés de fluage et de fatigue des composites issus de DFF. Les articles existants montrent que les propriétés de fluage des polymères sont très dépendantes de la température et que l'ajout de renforts en fibres longues améliorerait la tenue au fluage en traction. Cependant, un manque de cohésion entre les FR ou entre les FR et la matrice peut accélérer le processus de fluage. Finalement, à notre connaissance, le fluage en flexion des matériaux issus de DFF et DFF/CFF n'a jamais été étudié.

La tenue à la fatigue des polymères dépend de paramètres tels que le matériau, la température ou le taux d'humidité. Le PLA semble être moins résistant à la fatigue que l'ABS ou le PLA Tough. Dans certaines configurations, l'ajout de FR lors de l'impression DFF améliore la résistance à la fatigue des matériaux. De plus, les paramètres d'impression de la matrice et des FR ont également une influence importante sur la tenue en fatigue.

La tenue en fatigue des matériaux est d'autant plus critique dans le cas des procédés DFF et DFF/CFF car les pièces fabriquées peuvent présenter des défauts internes, tels que des porosités. De plus, les articles qui investiguent la tenue en fatigue de ce type de matériau sont peu nombreux et très récents, ce qui indique que cet aspect nécessite des investigations plus approfondies.

Chapitre.I.2. TRAVAIL PERSONNEL : CARACTERISATION MECANIQUE EN FLEXION DES MATERIAUX ISSUS DE L'IMPRESSION PAR DEPOT DE FIL FONDU AVEC ET SANS AJOUT DE RENFORTS EN FIBRES LONGUES

I.2.1. Introduction

La norme ASTM F2792 (ASTM International, 2012) définit la FA comme un processus d'assemblage de matériaux, généralement couche par couche, pour produire des objets personnalisés à partir de modèles 3D. L'impression DFF est un processus de prototypage rapide (Melenka et al., 2016) utilisé pour fabriquer des pièces complexes (Prajapati et al., 2021b), c'est une fabrication qui ne nécessite pas d'outillage spécifique et qui élimine ainsi les coûts et les délais de fabrication (Dantas et al., 2020). Cependant, les pièces imprimées en DFF ont généralement des propriétés élastiques inférieures à celles des composants moulés par injection du même thermoplastique (Melenka et al., 2016). L'impression DFF trouve de nombreuses applications, par exemple, dans le domaine médical (Mathur et al., 2022), aérospatial ou automobile (Prajapati et al., 2021b).

La technique d'impression 3D de composites polymères renforcés par des fibres longues (CFF) est relativement récente (2014) (Tian et al., 2022). La littérature nous a montré que l'impression DFF/CFF améliorait les propriétés mécaniques des pièces mais entraînait également des défauts dans la microstructure des pièces résultantes qui peuvent affecter les propriétés mécaniques en flexion et en traction. Ces défauts peuvent être minimisés en modifiant les paramètres d'impression. Comme la technique d'impression DFF/CFF est relativement récente, la caractérisation mécanique des matériaux issus de cette méthode est un sujet qui nécessite des investigations plus poussées. La littérature nous a montré que l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en traction a été largement étudiée. Les articles traitant de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion ont été répertoriés dans le Tableau I-1.

On remarque que la majorité des articles ont étudié des composites imprimés en Nylon renforcé avec des FRCF, ainsi l'Onyx a peu été étudié. La littérature nous a montré que seules les influences du taux de FR (Dantas et al., 2020), de l'orientation des FR, du type et du taux de remplissage (Ansari & Kamil, 2022) ont été étudiées dans le cas d'une matrice en Onyx.

De plus, la majorité des articles ont étudié des composites avec une fraction volumique de FR supérieure à 15%. Aucun des articles ayant traité une fraction volumique de FR inférieure ou égale à 15% (Dantas et al., 2020; Dickson et al., 2017; Korkees et al., 2020; Saeed et al., 2022) n'ont comparé les propriétés en flexion obtenues avec un modèle analytique ou numérique pour observer si l'ajout d'une faible fraction volumique de FR entraînait des erreurs. Certaines applications, telles que les pieds prothétiques, nécessitent une faible fraction volumique de FR afin de ne pas trop rigidifier la structure et augmenter le coût (Warder et al., 2018), ainsi il serait intéressant d'étudier l'influence de ce paramètre.

Finalement, à notre connaissance aucun article n'a étudié l'influence du positionnement des FR (plus spécifiquement du nombre de rings externes de matrice et du nombre de rings de FR) dans le cas d'une dépose concentrique.

L'étude de l'influence des paramètres d'impression et de l'ajout de renforts en fibres longues sur la tenue au fluage et à la fatigue des composites issus de DFF est également un facteur clé, qui a peu été étudié dans la littérature et notamment lors de chargement de flexion.

Notre travail se place dans le cadre d'une démarche de conception. Le premier objectif de ce chapitre est de définir les paramètres d'impression permettant d'améliorer le comportement mécanique en flexion des pièces résultantes et d'appliquer ces paramètres à l'impression d'un prototype de pied prothétique. Ainsi, l'influence des paramètres d'impression, et plus particulièrement du taux de FR, du

placement des FR, du type et du taux de remplissage sur les propriétés mécaniques en flexion des matériaux issus de DFF/CFF avec une fraction volumique de FR inférieure ou égale à 15% sera étudiée. La répétabilité de cette technique sera également investiguée.

Afin de limiter les impressions et d'ainsi améliorer la durée de développement, le coût et la consommation de matière, le second objectif de cette étude est de prédire le comportement mécanique des matériaux issus de DFF/CFF à l'aide de la simulation éléments finis (EF). Dans son étude, Ghebretinsae et al. ont comparé les résultats expérimentaux des tests de traction et de flexion 3 points de composites issus de DFF/CFF avec ceux issus d'un modèle EF (Ghebretinsae et al., 2019). Selon cette étude, le modèle EF a prédit des valeurs précises de contrainte, sauf à des niveaux critiques de déformation en raison de la délamination survenue lors du test expérimental et non prévue par le modèle EF. De plus, dans ce modèle EF, la géométrie a été idéalisée sans porosités et avec des couches parfaitement agencées. Ainsi, la prise en compte des défauts d'impression dans le modèle EF sera un enjeu important.

Finalement, le dernier objectif de ce chapitre est également d'améliorer la tenue dans le temps du prototype de pied prothétique. Ainsi, afin de mieux comprendre les mécanismes de rupture, la tenue au fluage en traction et en flexion des matériaux issus de DFF et l'influence de l'ajout de renforts en fibres longues seront également investiguées.

I.2.2. Matériels et méthodes

I.2.2.1. Matériaux et imprimante utilisés

Les éprouvettes imprimées par DFF/CFF ont été réalisées avec une imprimante Markforged™. Les paramètres d'impression liés à l'imprimante sont définis dans l'étude de Catapano et al. (Catapano et al., 2019). La matrice utilisée était de l'Onyx (Markforged Inc.). L'Onyx a été utilisé plutôt que le Nylon, bien que l'Onyx ait un coût plus élevé que le Nylon, car le Nylon est très sensible à l'humidité (Nikiema et al., 2023; Pascual-González et al., 2020). De plus, les matériaux imprimés en Onyx ont une meilleure tenue à la flexion que ceux imprimés en Nylon (Tableau I-2).

	Onyx	Nylon
Prix HT / 800 cm^3 (€) (Makershop3D, 2023)	215	200
Résistance à la flexion (MPa) (Markforged, 2022)	71	50
Module de flexion (GPa) (Markforged, 2022)	3,0	1,4

HT : Hors Taxe

Tableau I-2: Prix et propriétés en flexion des thermoplastiques proposés par Markforged™

Dans notre étude, le FR utilisé était un filament fabriqué à partir de FG. Le choix du FRFG a été fait car c'est le matériau le moins coûteux, qu'il présente des propriétés en flexion assez proches du FRKF (Tableau I-3), qu'il présente une meilleure cohésion avec la matrice par rapport au FRKF (Mei et al., 2019) et qu'il conduit à un bon alignement lors de la dépose (Ansari & Kamil, 2022). Dans le cas de la conception d'un pied prothétique, le FRCF ou le HSHT FRFG risquerait de trop rigidifier la structure.

	FRCF	FRKF	FRFG	HSHT FRFG
Prix HT / 150 cm^3 (€)(Makershop3D, 2023)	500	330	260	330
Résistance à la flexion (MPa) (Markforged, 2022)	540	240	200	420
Module de flexion (GPa) (Markforged, 2022)	51	26	22	21

HT : Hors Taxe

Tableau I-3: Prix et propriétés en flexion des filaments renforcés proposés par Markforged™

1.2.2.2. Caractérisation des éprouvettes et plans d'expérience

Test de flexion 3 points

L'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion a été étudiée à partir d'un test de flexion 3 points. Dans le cas du test quasi-statique de flexion 3 points, les éprouvettes ont été réalisées en accord avec la norme EN ISO 14125:1998. Les dimensions de l'éprouvette étaient de 15 x 120 x 6 mm selon les axes $\vec{x}$, $\vec{y}$ et $\vec{z}$ respectivement (Figure I.16). Le plan d'impression de l'éprouvette était le plan $(\vec{x}, \vec{y})$. Les couches ont été imprimées selon l'axe $\vec{z}$. La fraction volumique de FR est contrôlée grâce aux paramètres b_{FR} et h_{FR} et le placement des FR est contrôlé grâce aux paramètres b_{wall} et h_{wall} (Figure I.16).

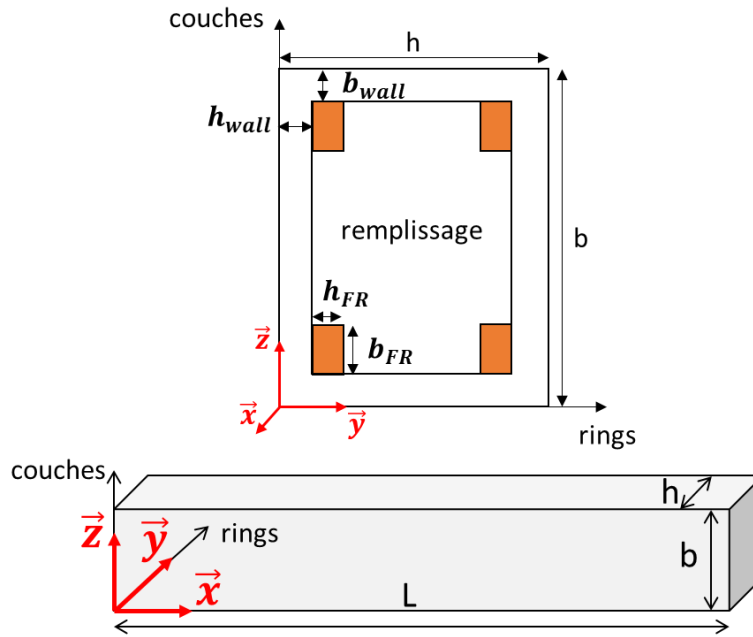


Figure I.16: Géométrie de l'éprouvette du test de flexion 3 points

Ces paramètres sont définis à partir de paramètres choisis lors de la préparation de l'impression : $N_{ring,wall}$, $N_{ring,FR}$, $N_{couche,wall}$ et $N_{couche,FR}$ et à partir de paramètres fixés par le choix des matériaux et par l'imprimante : w_{plast} , w_{FR} , h_{plast} et h_{FR} . Les paramètres $N_{ring,wall}$, $N_{ring,FR}$, $N_{couche,wall}$ et $N_{couche,FR}$ sont respectivement le nombre de rings externes d'Onyx, de rings de FRFG, de couches initiales et finales d'Onyx et de couches de FRFG. Les paramètres w_{plast} , w_{FR} , h_{plast} et h_{FR} sont respectivement la largeur du filament d'Onyx et de FRFG et la hauteur du filament d'Onyx et de FRFG. Les paramètres b_{FR} , h_{FR} , b_{wall} et h_{wall} sont définis comme tels

$$h_{wall} = N_{ring,wall} * w_{plast} \quad (Eq. I-1)$$

$$h_{FR} = N_{ring,FR} * w_{FR} \quad (Eq. I-2)$$

$$b_{wall} = N_{couche,wall} * h_{plast} \quad (Eq. I-3)$$

$$b_{FR} = N_{couche,FR} * h_{FR} \quad (Eq. I-4)$$

Étude 1 : Influence de la fraction volumique et du placement des FR

Une première étude a été réalisée afin d'étudier l'influence de la fraction volumique et de la position des FR dans l'éprouvette lors d'un essai quasi-statique de flexion 3 points. Dans cette étude, toutes les couches contenant les FRFG sont caractérisées par la présence d'un unique FR déposé de manière concentrique, ainsi $N_{ring,FR} = 1$. De plus, chaque éprouvette a été imprimée séparément et toutes les éprouvettes ont été imprimées avec la même bobine d'Onyx et de FRFG. Au minimum 3 éprouvettes par configuration ont été imprimées. Les éprouvettes ont été imprimées avec un remplissage solide orienté à 0/90° (S0/90). Le plan d'expérience est reporté dans le Tableau I-4.

La condition ($b_{FR} -$) correspond à $N_{couche,FR} = 3$ et ($b_{FR} +$) à $N_{couche,FR} = 37$. Ainsi, la fraction volumique de FR varie de 1 à 15%.

La condition ($b_{wall} -$) correspond à $N_{couche,wall} = 5$ et ($b_{wall} +$) à $N_{couche,wall} = 35$.

La condition ($h_{wall} -$) correspond à $N_{ring,wall} = 1$ et ($h_{wall} +$) à $N_{ring,wall} = 3$. Dans le cas du Test9, $N_{ring,wall} = 3$.

Nomenclature du Test	b_{FR}	b_{wall}	h_{wall}
Test1 S0/90	-	-	-
Test2 S0/90	+	-	-
Test3 S0/90	-	+	-
Test4 S0/90	+	+	-
Test5 S0/90	-	-	+
Test6 S0/90	+	-	+
Test7 S0/90	-	+	+
Test8 S0/90	+	+	+
Test9 S0/90	Onyx		

Tableau I-4: Plan d'expérience des essais de caractérisation de l'influence de la fraction volumique et du placement des filaments renforcés sur les propriétés mécaniques en flexion lors d'un essai quasi-statique de flexion 3 points

Étude 2 : Influence du type et du taux de remplissage

Dans une deuxième étude, l'influence de l'orientation du remplissage et du taux de remplissage a été étudiée. Les conditions d'impression du Test1, Test5 et Test9 ont été utilisées en faisant uniquement varier le remplissage. Les remplissages investigués sont un remplissage S0/90, un remplissage solide orienté à $\pm 45^\circ$ (S ± 45) et un remplissage rectangulaire à 30% (R30).

Étude 3 : Influence du nombre de rings de FR

Ensuite, l'influence du nombre de rings de FR a été investiguée. Un lot d'éprouvettes a été imprimé dans les mêmes conditions que le Test2 S0/90 avec 2 rings et 17 couches de FR ($N_{ring,FR} = 2$, $N_{couche,FR} = 17$), on nomme cette configuration : Test10 S0/90. Ainsi, la fraction volumique et le placement des FR du Test 10 S0/90 est similaire au Test2 S0/90 et au Test6 S0/90. Ces configurations pourront donc être comparées.

Étude 4 : Caractérisation des bobines d'Onyx

Finalement, les propriétés mécaniques de deux bobines différentes d'Onyx seront investiguées en imprimant deux lots d'éprouvettes dans la configuration du Test9 S0/90 en utilisant deux bobines d'Onyx différentes.

Tests quasi-statiques et de fluage en traction et en flexion 4 points

L'influence de l'ajout de FR sur la tenue dans le temps des matériaux issus de DFF a également été investiguée. Ainsi, une dernière étude a été réalisée afin de mieux comprendre les mécanismes d'endommagement d'une structure en Onyx renforcée avec des FRFG. La géométrie de l'éprouvette a été choisie à partir des travaux de Bois et al. (Bois et al., 2022), l'épaisseur de cette éprouvette est de $h = 6 \text{ mm}$ (Figure I.17). Le plan d'impression de l'éprouvette était le plan $(\vec{x}, \vec{y})$. Les couches ont été imprimées selon l'axe $\vec{z}$ et les rings selon l'axe $\vec{y}$.

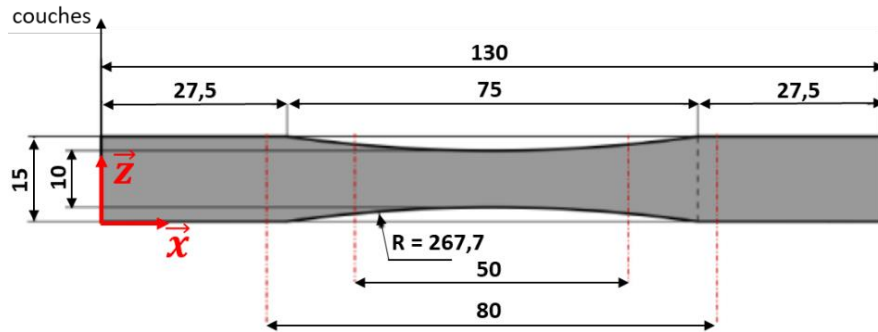


Figure I.17: Géométrie de l'éprouvette du test quasi-statique et de fluage dans le cas de tests de traction et de flexion 4 points (adapté de Bois et al., 2022)

Le plan d'expérience est présenté dans le Tableau I-5. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcée de FRFG, le FR a été déposé de manière concentrique. Dans ce cas, $N_{couche,wall}$ a été choisi de telle sorte à ce que dans la section la plus étroite $N_{couche,wall} = 5$ (Figure I.18). De plus, chaque éprouvette a été imprimée séparément et toutes les éprouvettes ont été imprimées avec la même bobine d'Onyx et de FRFG. Dans le cas des essais quasi-statiques en traction et en flexion 4 points, respectivement 1 et 3 éprouvettes par configuration ont été imprimées et dans le cas des essais de fluage en traction et en flexion 4 points, 1 éprouvette par configuration a été imprimé.

	$N_{couche,FR}$	$N_{ring,FR}$	V_f (%)	$N_{couche,wall}$	$N_{ring,wall}$	Remplissage
Test1F	Onyx				3	S±45
Test2F	35	1	21	31	3	S±45

Tableau I-5: Plan d'expérience des essais de caractérisation des mécanismes d'endommagement



Figure I.18: Placement des FR dans la configuration du Test2F. En jaune les FR et en violet le support d'impression.

I.2.2.3. Test de flexion 3 points

Le test de flexion 3 points a été effectué pour étudier l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion des matériaux issus de DFF/CFF. Ce test a été réalisé en accord avec la norme EN ISO 14125:1998. La longueur entre les appuis ($L_{support}$) était de 96 mm. Le test de flexion 3 points a été réalisé avec une machine de test universelle ZwickRoell 2010 avec un déplacement imposé à 2 mm/min. La force a été appliquée perpendiculairement au plan $(\vec{z}, \vec{x})$ de l'éprouvette (Figure I.19). On fait l'hypothèse lors du test quasi-statique que la section des éprouvettes est constante durant tout le test. Ainsi, pour chaque configuration de test et pour chaque éprouvette, la contrainte et la

déformation en flexion (respectivement noté $\sigma_{f,3pts}$ et $\varepsilon_{f,3pts}$) ont été calculées à partir de la force de la traverse (F), de son déplacement (δ), de la largeur (b) et de la hauteur (h) de l'éprouvette (Figure I.16).

$$\sigma_{f,3pts} = \frac{3 * F * L_{support}}{2 * b * h^2} \quad (Eq. I-5)$$

$$\varepsilon_{f,3pts} = \frac{6 * \delta * h}{L_{support}^2} \quad (Eq. I-6)$$

Le module de flexion expérimental ($E_{f,exp,3pts}$) a été calculé comme la pente à l'origine de la courbe de la contrainte en fonction de la déformation en flexion. Les moyennes, les écarts-types et les coefficients de variation ont ensuite été calculés pour chaque configuration de test.

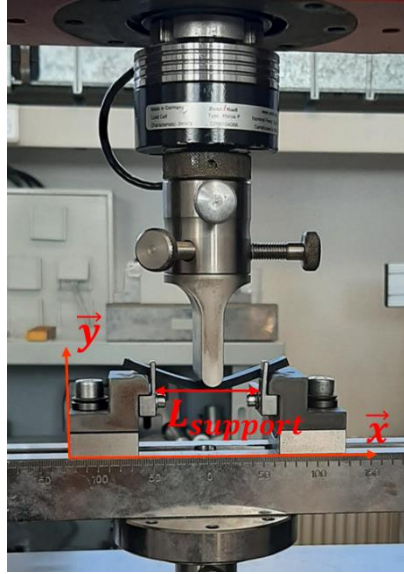


Figure I.19: Essai de flexion 3 points

I.2.2.4. Test de traction : test quasi-statique et de fluage

Les tests de traction ont été effectués dans le cadre d'une étude préliminaire visant à étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en traction des matériaux. Un premier test de traction quasi-statique a été réalisé afin de dimensionner les tests de fluage en traction.

Le test de traction a été réalisé avec une machine de test universelle Syntax (Figure I.20). Un extensomètre avec une longueur à vide : $L_0 = 10 \text{ mm}$, a été placé sur la section la plus étroite de l'éprouvette pour mesurer sa déformation.

Lors de l'essai quasi-statique, le déplacement était imposé à 0,5 mm/min. Les éprouvettes ont subi différents paliers de chargement et de déchargement qui ont été enregistrés au cours de l'essai. On fait l'hypothèse lors du test quasi-statique, que la section des éprouvettes est constante durant tout le test. Ainsi, les contraintes en traction (σ_t) sont calculés à partir de la force de la traverse (F), de la largeur (b) et de l'épaisseur de l'éprouvette (h) (Figure I.17) et les déformations de l'éprouvette en traction (ε_t) est calculée à partir de l'élongation de l'éprouvette (ΔL) mesurée par l'extensomètre et de L_0 :

$$\sigma_t = \frac{F}{b * h} \quad (Eq. I-7)$$

$$\varepsilon_t = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (Eq. I-8)$$

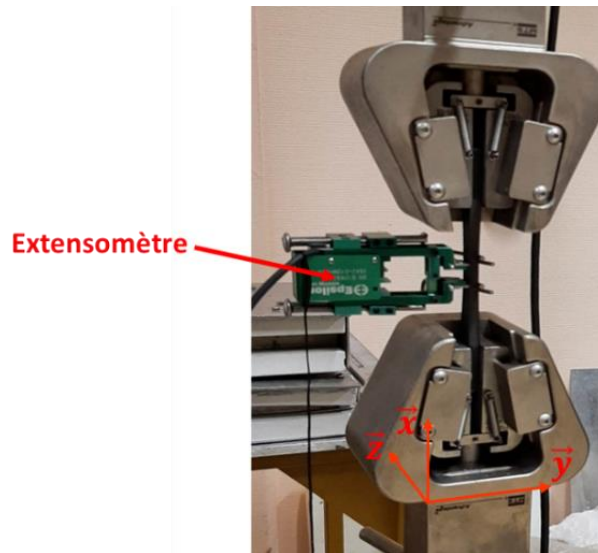


Figure I.20: Test de traction

L'essai de fluage en traction a été effectué dans les mêmes conditions que le test quasi-statique. Lors de l'essai de fluage, la charge était maintenue pendant 2 heures et le palier de décharge durait 1 heure. La vitesse mise en charge et de décharge était de 25 mm/min. Dans le cas du Test1 les paliers de chargement étaient 32%, 55%, 75% et 87% de la limite élastique du matériau (Markforged, 2022) et dans le cas du Test2 les paliers étaient de 32%, 48%, 65%, 72% et 80% de la limite élastique trouvée à l'aide du test quasi-statique.

Les déformations élastiques, de fluage, de déchargement élastique, de déchargement pendant 1 heure et résiduelles après 1 heure ont été calculées à partir de la courbe de l'évolution de la déformation de l'éprouvette en fonction du temps (Figure I.21). On note N le cycle de chargement.

- La déformation élastique du cycle N ($\varepsilon_{charg,elastN}$) est calculée comme la déformation entre le début du palier de chargement le début du palier de fluage du cycle N .
- La déformation de fluage du cycle N ($\varepsilon_{fluageN}$) est calculée comme la déformation entre le début et la fin du palier de fluage du cycle N .
- La déformation de déchargement élastique du cycle N ($\varepsilon_{décharg,elastN}$) est calculée comme la déformation entre la fin du palier de fluage et la fin du palier de déchargement du cycle N .
- La déformation de déchargement pendant 1 heure du cycle N ($\varepsilon_{décharg,1H,N}$) est calculée comme la déformation entre la fin du palier de déchargement du cycle N et le début du palier de chargement du cycle $N+1$.
- La déformation résiduelle après 1 heure du cycle N ($\varepsilon_{res,1H,N}$) a été calculée grâce à l'équation ci-dessous :

$$\varepsilon_{res,1H,N} = (\varepsilon_{charg,elastN} + \varepsilon_{fluageN}) - (\varepsilon_{décharg,elastN} + \varepsilon_{décharg,1H,N}) \quad (Eq. I-9)$$

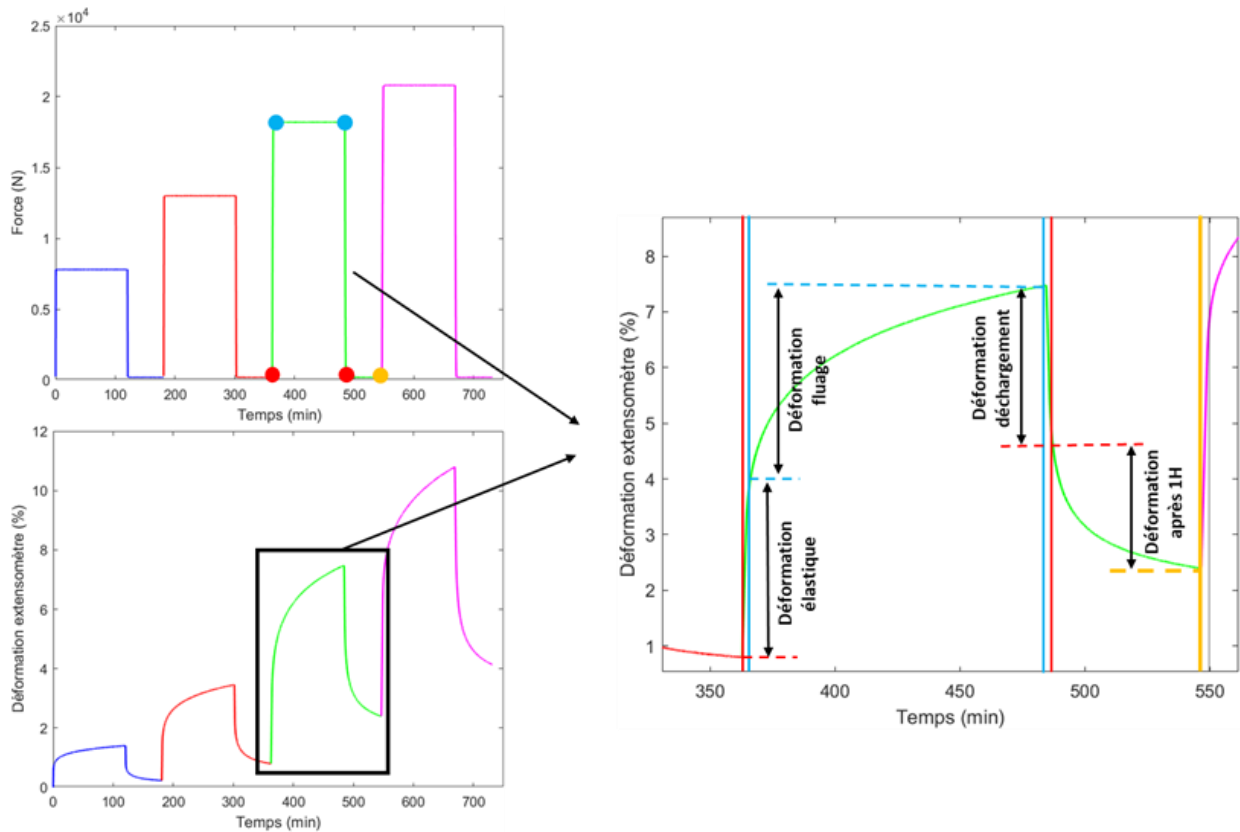


Figure I.21: Force de chargement en fonction du temps lors du test de fluage en traction (en haut à gauche), déformation de l'extensomètre en fonction du temps (en bas à gauche) et zoom sur un cycle de chargement de la courbe de déformation-temps (à droite)

I.2.2.5. Test de flexion 4 points : test quasi-statique et de fluage

L'objectif de cette étude préliminaire est d'étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en flexion des matériaux. Afin d'éviter un phénomène d'indentation local, très fréquent dans les tests de flexion 3 points, un test de flexion 4 points a été utilisé.

Un premier test de flexion 4 points quasi-statique a été réalisé afin de dimensionner les tests de fluage en flexion. Ce test a été réalisé en accord avec la norme EN ISO 14125:1998. Les dimensions du test de flexion 4 points sont reportés sur la Figure I.22.

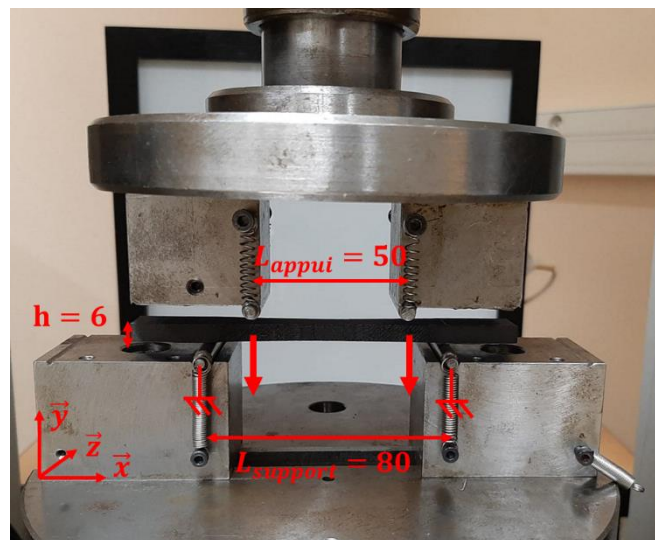


Figure I.22: Test de flexion 4 points

Lors des tests de flexion 4 points, il n'a pas été possible de placer des jauges de déformation sur les faces de l'éprouvette car l'adhésion avec la surface de l'éprouvette était très faible (les jauges se décollaient pendant le test). L'hypothèse d'absence de glissement a été faite. On note d le déplacement de la traverse, a la distance entre les appuis externes et internes et δ_{max} la valeur de la flèche maximale (Figure I.23).

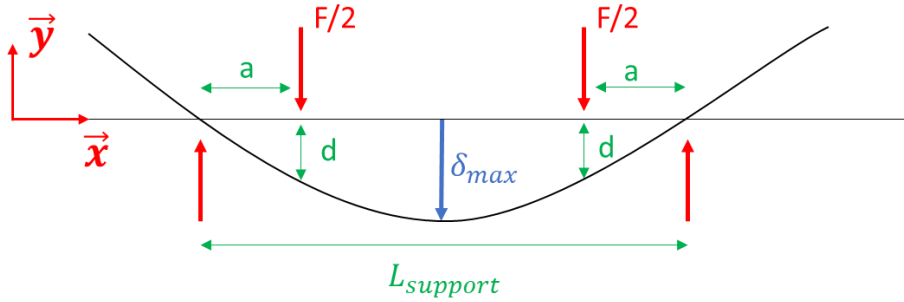


Figure I.23: Modélisation de l'essai de flexion 4 points

Lors de l'essai quasi-statique, le déplacement était imposé à 2 mm/min. Les éprouvettes ont subi différents paliers de chargement et de déchargement qui ont été enregistrés au cours de l'essai. On fait l'hypothèse lors du test quasi-statique, que la section des éprouvettes est constante durant tout le test. Ainsi, les contraintes en flexion lors du test de flexion 4 points ($\sigma_{f,4pts}$) et les déformations de l'éprouvette en flexion 4 points ($\varepsilon_{f,4pts}$) sont calculées à partir de la largeur (b), de la hauteur (h) de l'éprouvette (Figure I.17) et des paramètres définis dans la Figure I.23 :

$$\sigma_{f,4pts} = \frac{3 * F * a}{b * e^2} \quad (\text{Eq. I-10})$$

$$\varepsilon_{f,4pts} = \frac{3 * d * L_{support}}{12 * (a^2 - 3 * L_{support}^2)} \quad (\text{Eq. I-11})$$

Lors de l'essai de fluage, la charge était maintenue pendant 2 heures et le palier de décharge durait 1 heure. La vitesse de charge et de décharge était de 25 mm/min. Dans le cas du Test1 les paliers de chargement étaient de 34%, 53%, 71% et 79% de la contrainte de limite élastique trouvée à l'aide du test quasi-statique et dans le cas du Test2 les paliers étaient de 41%, 59%, 81% et 91% de la contrainte de limite élastique trouvée à l'aide du test quasi-statique.

Les déformations élastiques, de fluage, de déchargement élastique et résiduelles après 1 heure ont été calculées de la même façon que pour le test de fluage en traction décrit en Section I.2.2.4 (Figure I.21).

I.2.2.6. Analyse de la microstructure et calculs des porosités des éprouvettes

La littérature a montré que le fait d'ajouter des FR augmentait le taux de porosité de l'éprouvette (Goh et al., 2018; Kabir et al., 2021; Mathur et al., 2022; Pyl et al., 2018; Saeed et al., 2021). Une analyse de la microstructure des éprouvettes des Test1 S0/90, Test8 S0/90 et Test9 S0/90 a été réalisée sur le plan $(\vec{y}, \vec{z})$ de l'éprouvette avec un microscope numérique (Olympus PMG3 Keyence) afin de visualiser la présence de porosité (Figure I.24). En accord avec la littérature, on observe que les porosités se situent principalement dans la zone de remplissage S0/90 (Melenka et al., 2016) et entourée en vert en Figure I.24.

La masse théorique (m_{th}) des éprouvettes a été évaluée grâce au logiciel EIGER de Markforged™. La masse expérimentale (m_{exp}) des éprouvettes a été évaluée en les pesant. En faisant l'hypothèse que toutes les porosités sont comprises dans la zone contenant le remplissage, le volume des porosités (W_{por}) a été évaluée en fonction de la densité de l'Onyx (ρ_{onyx}) :

$$W_{por} = \frac{m_{th} - m_{exp}}{\rho_{onyx}} \quad (Eq. I-12)$$

Finalement, la fraction volumique des porosités (V_{por}) évaluée par rapport au volume total de l'éprouvette a été calculée pour chaque configuration de test et pour chaque éprouvette. Les moyennes, les écarts-types et les coefficients de variation ont ensuite été calculés pour chaque configuration de test.

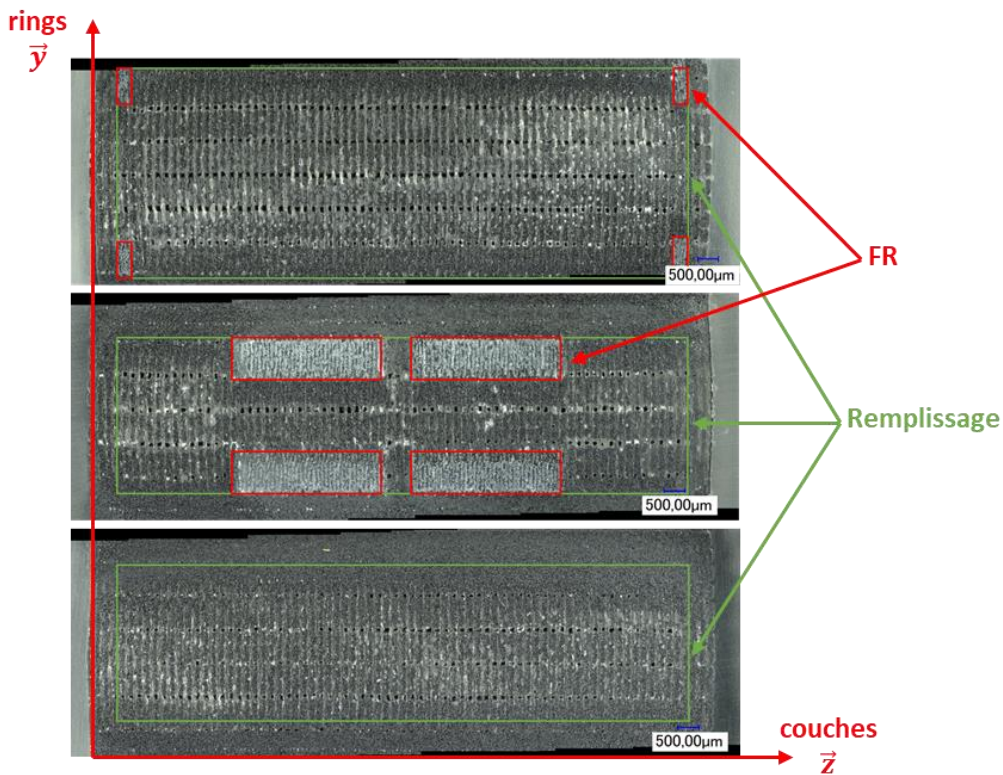


Figure I.24: Analyse de la microstructure d'une éprouvette issue du Test1 S0/90 (en haut), Test8 S0/90 (milieu) et Test9 S0/90 (en bas)

1.2.3. Modèles analytique et numérique

1.2.3.1. Calcul analytique du module de flexion et de la valeur des contraintes d'une éprouvette imprimée par dépôt de fil fondu avec ajout de renforts en fibres longues

Les modules de flexion équivalents ($E_{f,eq}$) des éprouvettes imprimées en DFF/CFF ont été calculées grâce à la théorie des poutres d'Euler-Bernoulli. Le moment quadratique I_z a été calculé en fonction de b la largeur de l'éprouvette et h sa hauteur (Figure I.25).

$$\langle E_{f,eq} * I_z \rangle = \iint_{(S)} E(y, z) * y^2 dS \quad (Eq. I-13)$$

$$I_z = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (Eq. I-14)$$

Ainsi, $E_{f,eq}$ est calculée en fonction du module de flexion de la matrice ($E_{f,m}$), du module de flexion des FR ($E_{f,FR}$), du taux de remplissage (t) et des paramètres b_{FR} , h_{FR} , b_{wall} et h_{wall} définis précédemment (Eq. I-1). Le calcul est détaillé dans l'Annexe A.

$$\begin{aligned} E_{f,eq} = & \frac{E_{f,m}}{b \cdot h^3} * (b \cdot h^3 - (b - 2 * b_{wall}) \cdot (h - 2 * h_{wall})^3) \\ & + \frac{E_{f,FR}}{b \cdot h^3} * (2 * b_{FR} * ((h - 2 * h_{wall})^3 - (h - 2 * h_{wall} - 2 * h_{FR})^3)) \\ & + \frac{t * E_{f,m}}{b \cdot h^3} * ((b - 2 * b_{wall} - 2 * b_{FR}) \cdot (h - 2 * h_{wall})^3 + 2 * b_{FR} * (h - 2 * h_{wall} - 2 * h_{FR})^3) \end{aligned} \quad (Eq. I-15)$$

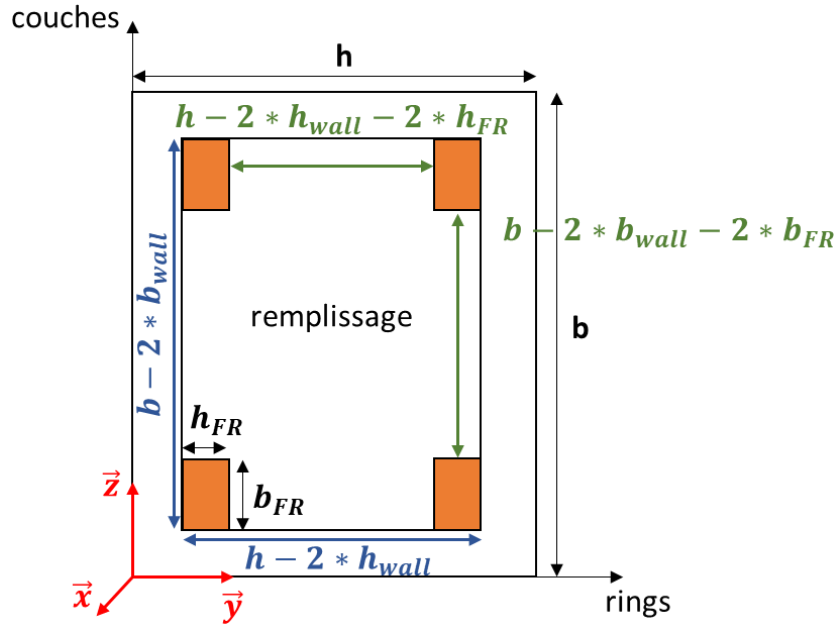


Figure I.25: Paramètres géométriques des éprouvettes utilisées lors du test de flexion 3 points

Le moment de flexion (M_f) dépend de la force de la traverse (F) et de la localisation de la force selon l'axe $\vec{x}$. Dans le cas du test de flexion 3 points :

$$M_f = \frac{F}{2} * \frac{L_{support}}{2} \quad (Eq. I-16)$$

D'après la loi de Hooke dans le cas d'une poutre en flexion, la valeur des déformations (ε_f) à l'intérieure de l'éprouvette est calculée en fonction du module de flexion équivalent ($E_{f,eq}$) (Eq. I-15), du moment quadratique (I_z) (Eq. I-14), du moment de flexion (M_f) (Eq. I-16) et de la position selon l'axe $\vec{y}$ (y).

$$\varepsilon_f = \frac{M_f * y}{< E_{f,eq} * I_z >} \quad (Eq. I-17)$$

Ainsi, d'après la loi de Hooke, la valeur des contraintes dans la poutre en flexion (σ_f) dépend du matériau. Par exemple, si on cherche à calculer la répartition des contraintes dans les FR on obtient :

$$\sigma_f = E_{f,FR} * \varepsilon_f \quad (Eq. I-18)$$

1.2.3.2. *Modèle éléments finis du test de flexion 3 points des éprouvettes imprimées par dépôt de fil fondu avec ajout de renforts en fibres longues*

La simulation par EF est un outil qui permet de prédire le comportement mécanique de pièces. Les choix des paramètres du modèle EF sont primordiaux car ils influencent la convergence, la validité du modèle, le temps de calcul et la précision des résultats.

Dans cette étude, l'objectif est d'étudier l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux issus de DFF/CFF. Le procédé de DFF/CFF est un procédé relativement complexe à modéliser, en effet, les matériaux issus de ce procédé sont composés de différentes parties avec des matériaux différents. De plus, ces parties (notamment les FR) peuvent avoir des volumes très faibles comparés au volume total de l'éprouvette. Finalement, comme vu précédemment, ce procédé peut entraîner des défauts tels que des porosités, des défauts d'alignement des FR, une cohésion entre les FR ou les FR et la matrice relativement faible. L'objectif de cette partie est donc de développer un modèle EF permettant de prédire le comportement des matériaux issus de DFF/CFF. Une des applications de ce modèle EF serait de limiter les impressions visant à améliorer les pièces développées et ainsi diminuer la durée de développement, le coût et la consommation de matière.

Dans le cadre d'une démarche de conception de pied prothétique, on cherche à prédire le comportement en flexion des matériaux issus de DFF/CFF. Une étude sur l'influence des paramètres d'impressions sur les propriétés mécaniques en flexion des matériaux issus de ce procédé a été réalisée à l'aide de tests de flexion 3 points dont le protocole est défini à la Section 1.2.2.3. L'objectif est donc de développer un modèle EF reproduisant ces tests.

Le code commercial Ansys Workbench 2021 R1 a été utilisé pour modéliser et analyser les éprouvettes imprimées en DFF/CFF défini à la Section 1.2.2.2. Dans Ansys, une manière de modéliser les matériaux issus de DFF/CFF est de les modéliser comme un empilement de lames minces et d'utiliser le module « Laminate Stacking Sequence » pour attribuer une épaisseur et des propriétés matériaux aux différentes couches (Ghebretinsae et al., 2019). Cependant, les éprouvettes définies dans la Section 1.2.2.2 ne contiennent qu'un seul ring de FR par couche contenant des renforts, ainsi cette modélisation n'est pas adaptée car elle impose d'attribuer une propriété matériau unique à chaque couche.

Ainsi, les éprouvettes ont été modélisées comme deux parties solides, ces parties représentent le « wall » et le remplissage solide en Onyx. Ces deux parties sont liées en utilisant le module « shared topology » dans « Ansys DesignModeler ». Les dimensions de ces parties dépendent de b_{wall} et de h_{wall} et donc de la nomenclature du test.

Afin de modéliser les renforts en fibres longues, on pose l'hypothèse que les régions occupées par les FR peuvent être modélisées par des pavés droits (Figure I.24). Dans la simulation EF, la ligne passant par le centre des pavés droits a été définie comme une « Line Body » dans « Ansys DesignModeler ». Le placement de cette ligne dépend de b_{wall} et de h_{wall} et donc de la nomenclature du test. La valeur de l'aire de la section transversale des FR a été affectée à la « Line Body ». Cette valeur dépend de b_{FR} et donc de la nomenclature du test. Dans Ansys Mechanical, la « Line Body » a été modélisé en tant que « renfort », ce qui fait l'hypothèse d'une cohésion parfaite entre la matrice et les FR. Ce mode est

la plupart du temps utilisé pour modéliser du béton armé (Dahmani et al., 2010; Vasudevan et al., 2013).

Un maillage rectangulaire de 3 mm a été appliqué à l'ensemble de la structure. De plus, les comportements des matériaux des corps solides et des FR ont été considérés comme isotrope linéaire élastique. Les propriétés mécaniques associées aux renforts dans la simulation EF sont celles des FRFG définies dans le Tableau I-6.

On cherche ensuite à définir les propriétés mécaniques associées aux parties représentant le « wall » et le remplissage solide en Onyx dans la simulation EF. Dans un premier temps, le module d'Young et le volume de porosité de l'éprouvette en Onyx pur (Test9) ont été évalués expérimentalement, on les note $E_{onyx,test9}$ et $V_{por,test9}$. Ainsi, le module d'Young du matériau Onyx calculé à partir des tests expérimentaux a été évalué à partir de la loi des mélanges, on le note $E_{onyx,expe}$:

$$E_{onyx,test9} = (1 - V_{por,test9}) * E_{onyx,expe} \quad (Eq. I-19)$$

Sa valeur a été reportée dans le Tableau I-6. Cette valeur a été assignée à la partie représentant le « wall » en Onyx dans la simulation EF.

Dans un second temps, pour chaque échantillon et pour chaque test, le V_{por} a été évalués et la moyenne a été faites sur les échantillons, on note cette valeur $V_{por,testN}$ avec N la nomenclature des tests. L'hypothèse a été faite que les porosités étaient présentes uniquement dans le remplissage. Ainsi, le module d'Young du remplissage solide en Onyx a été évalué à partir de la loi des mélanges pour chaque test, on le note $E_{onyx,testN}$:

$$E_{onyx,testN} = (1 - V_{por,testN}) * E_{onyx,expe} \quad (Eq. I-20)$$

Cette valeur a été assignée à la partie représentant le remplissage solide en Onyx dans les simulations EF.

	Onyx	FRFG
Module d'Young (MPa)	2603 *	21000 (Markforged, 2022)
Coefficient de Poisson	0,43 (Ghebretinsae et al., 2019)	0,22 (AZO Materials, 2001)
Densité (g/cm^3)	1,2 (Markforged, 2022)	1,5 (Markforged, 2022)

* Évalué grâce aux données expérimentales

Tableau I-6: Propriétés matériaux utilisées dans les simulations EF

Afin de reproduire le test de flexion 3 points, les conditions aux limites présentées dans la Figure I.26 ont été utilisées dans les simulations EF.

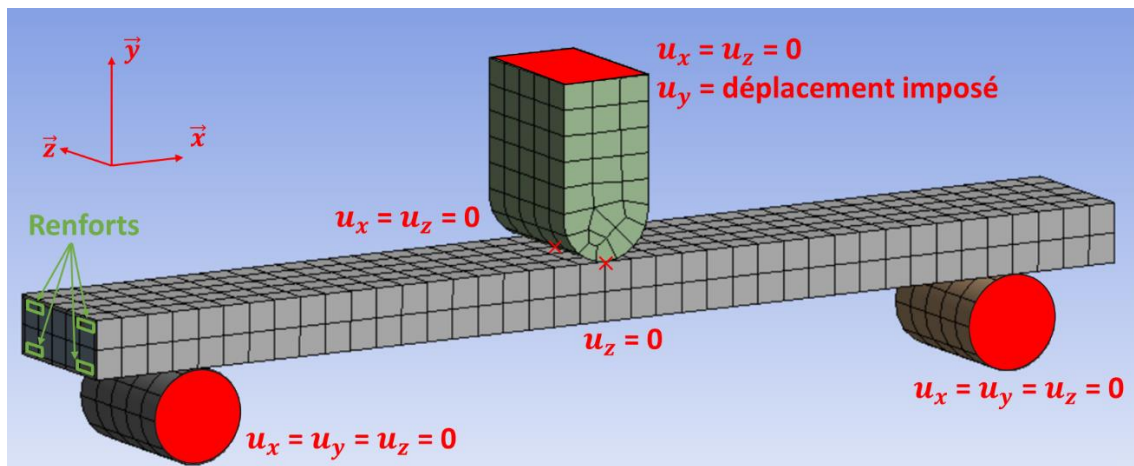


Figure I.26: Conditions aux limites du modèle élément fini du test de flexion 3 points

I.2.4. Résultats et discussion

I.2.4.1. Essais de flexion 3 points : Influence du placement et de la fraction volumique des renforts, du type et taux de remplissage, du nombre de rings sur le taux de porosité, les propriétés en flexion et la répétabilité du procédé

L'objectif de cette étude est d'étudier l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion des éprouvettes. Ainsi, les résultats ainsi que la discussion investiguent différentes typologies d'éprouvette qui sont différenciées par les paramètres d'impression suivants : b_{wall} , h_{wall} , b_{FR} (Tableau I-4) lors de l'étude 1, par le taux et le type de remplissage lors de l'étude 2 et par h_{FR} lors de l'étude 3.

Le paramètre b_{FR} et h_{FR} influence la fraction volumique de FR. Le paramètre b_{wall} influence le placement des FR selon l'axe $\vec{z}$, c'est-à-dire la position des FR dans le plan horizontal du test de flexion 3 points. Le paramètre h_{wall} influence le placement des FR selon l'axe $\vec{y}$, c'est-à-dire la position des FR par rapport à la ligne neutre de l'éprouvette lors du test de flexion 3 points (Figure I.19). Ainsi, ($b_{wall} -$) est la condition où les FR sont le plus proches du bord de l'éprouvette et ($h_{wall} -$) est la condition où les FR sont le plus éloignées de la ligne neutre.

Influence de la fraction volumique et du placement des FR, du type et du taux de remplissage sur le taux de porosité

Comme vu précédemment, le procédé de DFF/CFF conduit à l'ajout de porosité dans la structure. Pour chaque échantillon de chaque test dans les configurations S0/90 (étude 1), S±45 et R30 (étude 2), le pourcentage du taux de porosité (V_{por}) présents dans l'échantillon a été calculé (Eq. I-12). La moyenne, l'écart-type et le coefficient de variation de V_{por} sur les échantillons pour chaque test ont été calculés et reportés dans le Tableau I-7.

La littérature a montré qu'un μ CT-scan conduisait à un pourcentage du V_{por} inférieur à celui trouvé avec la méthode de calcul de densité par test de combustion (McDonough et al., 2015). Le test de combustion montre que dans le cas d'un FRCF, le pourcentage de V_{por} était autour de 10% (Goh et al., 2018).

Pour les échantillons S0/90, le pourcentage de V_{por} est supérieur avec ($b_{FR} +$) comparé à la même condition avec ($b_{FR} -$) (Tableau I-7):

- Test1: $15,4 \pm 0,9\%$ vs Test2: $16,4 \pm 0,6\%$;
- Test3: $13,5 \pm 3,1\%$ vs Test4: $15,9 \pm 0,4\%$;
- Test5: $14,7 \pm 0,6\%$ vs Test6: $16,5 \pm 0,6\%$;
- Test7: $14,2 \pm 0,4\%$ vs Test 8: $16,1 \pm 0,2\%$.

De plus, le Test9 (Onyx) est le test avec le V_{por} le plus faible : Test9: $10,9 \pm 0,8\%$ (Tableau I-7). Ce résultat était attendu, en effet la littérature a montré que l'ajout de FR lors de l'impression entraînait une augmentation du taux de porosité (Dickson et al., 2017; Kabir et al., 2021; Saeed et al., 2022). Finalement, b_{wall} et h_{wall} sont des paramètres avec peu d'influence sur le pourcentage de V_{por} (Tableau I-7).

Pour le Test1 et le Test5, le pourcentage de V_{por} de la configuration R30 est plus faible comparé aux mêmes tests dans la configuration S±45. De la même manière, ces tests dans la configuration S±45 ont un pourcentage du V_{por} plus faible comparé aux mêmes tests dans la configuration S0/90 (Tableau I-7):

- Test1: $10,9 \pm 0,5\%$ (R30) vs $14,6 \pm 1,3\%$ (S $\pm$ 45) vs $15,4 \pm 0,9\%$ (S0/90);
- Test5: $12,5 \pm 0,7\%$ (R30) vs $13,7 \pm 1,0\%$ (S $\pm$ 45) vs $14,7 \pm 0,6\%$ (S0/90);
- Test9: $10,9 \pm 0,8\%$ (R30) vs $11,7 \pm 1,0\%$ (S $\pm$ 45) vs $12,4 \pm 0,1\%$ (S0/90).

L'analyse de la microstructure a montré qu'un remplissage S0/90 entraînait l'ajout de porosités dans le remplissage (Figure I.24). Un remplissage R30 augmente les inclusions d'air du fait que le remplissage ne contient que 30% de matière, cependant, les résultats ont montré que le remplissage R30 diminuait le taux de porosité, c'est-à-dire les inclusions d'air dans la matière ou entre les couches. Un remplissage R30 semble donc à privilégier pour minimiser le taux de porosité. Dans le cas d'un remplissage solide, le remplissage à privilégier pour minimiser le taux de porosité est un remplissage orienté à $\pm 45^\circ$.

Le module d'Young du matériau Onyx ($E_{onyx,expe}$) a été calculé à partir des résultats expérimentaux et en prenant en compte le taux de porosité. Dans la configuration S0/90, la moyenne du module de flexion et de V_{por} du Test9 (Onyx) étaient respectivement égaux à $E_{onyx,test9} = 2280 \text{ MPa}$ et $V_{por,test9} = 12,4\%$ (Tableau I-7). Ainsi, le module de flexion expérimental de l'Onyx a été calculé (Eq. I-19) et il est égal à $E_{onyx,expe} = 2603 \text{ MPa}$. La fiche technique de l'Onyx annonçait un module de flexion égal à 3000 MPa, ainsi la fiche technique surestime la valeur du module de flexion de l'Onyx (Markforged, 2022).

Nomenclature du Test	Remplissage	V_{por} (%)			$E_{f,exp,3pts}$ (MPa)		
		Moyenne	Écart-type	CV (%)	Moyenne	Écart-type	CV (%)
Test1	S0/90	15,4	0,9	5,8	1603	57	3,5
	S $\pm$ 45	14,6	1,3	8,9	1758	129	7,4
	R30	10,9	0,5	4,6	1065	24	2,3
Test2	S0/90	16,4	0,6	3,7	5258	141	2,7
Test3	S0/90	13,5	3,1	23,0	1676	131	7,8
Test4	S0/90	15,9	0,4	2,5	5235	124	2,4
Test5	S0/90	14,7	0,6	4,1	2138	191	8,9
	S $\pm$ 45	13,7	1,0	7,3	2084	223	10,7
	R30	12,5	0,7	5,6	1795	399	22,2
Test6	S0/90	16,5	0,6	3,6	3732	245	6,6
Test7	S0/90	14,2	0,4	2,8	2138	199	9,3
Test8	S0/90	16,1	0,2	1,2	3920	396	10,1
Test9	S0/90	12,4	0,1	0,8	2280	386	16,9
	S $\pm$ 45	11,7	1,0	8,5	1926	304	15,8
	R30	10,9	0,8	7,3	1740	534	30,7

Tableau I-7: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) du taux de porosité (V_{por}) et du module de flexion ($E_{f,exp,3pts}$) de chaque échantillon pour chaque test

Influence de la fraction volumique et du placement des FR sur les propriétés en flexion

L'influence de la fraction volumique et du placement des FR sur les propriétés en flexion ont été étudiés en suivant le plan d'expérience défini dans le Tableau I-4. Ainsi, les courbes de contrainte-déformation lors de la flexion 3 points dans la configuration S0/90 ont été tracées (Figure I.27, Figure I.28) et la valeur de la moyenne, de l'écart-type et du coefficient de variation du module de flexion sur les échantillons pour chaque test ont été calculés et reportés dans le Tableau I-7.

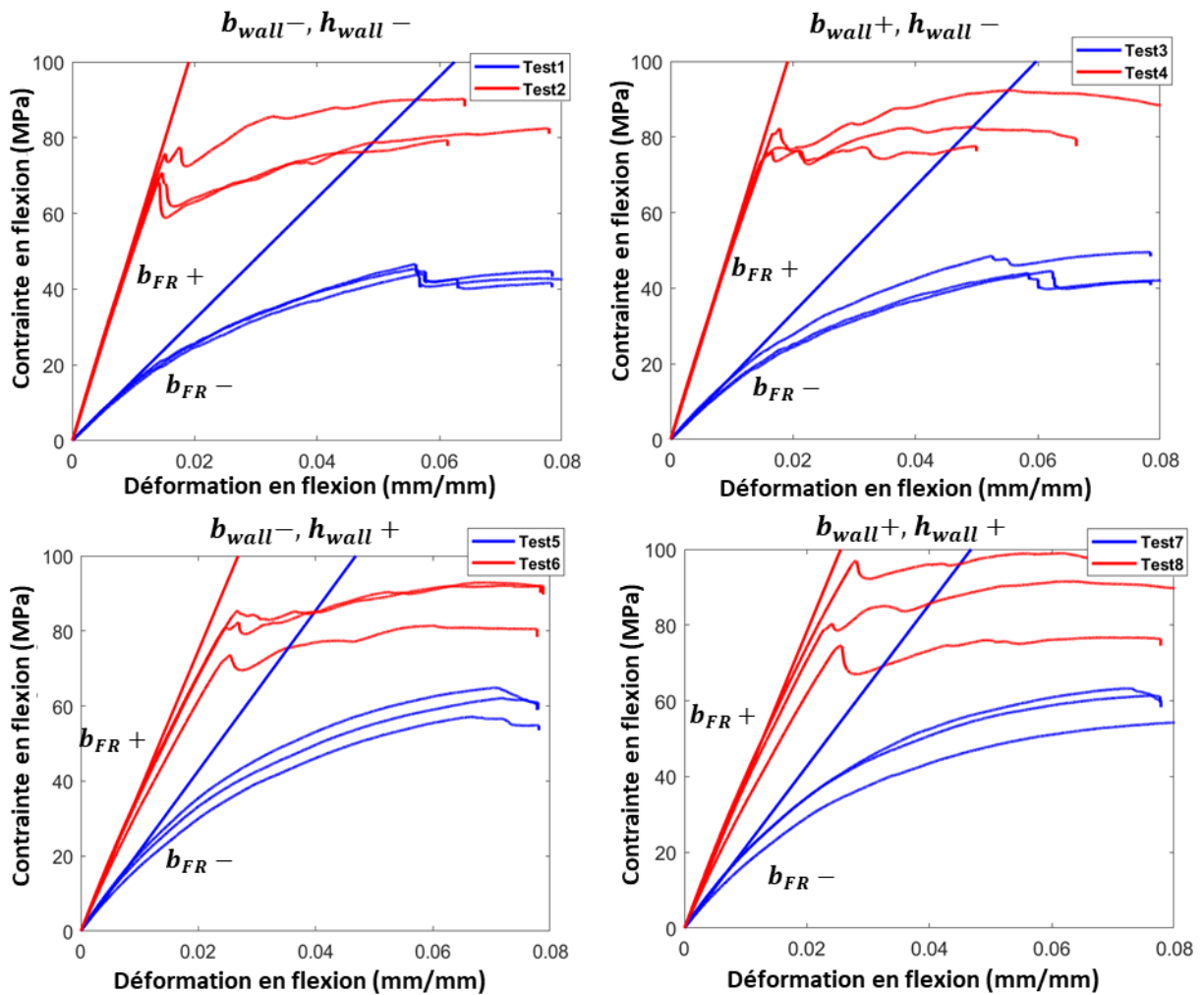


Figure I.27: Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 lors du test de flexion 3 points, influence du paramètre b_{FR}

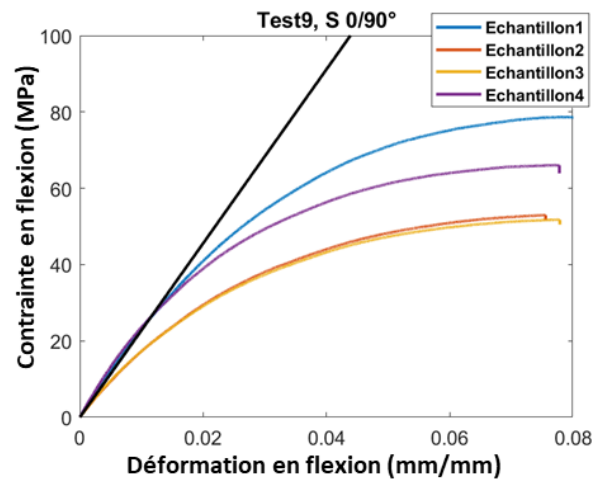


Figure I.28: Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 du Test9 (Onyx)

Dans un premier temps l'influence de la fraction volumique de FR sur les propriétés en flexion a été étudiée. On observe que les échantillons sont plus ductiles pour ($b_{FR} -$) comparé à la même condition avec ($b_{FR} +$) (Figure I.27). Les résultats montrent également une augmentation du module de flexion lorsqu'on est dans la configuration ($b_{FR} +$), comparé au même test avec ($b_{FR} -$):

- Test1: 1603 ± 57 MPa vs Test2: 5258 ± 141 MPa;
- Test3: 1676 ± 131 MPa vs Test4: 5235 ± 124 MPa;
- Test5: 2138 ± 191 MPa vs Test6: 3732 ± 245 MPa;
- Test7: 2138 ± 199 MPa vs Test8: 3920 ± 396 MPa.

Ce résultat est en accord avec la théorie des poutres classique (Eq. I-15).

De plus, pour $(b_{FR} -)$ le module de flexion des éprouvettes est plus faible que celui en Onyx pur (Test9):

- Test1: 1603 ± 57 MPa; Test3: 1676 ± 131 MPa; Test5: 2138 ± 191 MPa; Test7: 2138 ± 199 MPa vs Test9: 2280 ± 386 MPa.

Ce résultat n'est pas en accord avec la théorie classique des poutres (Eq. I-15). Ainsi, une fraction volumique de FR faible (1%) semble entraîner un problème de cohésion entre les couches de FR ainsi qu'entre les couches de matrice et celles de FR, ce qui a affecté les propriétés en flexion des éprouvettes avec renforts. Ce résultat est en accord avec la littérature qui a également relevé l'existence de problèmes de cohésions (Mathur et al., 2022).

L'influence de la position des FR sur les propriétés en flexion a également été étudiée. Le paramètre b_{wall} a peu d'influence sur le module en flexion, ce résultat est en accord avec la théorie classique des poutres (Eq. I-15).

Pour les configurations $(b_{FR} +, h_{wall} -)$, on observe une augmentation du module de flexion par rapport à la configuration $(b_{FR} +, h_{wall} +)$:

- Test2: 5258 ± 141 MPa vs Test6: 3732 ± 245 MPa;
- Test4: 5235 ± 124 MPa vs Test8: 3920 ± 396 MPa.

Ce résultat est en accord avec la théorie des poutres classique (Eq. I-15).

Pour les configurations $(b_{FR} -, h_{wall} +)$ on observe une augmentation du module de flexion par rapport à la configuration $(b_{FR} -, h_{wall} -)$:

- Test1: 1603 ± 57 MPa vs Test5: 2138 ± 191 MPa;
- Test3: 1676 ± 131 MPa vs Test7: 2138 ± 199 MPa.

Ce résultat n'est pas en accord avec la théorie classique des poutres (Eq. I-15). Ainsi, la configuration où la fraction volumique de FR est faible (1%) et les FR sont le plus éloignés de la ligne neutre altère les propriétés en flexion des éprouvettes. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que dans la situation $(h_{wall} -)$, nous avons observé lors de l'impression qu'il y avait un risque de sortie du FR de l'échantillon, ce qui peut altérer les propriétés en flexion des éprouvettes. On appelle ce phénomène « pull-out ».

Influence du type et du taux de remplissage sur les propriétés en flexion

L'influence du type et du taux de remplissage sur les propriétés en flexion a été investiguée en étudiant 3 typologies d'éprouvettes (Test1, Test5 et Test9) imprimées avec un remplissage solide orienté à $0/90^\circ$ (S0/90) et orienté à $\pm 45^\circ$ (S ± 45) et un remplissage rectangulaire à 30% (R30).

Ainsi, les courbes de contrainte-déformation lors de la flexion 3 points pour le Test1, Test5 et Test9 ont été tracées pour les 3 configurations de remplissage (Figure I.29) et la valeur de la moyenne, de l'écart-type et du coefficient de variation du module de flexion pour chaque test ont été calculés et reportés dans le Tableau I-7.

Pour chaque typologie de test, les profils des courbes contrainte-déformation en flexion sont similaires entre les différentes configurations de remplissage (Figure I.29).

Pour la configuration $(b_{FR}-, h_{wall}+)$ dans la configuration $S\pm 45$ on observe, de manière similaire à la configuration $S0/90$, une augmentation du module de flexion comparé au même test avec $(b_{FR}-, h_{wall}-)$:

- Test1: 1758 ± 129 MPa vs Test5 : 2084 ± 223 MPa.

Dans le cas de la configuration R30, on ne peut pas comparer ces deux tests car le paramètre h_{wall} change les dimensions de la zone de remplissage, ce qui fait varier le taux de porosité de la structure.

De plus, dans les deux configurations ($S\pm 45$ et R30) avec $(b_{FR}-)$, le module en flexion est inférieur ou très proche de la valeur du module de flexion du Test9 (Onyx) :

- $S\pm 45$: Test1: 1758 ± 129 MPa, Test5: 2084 ± 223 MPa vs Test9: 1926 ± 304 MPa;
- R30: Test1: 1065 ± 24 MPa, Test5: 1795 ± 399 MPa vs Test9: 1740 ± 534 MPa.

Ainsi, les conclusions établies précédemment dans la configuration $S0/90$ s'appliquent également aux configurations $S\pm 45$ et R30.

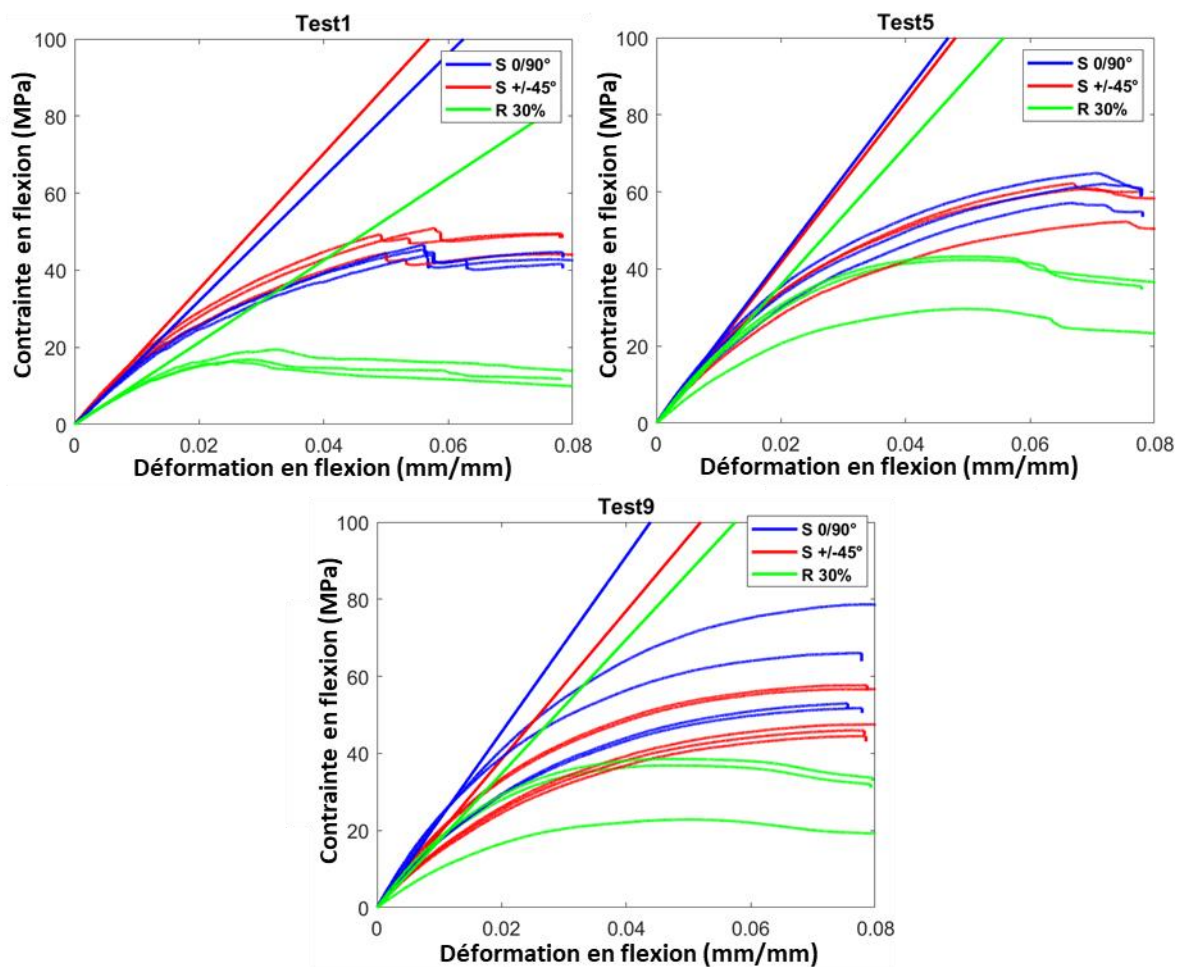


Figure 1.29: Courbe contrainte-déformation lors du test de flexion 3 points, influence du type et du taux de remplissage

Influence du nombre de rings sur les propriétés en flexion

L'influence du nombre de rings de FR sur les propriétés en flexion a été investiguée sans faire varier la fraction volumique de FR. Ainsi, dans cette étude le Test10 $S0/90$ ($N_{ring,FR} = 2$, $N_{couche,FR} = 17$) a été comparé avec le Test2 $S0/90$ et le Test6 $S0/90$ ($N_{ring,FR} = 1$, $N_{couche,FR} = 37$) car ces configurations ont un positionnement des FR similaire. Dans les trois cas la fraction volumique de FR est de 15%. Les courbes contrainte-déformation lors de la flexion 3 points pour ces configurations ont

été tracées (Figure I.30) et la valeur de la moyenne, de l'écart-type et du coefficient de variation du module de flexion sur les échantillons pour chaque test ont été calculés et reportés dans le Tableau I-8.

Le module en flexion du Test10 est situé entre la valeur du module du Test2 et du Test6. Ce résultat est en accord avec la théorie des poutres classique (Eq. I-15). L'analyse des courbes contrainte-déformation montre que le fait d'ajouter 2 rings de FR change le comportement mécanique du matériau par rapport aux éprouvettes avec 1 ring de FR. En effet, on observe que les éprouvettes du Test10 ont un comportement plus ductile et que la décohésion entre les FR ou les FR et la matrice a été améliorée par l'ajout d'un second ring de FR. Cependant, cet ajout diminue la zone de chargement élastique de l'éprouvette, ce qui n'est pas un phénomène souhaitable.

	$E_{f,exp,3pts}$ (MPa)		
	Moyenne	Écart-type	CV (%)
Test2	5258	141	2,7
Test6	3732	245	6,6
Test10	4389	53	1,2

Tableau I-8: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) du module de flexion de chaque échantillon pour le Test2, 6 et 10 dans la configuration S0/90

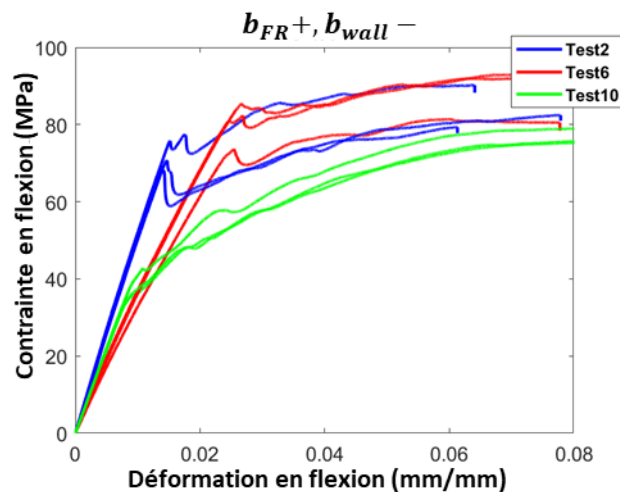


Figure I.30 : Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 lors du test de flexion 3 points, influence du nombre de rings de filament renforcé

Répétabilité du processus d'impression DFF/CFF

Finalement, la répétabilité du processus d'impression DFF/CFF a été investiguée en comparant les valeurs des coefficients de variation des différents tests.

Pour les Test1 à Test8 dans les configurations S0/90, c'est-à-dire tous les tests excepté celui en Onyx pur (Test9), les valeurs des coefficients de variation du module de flexion sont inférieures à 10,1%. Dans son étude Ghebretinsae et al. observent un coefficient de variation du module en flexion de 8% (Ghebretinsae et al., 2019), ce qui est en accord avec les résultats trouvés dans notre étude. Ainsi, d'après la valeur du coefficient de variation et des courbes contrainte-déformation (Figure I.27, Figure I.30), le procédé d'impression DFF/CFF semble répétable.

Dans le cas du Test5, la valeur du coefficient de variation du module de flexion est relativement importante dans la configuration R30 comparée au même test dans les configurations S0/90 et S±45 :

- Test5 : 22,2% (R30) vs 8,9% (S0/90); 10,7% (S±45).

L'éprouvette numéro 3 du Test1 et du Test5 ($S\pm 45$, R30), l'éprouvette numéro 3 du Test9 (R30) et les éprouvettes numéro 3-5 du Test9 ($S\pm 45$), ont des propriétés mécaniques inférieures aux autres éprouvettes du même test (Figure I.29). Toutes ces éprouvettes ont été imprimées à la fin de la bobine d'Onyx. Ainsi, il semble que les propriétés de l'Onyx se sont détériorées au cours du temps malgré sa conservation à l'abri de l'humidité dans une boîte de stockage. La littérature a montré que l'Onyx est très sensible à l'humidité (Pascual-González et al., 2020) et que les propriétés en flexion des matériaux imprimés en Onyx et FRFG diminuaient lorsque le taux d'humidité augmentait (Wang et al., 2021).

Dans toutes les configurations, la valeur du coefficient de variation du module de flexion du Test 9 est la plus importante ($> 15,8\%$). Ce résultat peut être expliqué par la présence de porosités dans la région de remplissage qui peut créer des inhomogénéités et altérer les propriétés en flexion et qui ne sont pas compensées par l'ajout de FR.

Afin d'investiguer la répétabilité des propriétés de l'Onyx, 3 échantillons du Test 9 dans la configuration $S\pm 45$ ont été imprimés dans une nouvelle bobine d'Onyx (Bobine 2). On observe que le profil de la courbe contrainte-déformation en flexion est similaire entre les deux bobines (Figure I.31). La valeur de la moyenne, de l'écart-type et du coefficient de variation du module de flexion est calculée dans le cas des 2 bobines et reportée dans le Tableau I-9. On observe que les moyennes entre les deux bobines sont très différentes. On observe donc que les propriétés en flexion peuvent varier significativement entre les bobines d'Onyx.

Numéro de bobine	$E_{f,exp,3pts}$ (MPa)		
	Moyenne	Écart-type	CV (%)
Bobine1	1926	304	15,8
Bobine 2	3618	547	15,1

Tableau I-9: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) de E_{exp} de chaque échantillon pour le Test9 dans la configuration $S\pm 45$

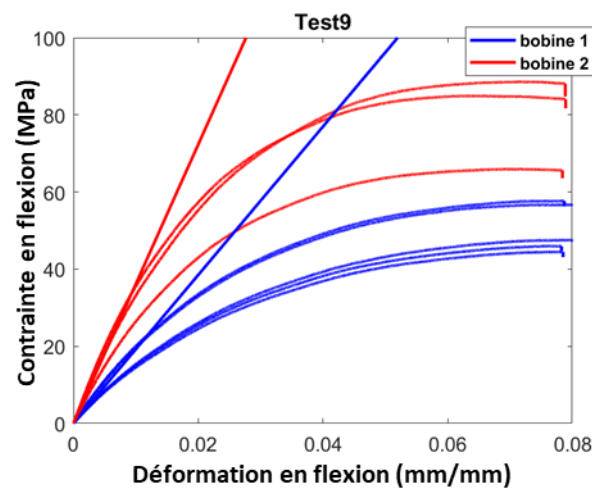


Figure I.31: Courbe contrainte-déformation lors du test de flexion 3 points dans la configuration $S\pm 45$, comparaison entre 2 bobines d'Onyx

I.2.4.2. Essais de flexion 3 points : Validation du modèle éléments finis et comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques

La simulation EF est un outil qui permet de prédire le comportement mécanique de pièces et les choix des paramètres du modèle EF sont primordiaux car ils influencent, entre autres, la validité des résultats. La technique d'impression DFF/CFF est relativement nouvelle et la simulation EF des propriétés en flexion des matériaux issus de cette technique nécessite des investigations plus

poussées. Dans la Section I.2.3.2, un modèle EF reproduisant un test de flexion 3 points sur des éprouvettes issus de l'impression par DFF/CFF a été développé en prenant en compte le taux de porosité présent dans chaque test. La comparaison des résultats issus du modèle EF pour différents paramètres d'impression avec ceux obtenus analytiquement dans les mêmes configurations a pour objectif de valider le modèle EF.

La littérature a reporté que lors l'impression par DFF/CFF la dépose du FR pouvait ne pas être parfaitement rectiligne et que les matériaux issus de cette technique pouvaient avoir une cohésion entre les FR ou les FR et la matrice relativement faible, ainsi, cela peut affecter les propriétés mécaniques des matériaux résultants. Ainsi, la comparaison des résultats issus du modèle EF pour différents paramètres d'impression avec ceux obtenus expérimentalement dans les mêmes configurations a pour objectif de mettre en évidence d'éventuels défauts dus à la technique de DFF/CFF.

Ainsi, les éprouvettes définies dans le plan d'expérience présenté dans le Tableau I-4 dans la configuration S0/90 ont été simulées et les valeurs du module de flexion obtenues grâce aux résultats analytiques, au modèle EF et aux tests expérimentaux de flexion 3 points ont été reportés pour chaque test (Tableau I-10). Le pourcentage des erreurs entre les résultats analytiques et la simulation EF ($\delta_{analyt-simu}$) ainsi qu'entre la moyenne expérimentale et les résultats issus de la simulation EF ($\delta_{expe-simu}$) ont également été reportés dans ce tableau.

	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6	Test 7	Test 8	Test 9
Simulation EF (MPa)	2528	6107	2600	6105	2266	3758	2376	3839	2353
Analytique (MPa)	2555	6543	2606	6553	2363	3933	2376	3944	2280
Moyenne expérimentale (MPa)	1603	5258	1676	5235	2138	3732	2138	3920	2280
$\delta_{analyt-simu}$ (%)	1,1	7,1	0,2	7,3	4,3	4,7	0,0	2,7	3,1
$\delta_{expe-simu}$ (%)	36,6	13,9	35,5	14,2	5,7	0,7	10,0	2,1	3,1

Tableau I-10: Valeurs du module de flexion analytique, obtenu par simulation élément fini (EF) et de la moyenne expérimentale pour la configuration S0/90. Erreur relative entre les valeurs analytiques et obtenues par simulation et entre les valeurs expérimentales et obtenues par simulation

Validation du modèle EF : comparaison des résultats analytiques et issus de la simulation EF

Dans un premier temps, les erreurs entre les résultats analytiques et la simulation EF sont étudiées et on observe que ces valeurs sont inférieures à 7,3% ce qui constitue un résultat satisfaisant (Tableau I-10). On observe également que la simulation EF surestime légèrement le module en flexion équivalent par rapport au modèle analytique.

Finalement, les contraintes issues de la simulation EF sont comparés aux résultats analytiques présentés à la Section I.2.3.1 (Eq. I-15). Les contraintes maximales dans les parties « wall » et remplissage en Onyx ainsi qu'au centre des FR ont été calculées dans la configuration du Test1 S0/90 à partir du modèle analytique (Eq. I-18) et les valeurs sont présentées dans le Tableau I-11.

	« Wall » en Onyx	Remplissage en Onyx	Centre des FRFG
Contrainte maximale analytique (MPa)	44	38	305
Contrainte principale maximale numérique (MPa)	41	37	301
Contrainte principale minimale numérique (MPa)	-38	-37	-286

Tableau I-11: Valeurs des contraintes maximales dans les différentes parties de l'éprouvette dans la configuration Test1 calculées analytiquement et issues de la simulation éléments finis

Dans la simulation EF les contraintes principales maximales et minimales ont été calculées dans le « wall » en Onyx, dans le remplissage en Onyx et au centre des FR dans la configuration du Test1 S0/90. La répartition des contraintes est présentée dans la Figure I.32 et les valeurs sont reportées dans le Tableau I-11. En accord avec la théorie des poutres classique, on observe que le maximum et le minimum de contraintes se situent au milieu de l'éprouvette (Figure I.32). De plus, les contraintes trouvées grâce à la simulation EF sont relativement proches des contraintes trouvées analytiquement avec une erreur maximale de 14% (Tableau I-11).

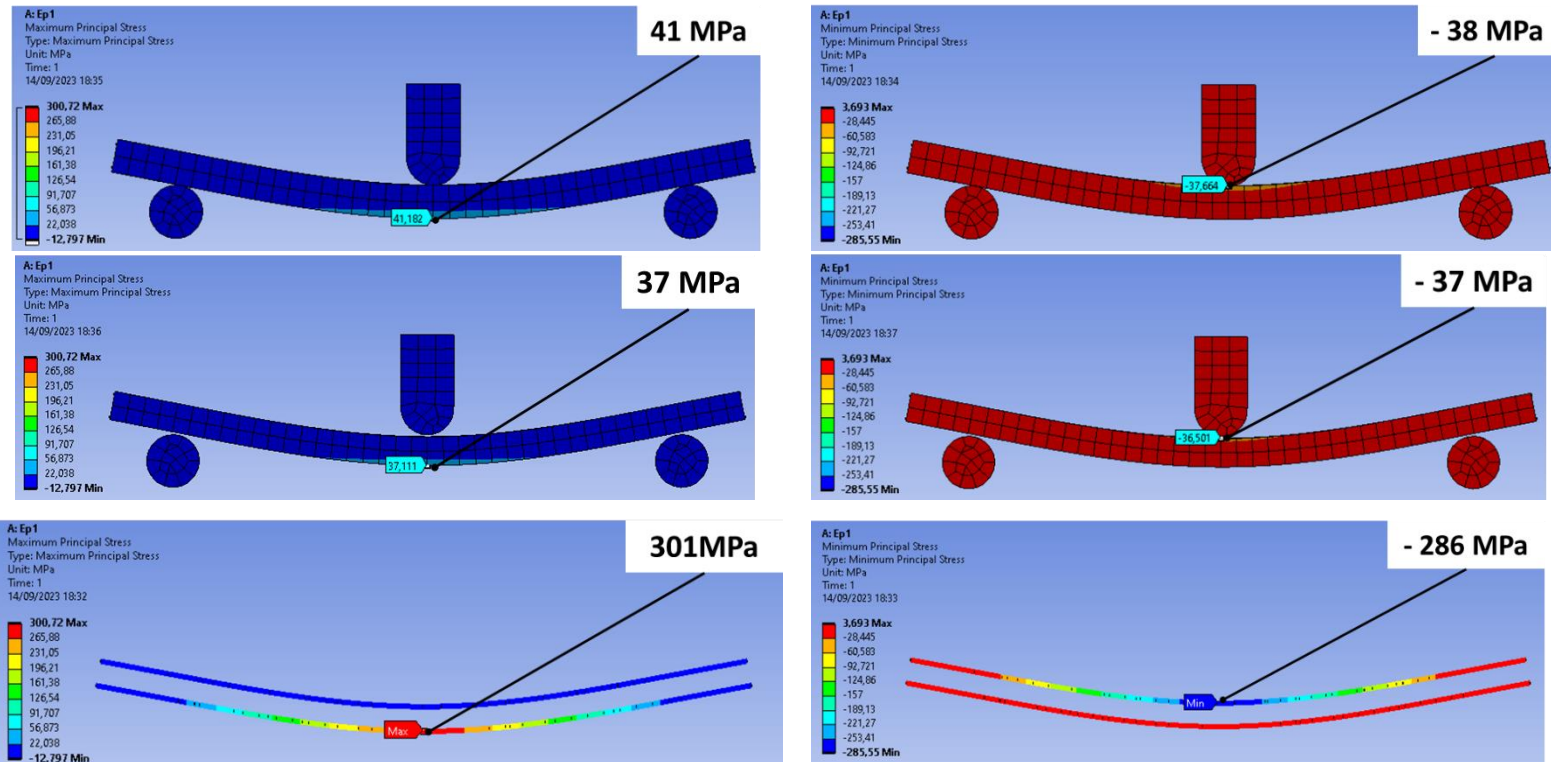


Figure I.32: Répartition des contraintes principales maximales (à gauche) et minimales (à droite) dans le « wall » en Onyx (en haut), dans le remplissage en Onyx (milieu) et au centre des FRFG (en bas) issus de la modélisation élément fini dans la configuration Test1 S0/90

Mise en évidence des défauts dus à la technique de DFF/CFF : comparaison des résultats expérimentaux et issus de la simulation EF

On cherche ensuite à mettre en évidence d'éventuels défauts dus à la technique de DFF/CFF, ainsi, les résultats issus de la simulation EF ont été comparés aux résultats expérimentaux. Les erreurs entre les résultats expérimentaux ont été étudiées et reportées dans le Tableau I-10.

Lorsque $(h_{wall} -)$, $\delta_{expe-simu}$ est supérieur par rapport au même test avec $(h_{wall} +)$:

- Test1: 36,6% vs Test5: 5,7%;
- Test2: 13,9% vs Test6: 0,7%;
- Test3: 35,5% vs Test7: 10,0%;
- Test4: 14,2% vs Test8: 2,1%.

Ce résultat peut s'expliquer par le fait que lorsque $(h_{wall} -)$, nous avons observé lors de l'impression qu'il y avait un risque de sortie du FR de l'échantillon, ainsi cela va dégrader les propriétés mécaniques en flexion des éprouvettes. Comme le modèle EF ne prend pas en compte ce défaut, cela entraîne une différence entre les résultats expérimentaux et la simulation, ce qui augmente $\delta_{expe-simu}$.

Lorsque ($b_{FR} -$), $\delta_{expe-simu}$ est supérieur par rapport au même test avec ($b_{FR} +$) :

- Test1: 36,6% vs Test2: 13,9%;
- Test3: 35,5% vs Test4: 14,2%;
- Test5: 5,7% vs Test6: 0,7%;
- Test7: 10,0% vs Test8: 2,1%.

Ce résultat est également en accord avec les résultats trouvés expérimentalement, en effet on a vu précédemment qu'une faible V_f conduit à des problèmes de cohésion entre les couches ce qui affecte les propriétés mécaniques en flexion. Le modèle EF ne prend pas en compte la décohésion entre les couches, cela entraîne une différence entre les résultats expérimentaux et la simulation et augmente $\delta_{expe-simu}$.

1.2.4.3. Étude préliminaire : Essais quasi-statiques et de fluage en traction

L'objectif de cette étude préliminaire est d'étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en traction des matériaux. Un premier test de traction quasi-statique a été réalisé afin de dimensionner les tests de fluage en traction.

Tests quasi-statiques : dimensionnement des tests de fluage en traction

Le test quasi-statique en traction a été réalisé dans les deux configurations et les courbes de contrainte-déformations lors de cycles de charge/décharge de l'éprouvette ont été tracées (Figure I.33).

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx pur (Test1 F), comme dans le cas du test de flexion 3 points (Figure I.28), on observe que l'Onyx a également un comportement ductile en traction et que le matériau emmagasine de la déformation plastique lors de la charge/décharge.

La contrainte de limite élastique de l'Onyx est de $\sigma_{e,t} = 40 \text{ MPa}$ (Markforged, 2022). Un test de fluage a ensuite été réalisé à différents chargements : 32%, 55%, 75% et 87% de $\sigma_{e,t}$ (Figure I.34).

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé de FRFG (Test2 F), on observe que ce matériau a un comportement élastique avec une rupture fragile.

La contrainte de limite élastique du Test2 F est évaluée à partir du test quasi statique et elle est estimée à $\sigma_{e,t} = 208 \text{ MPa}$. Un test de fluage a ensuite été réalisé à différents chargements : 32%, 48%, 64%, 72% et 80% de $\sigma_{e,t}$ (Figure I.34).

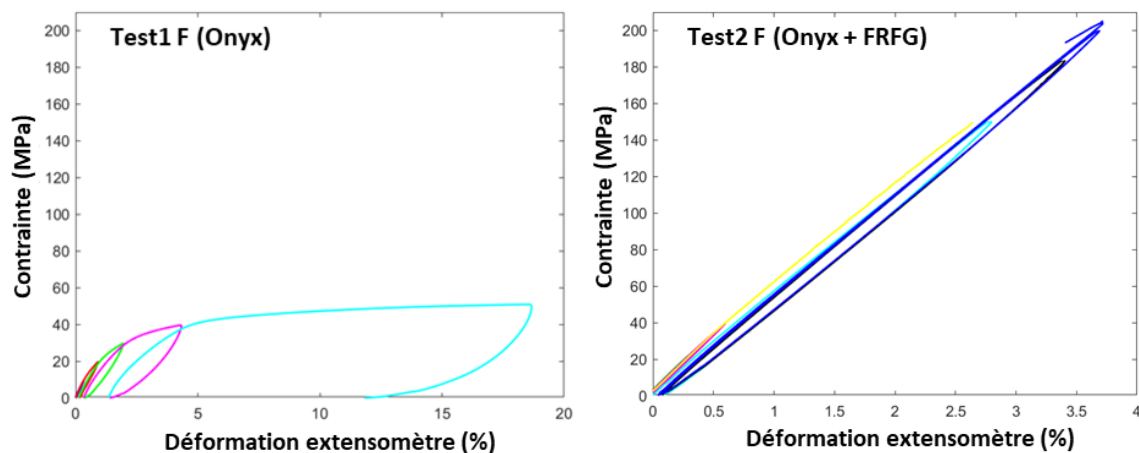


Figure I.33: Test quasi-statique en traction du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)

Tests de fluage en traction

Afin d'étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en traction des matériaux, les courbes reliant la déformation de l'extensomètre à la durée de l'essai dans les deux configurations lors d'un test de fluage en traction sous les niveaux de chargement déterminé à l'aide de l'essai quasi-statique ont été tracées dans la Figure I.34. On observe que lors de la phase de déchargement, la durée de 1 heure n'est pas suffisante pour que la déformation n'évolue plus dans le cas de l'éprouvette en Onyx.

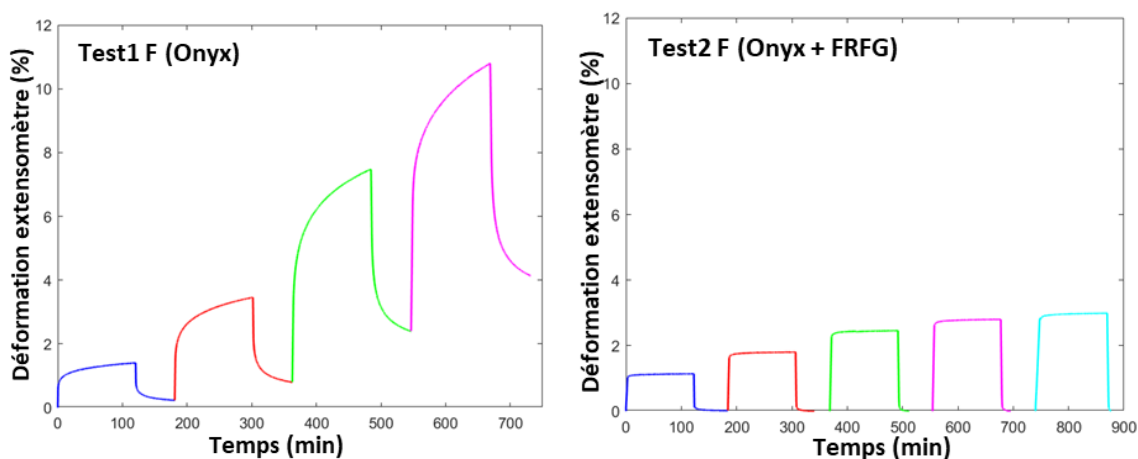


Figure I.34: Test de fluage en traction du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)

Les valeurs des déformations à chaque palier ont été calculées à partir des courbes reliant la déformation de l'extensomètre à la durée de l'essai dans le cas de l'éprouvette en Onyx pur (Test1 F) présentées dans le Tableau I-12 et dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé par des FRFG (Test2 F) présentées dans le Tableau I-13.

Palier (%)	32	55	75	87
Déformation élastique (%)	0,7	1,5	3,1	4,4
Déformation de fluage (%)	0,8	1,8	3,6	4,0
Déformation de déchargement élastique (%)	0,6	1,3	2,6	3,2
Déformation de déchargement pendant 1H (%)	0,6	1,4	2,5	-
Déformation résiduelle après 1H (%)	0,3	0,6	1,6	-

Tableau I-12: Déformation lors de l'essai de fluage en traction pour chaque palier du Test1 F (Onyx)

Palier (%)	32	48	64	72	80
Déformation élastique (%)	1,0	1,6	2,3	2,6	2,9
Déformation de fluage (%)	0,1	0,2	0,2	0,2	0,1
Déformation de déchargement élastique (%)	1,0	1,7	2,3	2,7	3,0
Déformation de déchargement pendant 1H (%)	0,1	0,1	0,2	0,2	-
Déformation résiduelle après 1H (%)	0	0	0	-0,1	-

Tableau I-13: Déformation lors de l'essai de fluage en traction pour chaque palier du Test2 F (Onyx + FRFG)

Dans un premier temps on va s'intéresser à la déformation au fluage. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx, l'augmentation de la déformation de fluage augmente de 1% entre le Palier 1 et 2, de 1,8% entre le Palier 2 et 3 et de 0,4% entre le Palier 3 et 4. On remarque une augmentation plus importante entre le Palier 2 et 3, ce qui peut traduire d'un changement de mécanisme de fluage.

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé en FRFG, la déformation de fluage ne change pas entre les paliers.

Lors du chargement à 32%, l'augmentation de la déformation de fluage de l'éprouvette est de 0,7% entre les deux configurations de test. Lors du chargement à 75% (Test1 F) et 72% (Test2 F) l'augmentation est de 3,4% malgré le fait que l'éprouvette en Onyx renforcé de FRFG a subi plus de palier de chargement. Ainsi, on observe que l'ajout de FR améliore la tenue au fluage en traction.

Dans un second temps, on va s'intéresser à la déformation résiduelle après 1 heure. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx, l'augmentation de la déformation résiduelle augmente de 0,3% entre le Palier 1 et 2, de 0,6% entre le Palier 2 et 3 et de 1,6% entre le Palier 3 et 4. On remarque que l'Onyx accumule de la déformation résiduelle, cela peut être dû au fait que la durée de 1 heure de décharge n'est pas suffisante pour que la déformation n'évolue plus.

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé en FRFG, la déformation résiduelle après 1 heure ne change pas entre les paliers. De manière similaire à la déformation de fluage, la déformation résiduelle de l'Onyx renforcé de FRFG est plus faible que celle de l'Onyx malgré le fait que cette éprouvette a subi plus de palier de chargement. Ainsi, on observe que l'ajout de FR améliore la déformation résiduelle en traction.

Le fait que l'ajout de FR améliore la déformation au fluage et résiduelle en traction est un résultat qui est en accord avec la littérature (Mohammadzadeh et al., 2018). Ces résultats montrent que la durée dans le temps est améliorée et constituent un indice pour conclure que la tenue à la fatigue en traction est améliorée par les FR.

1.2.4.4. Étude préliminaire : Essais quasi-statiques et de fluage en flexion 4 points

L'objectif de cette étude préliminaire est d'étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en flexion 4 points des matériaux lors d'un test de flexion 4 points. Un premier test de flexion 4 points quasi-statique a été réalisé afin de dimensionner les tests de fluage en flexion.

Tests quasi-statiques : dimensionnement des tests de fluage en flexion

Le test quasi-statique en flexion 4 points a été réalisé dans les deux configurations et les courbes de contrainte-déformations lors de cycles de charge/décharge de l'éprouvette ont été tracées (Figure I.35).

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx pur (Test1 F), comme dans le cas du test de flexion 3 points (Figure I.28), on observe que l'Onyx a également un comportement ductile en flexion et que le matériau emmagasine de la déformation permanente lors de la charge et la décharge. Comme la contrainte de limite élastique ($\sigma_{e,f}$) n'est pas fournie dans la fiche technique du matériau, on évalue $\sigma_{e,f}$ à partir des résultats du test de flexion 3 points (Figure I.28).

La contrainte de limite élastique de l'Onyx est évaluée et est égale à $\sigma_{e,f} = 38 \pm 9 \text{ MPa}$. Un premier test de fluage a ensuite été réalisé à différents chargements : 34%, 53%, 71% et 79% de $\sigma_{e,f}$ (Figure I.36).

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé de FRFG (Test2 F), un test quasi-statique en flexion 4 points a été réalisé et les courbes de contrainte-déformations lors de la charge et de la décharge de

l'éprouvette ont été tracées (Figure I.35). On observe que l'Onyx renforcé avec des FRFG a un comportement élastique avec une rupture quasi-fragile.

La contrainte de limite élastique du Test2 F est évaluée à partir du test quasi statique et il est estimé à $\sigma_{e,f} = 70 \text{ MPa}$. Un test de fluage a ensuite été réalisé à différents chargements : 41%, 59%, 81% et 91% de $\sigma_{e,f}$ (Figure I.36).

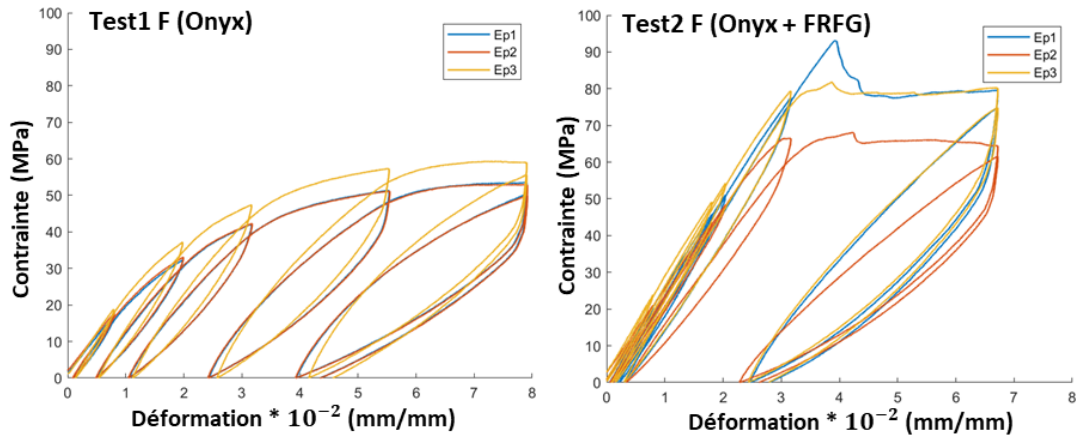


Figure I.35: Test quasi-statique en flexion 4 points du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)

Tests de fluage en flexion

Afin d'étudier l'influence de l'ajout de FR sur la tenue au fluage en flexion des matériaux, les courbes reliant la déformation de l'éprouvette à la durée de l'essai dans les deux configurations lors d'un test de fluage en flexion 4 points sous les niveaux de chargement déterminé à l'aide de l'essai quasi-statique ont été tracées dans la Figure I.36. On observe que lors de la phase de déchargement, la durée de 1 heure n'est pas suffisante pour que la déformation n'évolue plus dans le cas de l'éprouvette en Onyx. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx on observe un passage de la phase de fluage secondaire à la phase de fluage tertiaire entre le palier 3 et 4. De plus, dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé de FR, une décohésion entre les FR ou les FR et la matrice est survenu lors du palier 3 ce qui a conduit à un endommagement complet lors du palier 4.

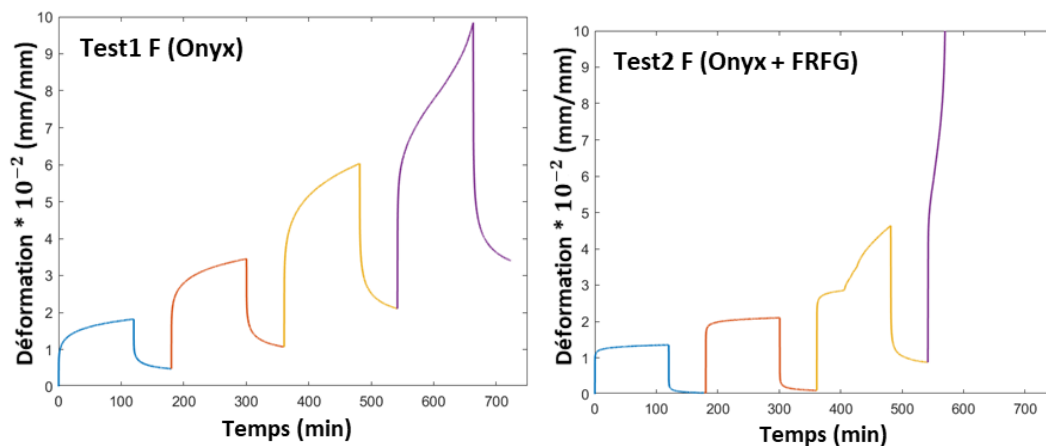


Figure I.36: Test de fluage en flexion 4 points du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)

Les valeurs des déformations à chaque palier ont été calculées à partir des courbes reliant la déformation à la durée de l'essai dans le cas de l'éprouvette en Onyx pur (Test1 F) présentées dans le Tableau I-14 et dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé par des FRFG (Test2 F) présentées dans le Tableau I-15.

Palier (%)	34	53	71	79
Déformation élastique	1,1	2,0	3,1	4,0
Déformation de fluage	0,8	1,0	1,8	3,7
Déformation de déchargement élastique	1,0	1,9	3,3	5,7
Déformation de déchargement pendant 1H	0,3	0,5	0,7	-
Déformation résiduelle après 1H	0,6	0,6	0,9	-

Tableau I-14: Valeur de la déformation $\times 10^{-2}$ (mm/mm) lors de l'essai de fluage en flexion 4 points pour chaque palier du Test1 F (Onyx)

Palier (%)	41	59	81	91
Déformation élastique	1,1	1,8	2,5	4,4
Déformation de fluage	0,2	0,3	2,0	-
Déformation de déchargement élastique	1,2	1,8	3,4	-
Déformation de déchargement pendant 1H	0,1	0,2	0,4	-
Déformation résiduelle après 1H	0	0,1	0,7	-

Tableau I-15: Valeur de la déformation $\times 10^{-2}$ (mm/mm) lors de l'essai de fluage en flexion 4 points pour chaque palier du Test2 F (Onyx + FRFG)

Dans un premier temps on va s'intéresser à la déformation au fluage. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx, l'augmentation de la déformation de fluage augmente de 0,002 mm/mm entre le Palier 1 et 2, de 0,008 mm/mm entre le Palier 2 et 3 et de 0,019 mm/mm entre le Palier 3 et 4. On observe que cette déformation évolue peu.

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé en FRFG, la déformation de fluage évolue peu entre les paliers 1 et 2 et augmente fortement lors du palier à 81% dû à l'endommagement de l'éprouvette.

Lors du chargement à 53% (Test1 F) et 59% (Test2 F) l'augmentation de la déformation de fluage de l'éprouvette est de 0,008 mm/mm entre les deux configurations de test malgré le fait que l'éprouvette en Onyx renforcé de FRFG a subi plus de palier de chargement. Ainsi, on observe que l'ajout de FR semble améliorer la tenue au fluage en flexion.

Dans un second temps, on va s'intéresser à la déformation résiduelle après 1 heure. Dans le cas de l'éprouvette en Onyx, la déformation n'augmente pas entre le Palier 1 et 2, et augmente de 0,003 mm/mm entre le Palier 2 et 3.

Dans le cas de l'éprouvette en Onyx renforcé en FRFG, la déformation résiduelle après 1 heure évolue peu entre les paliers 1 et 2 et augmente fortement lors du palier à 81% dû à l'endommagement de l'éprouvette.

Comme dans le cas des tests de fluage en traction, l'ajout de FR améliore la déformation au fluage lors des tests de fluage en flexion 4 points. Ces résultats montrent que la durée dans le temps est améliorée et constituent un indice pour conclure que la tenue à la fatigue en flexion est améliorée par les FR. Cependant, l'endommagement de l'éprouvette renforcée de FR et les approximations effectuées dues à l'absence de jauges de déformation ne permettent pas de conclure de manière fiable.

I.2.5. Conclusion

La littérature nous a montré que l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en traction a déjà été étudiée. Cette étude se place dans un contexte de conception de pied prothétique. Ainsi, lors de la marche les pieds prothétiques travaillent majoritairement en flexion. Il est donc intéressant d'étudier l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion. Dans cette étude l'objectif était de déterminer l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques d'un composite imprimé en DFF en Onyx et renforcé avec des FRFG en utilisant une imprimante Markforged™.

Ainsi, une première étude a été réalisée pour caractériser l'influence de la fraction volumique et du placement des FR, du type et du taux de remplissage sur les propriétés en flexion des éprouvettes ayant une fraction volumique de FR inférieure à 15% avec un test de flexion 3 points. Un modèle EF a également été développé pour étudier le comportement des matériaux issus de DFF/CFF en tenant compte des porosités dans les matériaux. Ce modèle a été validé en utilisant des résultats analytiques et expérimentaux.

La fraction volumique de FR, en particulier, a été étudiée en faisant varier le nombre de couches de FR, ainsi la fraction volumique de FR variait de 1 à 15%. Les résultats ont montré qu'une augmentation de la fraction volumique de FR permettait une augmentation de la plage de chargement élastique des éprouvettes et augmentait la valeur du module de flexion. Cependant, cette augmentation entraînait également une augmentation du taux de porosité dans les échantillons. De plus, pour des valeurs de fraction volumique de FR faibles ($\leq 1\%$), le module en flexion des éprouvettes était inférieur au module de l'Onyx et l'erreur entre la simulation EF et les résultats expérimentaux augmentait. Ces résultats peuvent être expliqués par un problème de cohésion entre les FR ou entre les FR et les couches d'Onyx qui a affecté les propriétés mécaniques et n'a pas été pris en compte dans le modèle EF. Ainsi, le choix de la fraction volumique de FR doit être un compromis pour atteindre les propriétés mécaniques souhaitées et assurer une bonne santé de la matière (limiter la décohésion entre les couches et le taux de porosité).

Le placement des FR a ensuite été investigué. Les résultats ont montré qu'une modification du placement dans le plan horizontal du test de flexion 3 points ne modifiait pas le taux de porosité ou le module de flexion. Une modification du placement par rapport à la ligne neutre de l'éprouvette lors du test de flexion modifie les propriétés mécaniques en flexion. Lorsque les FR sont le plus éloignés de la ligne neutre (1 rings d'Onyx externe), le module de flexion augmente. Cependant, dans ce cas il y a un risque que les FR sortent de l'éprouvette et affectent les propriétés en flexion. En conséquence, cette configuration augmente également les erreurs entre les résultats expérimentaux et la simulation. Ainsi, le placement des FR par rapport à la ligne neutre doit être un compromis pour augmenter le module de flexion tout en évitant la sortie des FR de la matrice (« pull-out »).

L'influence du taux et de l'orientation du remplissage a ensuite été étudiée. Le remplissage R30 s'est avéré entraîner le moins de porosité dans les matériaux ou entre les couches. De plus, dans le cas d'un remplissage solide, une orientation à $\pm 45^\circ$ par rapport à $0/90^\circ$ conduit à un taux de porosité plus faible. Les propriétés en flexion étaient similaires, quel que soit le remplissage.

Finalement, l'influence du nombre de rings de FR a été étudiée sans faire varier la fraction volumique de FR. Les résultats ont montré qu'augmenter le nombre de rings améliorait la cohésion entre les FR ou entre les FR et la matrice mais réduisait la plage de chargement élastique.

Cette étude a également permis d'investiguer la répétabilité du procédé d'impression DFF/CFF. Les résultats ont montré un coefficient de variation inférieur à 10% dans les cas des éprouvettes en Onyx renforcés par des FR ce qui assure une bonne répétabilité du procédé en termes de propriétés mécaniques. Cependant, l'Onyx est un matériau très sensible au vieillissement, ainsi, les propriétés

mécaniques peuvent être altérées au cours du temps. Enfin, une variation significative des propriétés mécaniques de l'Onyx a été observée entre des bobines différentes.

Les limites de cette étude sont que le test de flexion 3 points peut créer un effet local d'indentation, de plus dans le cas des grandes déformations, l'éprouvette risque de glisser sur les appuis. Ainsi, dans les études suivantes, comme les éprouvettes seront soumises à un chargement sur une durée plus importante, un test de flexion 4 points sera utilisé pour caractériser les propriétés en flexion en limitant le phénomène d'indentation au milieu de l'éprouvette.

Finalement, une deuxième étude a été réalisée pour investiguer l'influence de l'ajout de FR sur la tenue dans le temps des matériaux issus de DFF et donc la tenue au fluage en traction et en flexion des matériaux issus de DFF et de DFF/CFF a été étudiée.

Les résultats ont montré que dans le cas de la traction et de la flexion l'ajout de 21% de FRFG dans une matrice en Onyx entraînait une diminution des déformations plastiques et de fluage. Ces résultats nous permettent de faire l'hypothèse que l'ajout de FR va améliorer la tenue en fatigue des composites imprimés par DFF.

Cette étude est préliminaire car seule un échantillon par typologie a été imprimé et testé en fluage. Les perspectives de ces études seraient de tester un plus grand nombre d'éprouvettes et d'harmoniser les paliers de chargement entre les tests afin de pouvoir les comparer. De plus, il serait intéressant d'investiguer l'influence de l'ajout de FR sur la tenue en fatigue en flexion. Finalement, lors du test de fluage en flexion le placement de jauges de déformation n'avait pas été concluant, ainsi cet aspect serait également à améliorer dans des études futures.

Partie II. INFLUENCE DU PIED PROTHETIQUE SUR LA STABILITE POSTURALE ET SUR LA MOBILITE DU SUJET

Le besoin en termes de prothèses ne cesse d'augmenter, en effet en 2005 1,6 million d'américains vivaient avec un membre amputé et ce nombre risque de doubler d'ici 2050 (Ziegler-Graham et al., 2008). Cette étude a également montré que 65% des personnes avaient subi une amputation du membre inférieur.

Lors d'une amputation, la prothèse est le seul moyen de remplacer le membre et/ou l'articulation manquante. Dans le cas d'un pied prothétique, la prothèse remplace le segment du pied ainsi que l'articulation de la cheville.

La prothèse de membre inférieur améliore l'exécution des activités de la vie quotidienne et pourrait avoir des effets positifs sur la mobilité, l'éducation, le travail et la santé (Borg & Östergren, 2015). Le pied prothétique a un rôle primordial dans le fonctionnement des prothèses tibiale et fémorale. Ainsi, nous nous intéresserons uniquement à ce composant dans la suite de ce manuscrit de thèse.

Le pied prothétique doit être déformable pour se substituer à la mobilité de la cheville. Les pieds prothétiques SACH (Solid Ankle Cushion Heel) sont les pieds prothétiques les plus simples, ce sont des pieds en bois avec un talon en mousse permettant un amortissement lors de l'impact du talon sur le sol et un avant-pied souple permettant le passage du pas (Figure II.1). C'est un pied très résistant qui convient aux personnes peu actives. Dans un souci d'amélioration des performances des pieds prothétiques, l'utilisation des matériaux composites a permis de les faire évoluer en substituant les mobilités des différentes articulations du pied et de la cheville par la déformation d'une structure légère. Les personnes amputées actives utilisent plutôt des pieds dits à restitution d'énergie constitués de lames de fibres de carbone ou de verre dont la déformation permet d'emmagasiner de l'énergie et de la restituer durant la marche (Figure II.1). Cette structure est passive, ainsi sa déformation ne dépend que du dimensionnement et des efforts exercés par les utilisateurs.



Figure II.1: Pied SACH (Ottobock™) (à gauche) et pied à restitution d'énergie Dynacity (Proteor™) (à droite)

L'objectif de cette partie est d'étudier l'influence du pied prothétique sur la stabilité posturale et sur la mobilité du sujet. Le premier chapitre de cette partie permet de définir un certain nombre de termes et des concepts utiles à la compréhension. Notamment, la notion de stabilité posturale du corps humain sera explicitée. Afin de faire émerger les verrous scientifiques à lever, le second chapitre définit les paramètres permettant d'étudier la mobilité d'une personne et donne une vue synthétique des études portant sur l'influence du pied prothétique sur la mobilité. Ce chapitre synthétise également les études portant sur la modélisation, la quantification et l'impact du pied prothétique sur la stabilité posturale des utilisateurs. Devant le peu d'études examinant l'impact spécifique de la modification de la raideur de flexion du pied prothétique sur la stabilité posturale du sujet, nous proposerons dans le

troisième chapitre, un premier travail personnel portant sur l'influence de la variation de la raideur de flexion du pied prothétique sur la stabilité posturale et sur la marche des sujets en utilisant un simulateur de prothèses.

Chapitre.II.1. CHAPITRE PRELIMINAIRE : DEFINITION DES TERMES

Dans ce chapitre nous présenterons différents termes et concepts issus de la littérature qui seront utilisés dans l'ensemble de ce manuscrit. En particulier, les directions anatomiques, les plans et les axes de référence utilisés pour la description anatomique du mouvement seront présentés. De plus, une définition des mouvements de l'articulation de la cheville, des repères du tibia et du pied ainsi qu'une définition du cycle de marche et des rôles des articulations du genou et de la cheville lors des différentes phases sera présentée de façon synthétique. Finalement, l'équilibre statique et la stabilité d'un système multicorps, la raideur de flexion de la cheville et la notion de roll-over shape seront définis.

II.1.1. Description anatomique du mouvement

En analyse du mouvement, un système de coordonnées est défini afin de décrire le mouvement du sujet. Ce système est défini à partir de la position anatomique de référence : le sujet est debout, les membres supérieurs posés le long du corps, les paumes des mains tournées en avant, le regard droit et horizontal (Académie Nationale de Médecine, 2023). À partir de cette position, les 3 axes du système de coordonnées sont décrits. Ce système comprend : un axe longitudinal orienté des pieds vers la tête du sujet, un axe antéro-postérieur (AP) orienté dans la direction antérieure et un axe médio-latéral (ML) (Figure II.2). À partir de ces axes, 3 plans passant par le centre de gravité (CdG) du corps humain sont définis : le plan sagittal, le plan frontal et le plan transverse (Figure II.2). Le CdG est défini comme étant le point d'application de la résultante des forces de gravité ou de pesanteur. Le plan sagittal est le plan le plus souvent utilisé dans le cas de l'analyse de la marche.

Dans ce manuscrit, la notion de centre de masse (CdM) sera régulièrement utilisée. Le CdM est défini comme le barycentre des masses. On fait l'hypothèse que le champ de gravité est uniforme, dans ce cas le CdM est confondu avec le CdG.

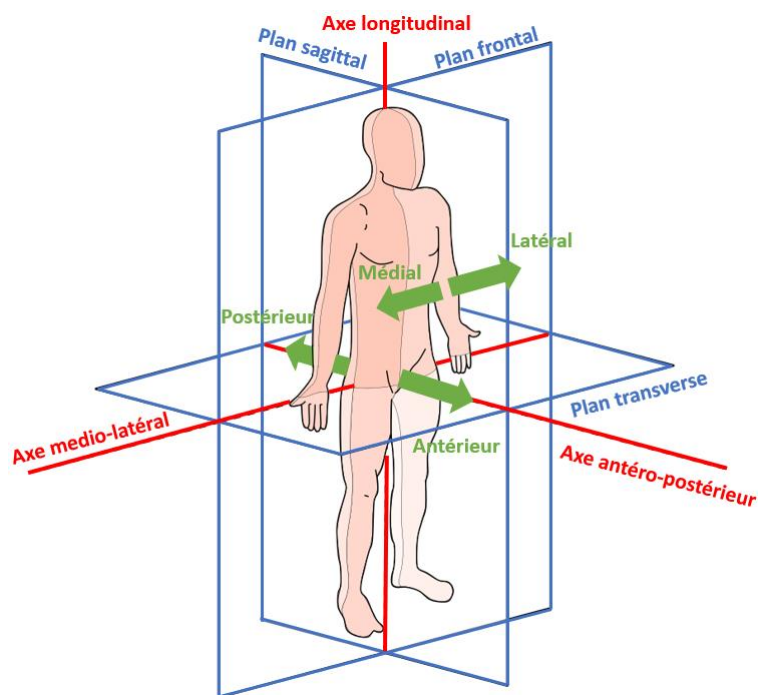


Figure II.2: Directions anatomiques, plans et axes de référence (adapté de Wikimedia Commons, 2014)

II.1.2. Caractérisation biomécanique du pied

II.1.2.1. Mouvement de l'articulation de la cheville

Les termes spécifiques utilisés pour décrire les mouvements de l'articulation de cheville sont explicités sur la Figure II.3.

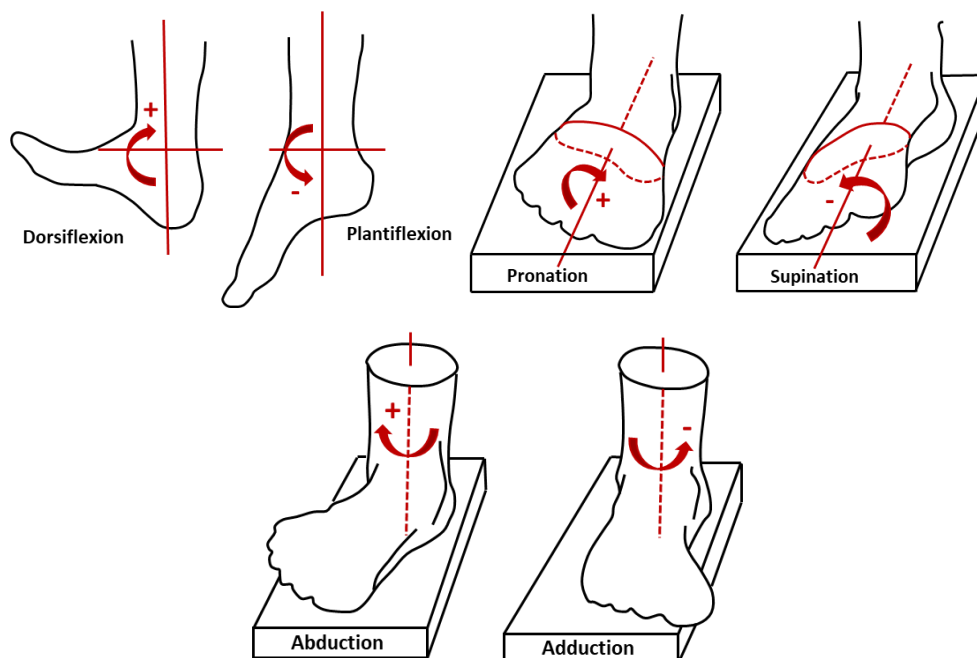


Figure II.3: Mouvements de l'articulation de la cheville (adapté de Tarrade, 2020)

II.1.2.2. Définitions des axes du pied et du tibia

Dans ce manuscrit, nous allons nous concentrer sur la mobilité de l'articulation de la cheville dans le plan sagittal qui induit les mouvements de dorsiflexion et de plantiflexion du pied par rapport au tibia.

Nous allons donc définir le système de coordonnées du pied et du tibia. Pour définir ces systèmes de coordonnées, des marqueurs ont été placés à différentes positions anatomiques (Figure II.5). Le système de coordonnées de la salle est défini par l'axe $\vec{X}$, horizontal et qui pointe dans la direction de la marche et l'axe $\vec{Y}$, vertical et qui pointe vers le haut.

Dans le cas du pied, les vecteurs $\vec{v1}$ et $\vec{v2}$ sont respectivement les vecteurs passant par les marqueurs du talon (CAL) et le 5^e métatarse (MT5) et passant par CAL et le 1^{er} métatarse (MT1). Le vecteur $\vec{v3}$ est défini comme le vecteur passant par MT1 et MT5. L'axe $\vec{y}$ est défini comme l'axe normal aux vecteurs $\vec{v1}$ et $\vec{v2}$. L'axe $\vec{x}$ est défini comme l'axe normal au vecteur $\vec{v3}$ et à l'axe $\vec{y}$. Finalement, l'axe $\vec{z}$ est défini comme l'axe normal à l'axe $\vec{x}$ et à l'axe $\vec{y}$ (Figure II.4).

Dans le cas du tibia, le vecteur $\vec{v1'}$ est défini comme le vecteur passant par le condyle médial (CLM) et latéral (CLL). Le milieu de la malléole médiale (MALM) et latérale (MALL) est noté MAL et le milieu de CLM et CLL est noté CL. L'axe $\vec{y'}$ est défini comme l'axe passant par MAL et CL. L'axe $\vec{x'}$ est défini comme l'axe normal au vecteur $\vec{v1'}$ et à l'axe $\vec{y'}$. Finalement, l'axe $\vec{z'}$ est défini comme l'axe normal à l'axe $\vec{x'}$ et à l'axe $\vec{y'}$ (Figure II.4).

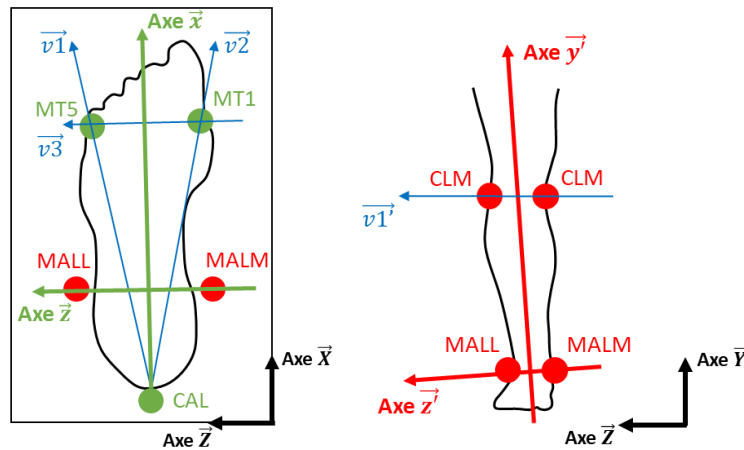


Figure II.4: Définition du repère du pied (à droite) et du tibia (à gauche)

On définit l'angle de flexion de la cheville (θ_{chev}) comme étant l'angle de passage entre le repère du pied et le repère du tibia, à partir de la séquence d'axe $\vec{y} \xrightarrow{x_{mobile}} \vec{z}$, autour de l'axe $\vec{z'}$ (Figure II.4, Figure II.5). Une valeur positive de l'angle indique un mouvement de dorsiflexion et une valeur négative indique un mouvement de plantiflexion.

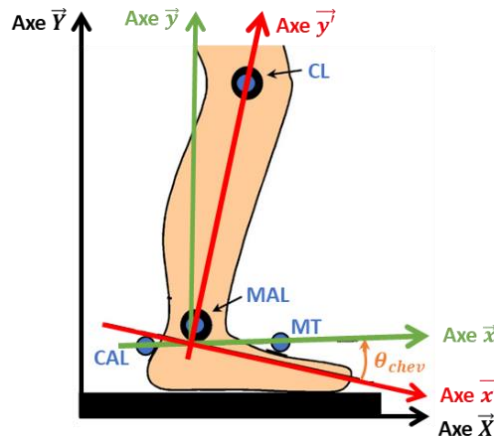


Figure II.5: Repère du pied et du tibia dans le plan sagittal et définition de l'angle de flexion de la cheville (adapté de Hansen et al., 2004)

II.1.3. Cycle de marche

La marche peut être découpée en plusieurs cycles. Un cycle de marche est défini entre deux appuis successifs du talon d'un même pied. Les différentes phases sont généralement exprimées en pourcentage, 0% correspondant au premier appui talon et 100% au deuxième. Lors de ce cycle, différentes phases et sous-phases peuvent être distinguées (Figure II.6). Pour un sujet non amputé, la phase d'appui constitue 60% du cycle. Le premier double appui opposé à la mise à plat du pied (de 0 à 10%), la phase d'appui unipodal commence lorsque le pied controlatéral quitte le sol et finit lorsque le talon de ce pied touche le sol (de 10 à 50%). Le deuxième double appui fini lorsque les orteils décollent du sol (de 50 à 60%). Finalement la phase oscillante finit lorsque le talon touche le sol pour la seconde fois (de 60 à 100%) (Perry & Burnfield, 2010).

Les articulations de la cheville et du genou jouent un rôle important pour la marche. Le genou fléchit au début de la phase d'appui, cela contribue à absorber l'impact dû au contact entre le talon et le sol. Durant la phase d'appui unipodal, le genou assure le rôle de maintien de l'individu (Duraffourg, 2021). A l'attaque du talon, le complexe pied-cheville contribue également à absorber l'impact dû au contact entre le talon et le sol. Jusqu'à ce que le pied soit en contact sur le sol, les muscles fléchisseurs de la cheville freinent la mise à plat du pied. Une fois le pied à plat, l'angle du tibia par rapport à la verticale évolue. Celle-ci rejoint une position neutre à la fin de la période de double appui, puis atteint une dizaine de degrés de flexion dorsale à la fin de la phase d'appui unipodal. Cette progression est contrôlée par les muscles extenseurs. À la fin de la phase d'appui unipodal, le talon décolle du sol. Au cours du second double appui, la cheville va rapidement repasser en flexion plantaire en libérant une énergie importante permettant de transférer le poids sur la jambe opposée grâce à l'action des muscles extenseurs de la cheville (Bonnet, 2009). Au cours de la phase oscillante, le genou fléchit avant la transition du pas, puis revient en extension. Cette flexion permet de réduire la distance entre la hanche et l'extrémité du pied, permettant ainsi à la jambe de passer au-dessus du sol sans trébucher. La cheville, par le biais d'un mouvement de dorsiflexion, facilite également ce passage. Le genou s'étend ensuite pour préparer l'appui du talon (Duraffourg, 2021).

Une amputation du membre inférieur affecte la mobilité des personnes. Même après une période de rééducation, les appareillages existants ne permettent pas de restaurer l'intégralité du comportement du membre inférieur sain. Dans le cas d'une personne amputée unilatérale, on appellera la jambe inférieure amputée : jambe prothétique et la jambe inférieure non amputée : jambe controlatérale.

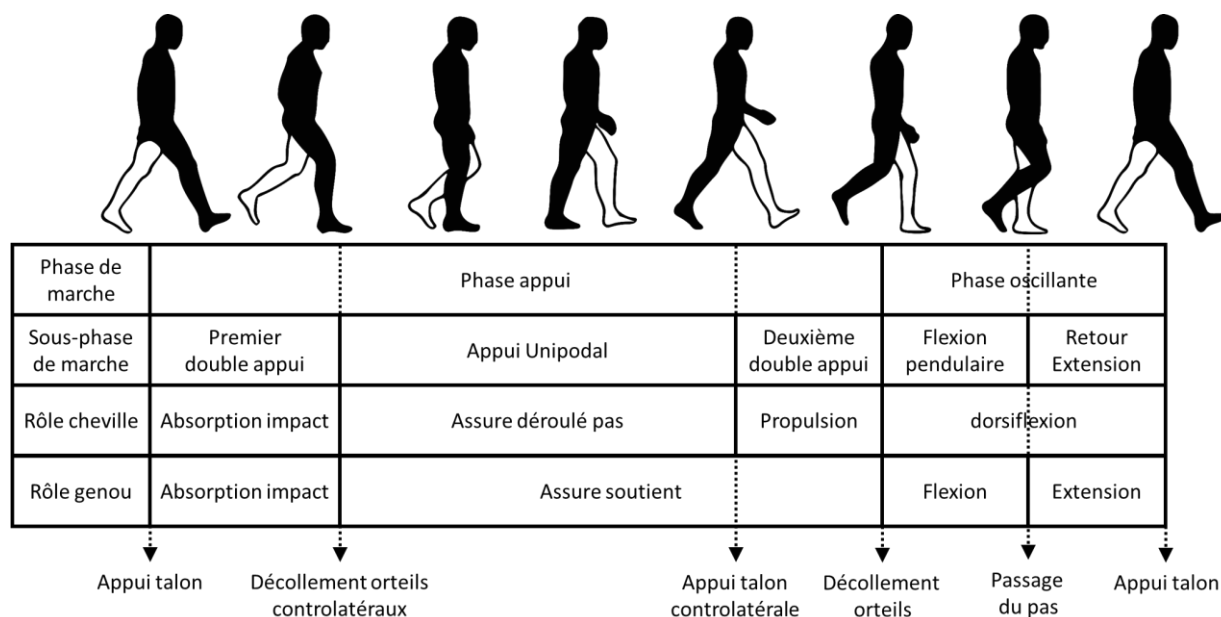


Figure II.6: Définition du cycle de marche et des rôles des articulations du genou et de la cheville lors des différentes phases du cycle (Duraffourg, 2021)

II.1.4. Définitions des concepts et des grandeurs mécaniques d'intérêt

II.1.4.1. Équilibre et stabilité d'un système multicorps

Les notions d'équilibre et de stabilité possèdent des définitions précises en fonction de la discipline scientifique : mécanique, automatique, biomécanique...

En mécanique, lorsqu'on se place dans le cas d'un système conservatif, les positions d'équilibre sont définies telles que les paramètres du mouvement restent constants. Dans cette configuration, l'énergie cinétique est nulle et les dérivées par rapport au temps sont nulles. Les positions d'équilibre sont donc obtenues pour les extremums (maximums, minimums ou points d'inflexion locaux) de l'énergie potentielle (E_p). Dans le cas où l'énergie potentielle ne dépend que d'un paramètre x et si on considère la position d'équilibre du système égale à $x = x_{eq}$, on obtient l'équation suivante :

$$\frac{dE_p}{dx}(x_{eq}) = 0 \quad (\text{Eq. II-1})$$

Dans le cas où les forces sont conservatives, elles dérivent d'une énergie potentielle. Ainsi, l'équilibre statique d'un système isolé peut également être défini comme la position où la somme des forces et des moments extérieurs qui s'exercent sur le système multicorps sont nuls, conformément au principe fondamental de la statique (PFS). Dans le cas d'un système dynamique, on parle de point d'équilibre statique.

Une position d'équilibre d'un système matériel est dite stable si le mouvement induit par une perturbation (avec des conditions initiales en vitesse et en position très petites) reste au voisinage de cette position. Dans le cas contraire, l'équilibre est considéré comme instable.

En s'appuyant sur le théorème de la stabilité asymptotique de Liapounov, si l'énergie potentielle est un minimum local à la position d'équilibre alors cette position d'équilibre est stable (Eq. II-2) et si l'énergie potentielle est un maximum local alors cette position est instable (Eq. II-3).

$$\frac{d^2E_p}{dx^2}(x_{eq}) > 0 \quad (\text{Eq. II-2})$$

$$\frac{d^2E_p}{dx^2}(x_{eq}) < 0 \quad (\text{Eq. II-3})$$

Dans le cas d'un système dynamique, quand le système est perturbé il a tendance à osciller autour de sa position d'équilibre. Une autre définition d'une position stable d'équilibre est lorsque les oscillations convergent.

Dans le cas de l'équilibre bipède humain, l'équilibre parfaitement statique n'est pas atteignable car le corps subit toujours des perturbations qui peuvent venir de son environnement ou du corps en lui-même comme par exemple la respiration. Par abus de langage, on parlera d'équilibre statique quand les perturbations sont faibles et que le sujet semble immobile. En position debout, le système sensorimoteur doit s'ajuster en permanence pour maintenir une position d'équilibre stable.

La stabilité posturale du corps humain se réfère à sa capacité à maintenir sa posture autour de sa position d'équilibre, en dépit des perturbations externes ou internes. La stabilité posturale est liée aux forces externes (pesanteur, force de réaction du sol sur le pied, perturbations externes...) et aux forces internes (force d'inertie, force musculaire...) agissant sur le corps (Winter, 1995). Dans le cas du corps humain, la commande musculaire peut être modifiée volontairement pour modifier la position du corps et le ramener dans une position d'équilibre stable.

Dans la littérature, il existe plusieurs modèles caractérisant le contrôle de l'équilibre postural, par exemple, par un pendule simple inversé (Winter, 1995), par un pendule double inversé (Colobert et al., 2006) ou par la modélisation à l'aide de 5 degrés de liberté et 43 muscles (Delp et al., 2007) (Figure II.7). En se basant sur le modèle du pendule simple inversé, dans une situation d'équilibre stable, les forces externes de la pesanteur et la force de réaction du sol sur le pied (Ground Reaction Force : GRF) sont à l'équilibre.

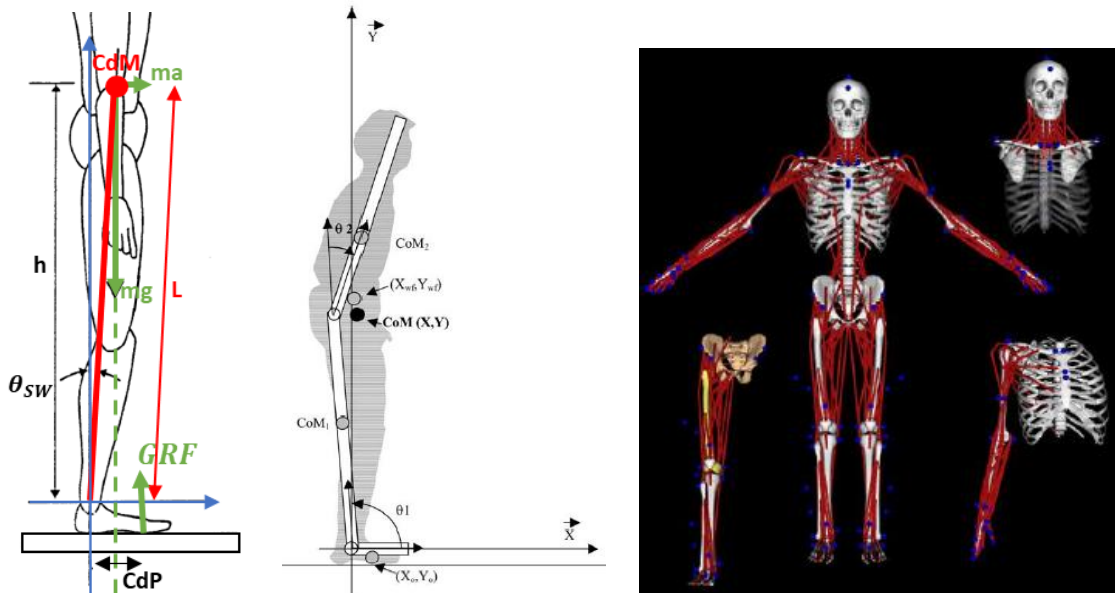


Figure II.7: Modèle du pendule simple inversé (adapté de Winter et al., 1998) (à gauche), modèle du pendule double inversé (Colobert et al., 2006) (milieu) dans le plan sagittal et modèle musculosquelettique (Delp et al., 2007) (à droite) utilisés pour modéliser le contrôle de l'équilibre postural

On définit le centre de pression (CdP) comme le point sur le sol où les composantes du moment des GRF sont nulles dans le plan transverse. L'équilibre postural stable est maintenu en déplaçant le CdP afin de l'aligner à la projection verticale du CdM sur le sol. Dans le cas d'un sujet en position debout, le CdP est contenu dans le polygone de sustentation. On définit la surface de sustentation, ou base de support (BdS), comme étant la surface contenant tous les points de contact entre le corps et le support. Dans le cas du sujet en position debout, on parle de polygone de sustentation qui englobe les pieds du sujet (Figure II.8). Ainsi, une stratégie de maintien de l'équilibre consiste à maintenir la projection verticale du CdM dans la BdS afin de garder son CdP sous son CdM (Péninou & Colné, 2018).

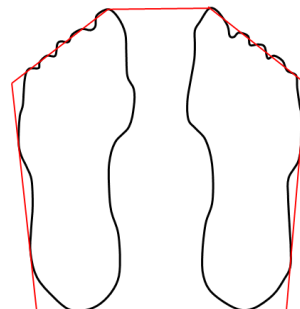


Figure II.8: Polygone de sustentation d'un sujet en position debout

II.1.4.2. Définition de la raideur de flexion de la cheville

Cette partie étudie l'influence du pied prothétique sur la stabilité posturale et sur la mobilité du sujet, dans les chapitres suivants la raideur de flexion de la cheville sera étudiée car c'est un paramètre qui influence la stabilité posturale et la mobilité du sujet. La définition de la raideur de flexion explicitée dans cette section sera utilisée dans toute la suite du document.

Le moment de flexion à la cheville est calculé en faisant l'hypothèse que la masse du pied est négligeable et que le pied est statique pendant la phase d'appui. Ainsi, le moment de flexion à la cheville est calculé au niveau du marqueur MAL (Figure II.5) dans le repère de la salle :

$$M_{chev, R_0} = GRF_X * MAL_Y + GRF_Y * (CdP_X - MAL_X) \quad (Eq. II-4)$$

Avec GRF_X et GRF_Y les composants selon l'axe $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ de la résultante des forces de réaction du sol, MAL_X et MAL_Y les coordonnées du marqueur MAL selon l'axe $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ et CdP_X les coordonnées du CdP selon l'axe $\vec{X}$.

Finalement, le moment de la cheville est exprimé dans le repère du tibia, dans la suite de ce manuscrit on le notera : $\overrightarrow{M_{chev}}$.

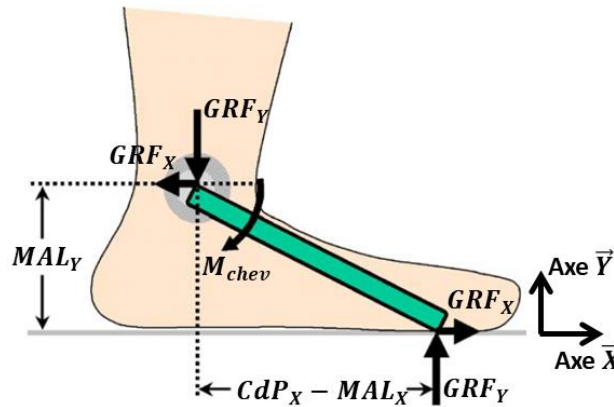


Figure II.9: Schéma des forces appliquées sur le pied et du moment de flexion de la cheville (adapté de Hansen, Childress, & Knox, 2004)

La raideur de flexion la cheville (K) est définie comme la pente reliant l'évolution du moment angulaire autour de l'axe de flexion de la cheville et l'angle de flexion de la cheville pendant la phase d'appui unipodal (Figure II.10). Il est également possible de séparer cette raideur en deux valeurs : la raideur pendant la première partie du mouvement de dorsiflexion qui débute avec l'appui du talon et qui se termine lorsque le talon se décolle ($K1$) et la raideur pendant la seconde partie du mouvement de dorsiflexion qui débute quand le talon se décolle et qui termine lors de l'appui talon du pied controlatéral ($K2$) (Pillet et al., 2014).

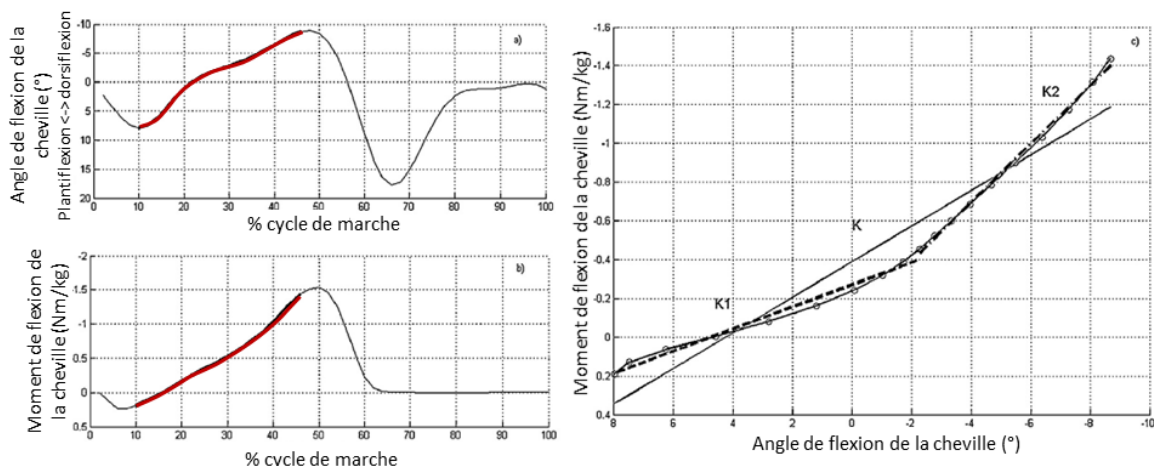


Figure II.10: Tracé de l'évolution de l'angle de flexion de la cheville (a) et du moment de flexion de la cheville (b) en fonction du pourcentage du cycle de marche et tracé de l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville et des approximations linéaires (c) (adapté de Pillet et al., 2014)

II.1.4.3. Définition du roll-over shape

En 1990, McGeer développe un système de robot marcheur dynamique passif qui peut descendre une pente sans utiliser de contrôle actif (McGeer, 1990a). Ce robot possède une articulation de genou et de hanche mécanique et un pied en demi-cercle (Figure II.11). Le rayon du pied en demi-cercle a été choisi égal à $0,2 \times$ la longueur de la jambe et avec son centre coïncident avec l'articulation du genou. Ce robot a ouvert la voie à des recherches plus avancées sur la locomotion bipède.

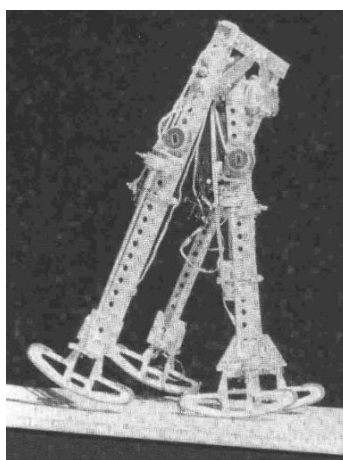


Figure II.11: Robot marcheur dynamique passif (McGeer, 1990b)

En parallèle de ces travaux sur les robots bipèdes, Hansen et al. ont montré que lors de la marche des sujets non-amputés, la trajectoire du CdP exercé par le pied sur le sol décrivait un arc de cercle au cours de l'appui unipodal lorsqu'on l'exprime dans le repère du tibia (Hansen, Childress, & Knox, 2004). Cette trajectoire est nommée roll-over shape (ROS) (Figure II.12). De la même manière que pour le robot marcheur dynamique passif, c'est cette forme en arc de cercle qui permet le déroulé du pas. Lors de la marche à plat, le ROS ne change pas en fonction de la vitesse de la marche, de l'ajout de poids sur le tronc du sujet ou du type de chaussures (Hansen & Childress, 2010). Le ROS est donc un paramètre intrinsèque au sujet et qui constitue un paramètre intéressant dans le cadre de la conception d'un pied prothétique.

Le ROS peut être modélisé par une portion d'arc de cercle caractérisé par sa longueur, son rayon et la position de son centre de rotation. Dans le cas d'un pied prothétique, il y a deux manières de faire varier le rayon de la portion d'arc de cercle modélisant le ROS : changer la géométrie du pied prothétique ou changer sa raideur.

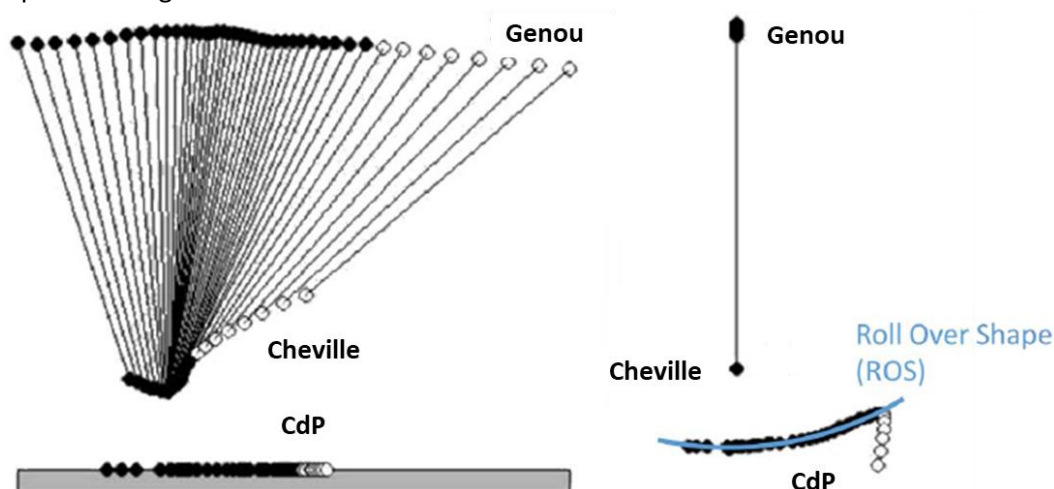


Figure II.12: (Gauche) Évolution du centre de pression exercé par le pied sur le sol et du segment du tibia dans le repère de la salle. (Droite) Évolution du centre de pression dans le repère du tibia (en noir) superposé avec le modèle du roll-over-shape (ROS) (en bleu) (adapté de Hansen, Childress, & Knox, 2004)

L'alignement du pied prothétique a une influence sur l'orientation du ROS. Il est possible que deux pieds ayant des ROS différents avec un alignement à 0° obtiennent des ROS similaires pendant la marche suite à une modification de l'alignement (Hansen et al., 2000) (Figure II.13).

En plus de fournir des informations sur le déroulé du pas, le ROS a une influence sur la consommation métabolique (Adamczyk & Kuo, 2013) ainsi que sur la stabilité des sujets pendant la marche (Curtze et al., 2009).

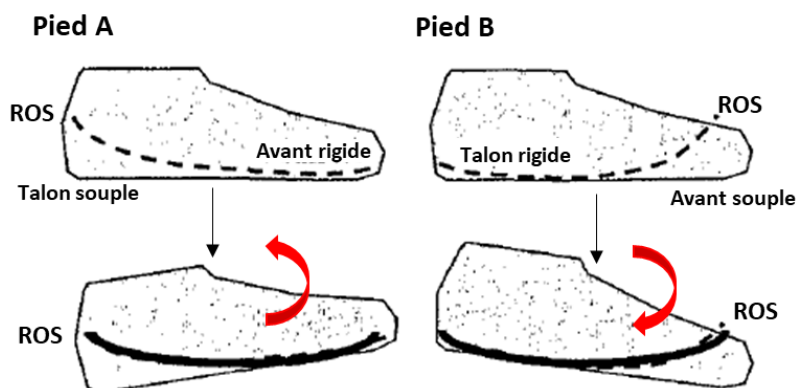


Figure II.13: Effet de l'alignement de la prothèse sur l'orientation du ROS (adapté de Hansen et al., 2000)

Chapitre.II.2. BIBLIOGRAPHIE : INFLUENCE DU PIED PROTHETIQUE SUR LA MOBILITE DE L'UTILISATEUR. MODELISATION, QUANTIFICATION ET INFLUENCE DU PIED PROTHETIQUE SUR LA STABILITE POSTURALE

Après avoir défini un certain nombre de termes utiles à la compréhension, le second chapitre présente une revue de littérature sur l'influence du pied prothétique sur la mobilité du sujet. Dans un second temps, une revue de littérature sur les stratégies de maintien de l'équilibre postural chez les personnes non-amputées, sur les méthodes d'étude de la stabilité posturale et sur les paramètres influençant la stabilité d'un système multicorps sera réalisée. Finalement, une revue de littérature sur le compromis mobilité – stabilité posturale auquel un pied prothétique doit répondre sera présentée.

II.2.1. Influence du pied prothétique sur la mobilité du sujet

La plupart des personnes amputées actives utilisent des pieds dits à restitution d'énergie. Ces pieds sont fabriqués à partir de lames en fibres de carbone ou de verre qui se déforment pour stocker l'énergie élastique pendant la phase d'appui. Lorsque la prothèse est déchargée, cette énergie est restituée et transmise à l'utilisateur. Ainsi, ces pieds prothétiques permettent d'amortir le choc lors de l'appui talon, de reproduire le déroulé du pied sur le sol et de restituer de l'énergie à la fin de la phase d'appui (Duraffourg, 2021). Beaucoup de pieds prothétiques à restitution d'énergie venant de fabricants différents tels que Össur™ (Islande), Ottobock™ (Allemagne), Proteor™ (France), Colledge Park Industries™ (USA), Blatchford™ (UK)... sont présentes actuellement sur le marché. Un grand nombre d'articles étudient l'impact de ces prothèses sur la marche des personnes appareillées. Par exemple, en 2004, Van der Linde et al. ont réalisé une revue systématique de l'impact de différents pieds prothétiques sur la marche des personnes amputées (Linde et al., 2004) et il ont recensé 40 études traitant de ce sujet.

La longueur effective ainsi que le rayon du ROS du pied ont une influence sur la marche (Hansen & Starker, 2018). Dans le cas d'un pied prothétique, la géométrie et la raideur ont une influence sur le ROS. Pour faire varier le ROS, une méthode est de fixer la géométrie et de faire varier la raideur. Ainsi, dans la littérature la raideur de flexion du pied prothétique a été modifiée de différentes façons, par exemple, en utilisant un émulateur de pied prothétique (Hedrick et al., 2019), en utilisant des modules différents d'une même catégorie de prothèse (Halsne et al., 2020), en faisant varier le nombre de sections des pieds (Klodd et al., 2010) (Figure II.14), en modifiant la géométrie des pieds (Adamczyk et al., 2017; Fey et al., 2011) (Figure II.14), en faisant varier la localisation ou la raideur de ressorts (Major et al., 2014; Zelik et al., 2011) (Figure II.15) ou en faisant varier un complexe ressort-came (Shepherd et al., 2018) (Figure II.15).



Figure II.14: Variation de la raideur de flexion du pied prothétique en faisant varier les sections (à gauche) (Klodd et al., 2010) ou la géométrie (milieu) (Fey et al., 2011) (à droite) (Adamczyk et al., 2017)

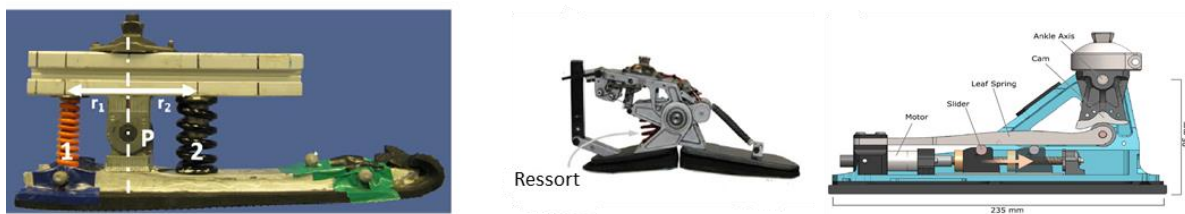


Figure 11.15: Variation de la raideur de flexion du pied prothétique en faisant varier la position des ressorts (à gauche) (Major et al., 2014), la raideur des ressorts (à droite) (Zelik et al., 2011) ou le complexe ressort-came (Shepherd et al., 2018)

L'impact de la raideur de flexion du pied prothétique sur la marche des personnes amputées transtibiales (TT) unilatérales a été largement étudié dans la littérature, notamment elle a montré que la raideur de flexion du pied prothétique avait un impact sur les performances lors de la marche. Dans les sections suivantes, l'influence de la raideur de dorsiflexion du pied prothétique sur les paramètres cinématiques et dynamiques de la marche des personnes amputées TT sera présentée.

11.2.1.1. Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les angles des articulations

Lorsque la raideur de flexion du pied prothétique diminue, cela entraîne une augmentation de l'amplitude angulaire de dorsiflexion de la cheville prothétique (Klodd et al., 2010; Major et al., 2014) et de la cheville controlatérale pendant la phase d'appui unipodal (Fey et al., 2011). Cette augmentation de l'amplitude angulaire facilite la progression du tibia et peut être reliée à une amélioration des performances de la marche (Major et al., 2014).

De plus, cette diminution de la raideur entraîne également un angle de flexion du genou de la jambe prothétique plus important pendant la phase oscillante (Fey et al., 2011), plus faible lors de la phase d'appui de la jambe prothétique (Adamczyk et al., 2017) et un angle d'extension plus faible à la fin de cette phase d'appui (Adamczyk et al., 2017).

11.2.1.2. Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les forces de réaction et les moments aux articulations

Lorsque la raideur de flexion du pied prothétique diminue, cela entraîne une augmentation de la composante normale de la GRF lors de l'appui talon de la jambe controlatérale qui peut être préjudiciable pour la marche, car les amputés TT présentent une prévalence plus élevée de troubles de l'articulation du genou de la jambe controlatérale (Fey et al., 2011). Lorsque la raideur de flexion du pied prothétique augmente, cela entraîne une augmentation de la composante normale de la GRF lors de l'appui talon de la jambe prothétique qui peut entraîner des troubles de l'articulation du genou de la jambe prothétique à des vitesses de marche élevée (Major et al., 2014).

Il a été montré précédemment que lorsque la raideur de flexion du pied prothétique diminue, cela entraînait une diminution de l'angle de flexion du genou lors de la phase d'appui de la jambe prothétique. Ainsi, le moment du genou devient plus extenseur pour la jambe prothétique lors de cette phase d'appui (Adamczyk et al., 2017; Fey et al., 2011). Cette diminution de la raideur entraîne également une différence entre les moments de la cheville controlatérale et prothétique, qui peut conduire à un effet de "chute" en fin de phase d'appui et lors de la transition de la charge entre la jambe prothétique et controlatérale (Klodd et al., 2010).

II.2.1.3. Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur l'énergie stockée et restituée ainsi que sur le travail et la puissance réalisés par le membre inférieur

La phase de propulsion peut également être définie à la fin de la phase d'appui comme la phase durant laquelle la puissance au CdM est positive.

Dans le cas de la marche des sujets non-amputés, la propulsion est principalement assurée par le système pied/cheville, et dans une moindre mesure, par la hanche (Zelik & Adamczyk, 2016). Ainsi, dans la littérature la propulsion est souvent étudiée via la puissance à la cheville. Classiquement, la puissance à la cheville est calculée comme le produit scalaire entre le moment à la cheville et la vitesse angulaire du pied par rapport au tibia. Cette méthode fait l'hypothèse de deux solides rigides pivotant autour d'un axe représentant la cheville. Dans le cas d'un pied prothétique, le pied est conçu pour se déformer, il est donc non rigide et il n'y a pas d'axe de rotation fixe représentant la cheville. Une autre méthode a été développée pour calculer la puissance de l'ensemble pied/cheville permettant de s'affranchir de ces hypothèses: on la nomme "Distal Shank Method" (Prince et al., 1994; Takahashi et al., 2012). Elle consiste à calculer l'ensemble de la puissance de translation, de rotation et de déformation d'un ensemble déformable comprenant le tibia considéré comme rigide et le pied considéré comme déformable. Cette puissance est définie comme la somme du produit scalaire entre les GRF et la vitesse de n'importe quel point du tibia (rigide) par rapport au sol et le produit scalaire entre le moment des GRF sur le tibia à ce point et la vitesse angulaire du tibia par rapport au sol.

De plus, le travail de propulsion est défini comme l'intégrale au cours du temps de la puissance de propulsion.

Dans le cas des personnes amputées TT, lorsque la raideur de flexion du pied prothétique diminue, cela entraîne une augmentation du travail et de la puissance maximale de propulsion de la cheville prothétique (Halsne et al., 2020; Hedrick et al., 2019). De plus, cette diminution de la raideur entraîne une augmentation de la quantité d'énergie emmagasinée et restituée par le pied prothétique (Adamczyk et al., 2017; Fey et al., 2011).

Ces résultats traduisent une augmentation de la propulsion (Fey et al., 2011) et peuvent expliquer la préférence des personnes amputées actives pour les prothèses plus souples (Adamczyk et al., 2017).

II.2.1.4. Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur l'activité musculaire et le coût métabolique

L'activité musculaire a été relevée à l'aide d'un système d'électromyographie (EMG) (Fey et al., 2011). Dans ces études, Fey et al. utilisent un modèle musculosquelettique pour les personnes amputées TT composé de 11 groupes musculaires. Ces groupes musculaires sont : GMED (portion antérieure et postérieure du muscle moyen glutéal), GMAX (muscle du grand glutéal et du grand adducteur), HAM (chef long du muscle du biceps fémoral et muscle médial de l'ischio-jambier), BFsh (chef court du muscle du biceps fémoral), IL (muscle ilio-psoas), RF (muscle droit fémoral), VASL (muscle vaste latéral et vaste intermédiaire), VASM (muscle vaste médial), GAS (muscles gastrocnémiens médial et latéral), SOL (muscle soléaire et tibial postérieur) et TA (muscle tibial antérieur et du troisième fibulaire) (Figure II.16).

La dépense énergétique métabolique a été mesurée à l'aide d'un dispositif de calorimétrie indirect, qui permet une mesure à chaque inspiration et expiration (Major et al., 2014) et cette dépense est estimée en utilisant le volume de consommation d'oxygène et de production de dioxyde de carbone (Hedrick et al., 2019).

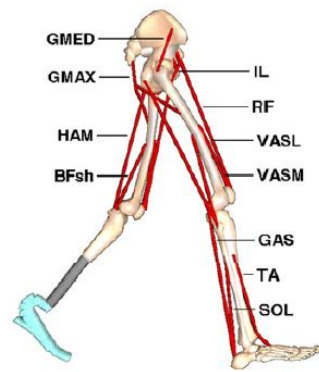


Figure II.16: Modèle musculosquelettique d'une personne amputée transtibiale (Fey et al., 2013)

Lorsque la raideur de flexion du pied prothétique diminue, cela entraîne une augmentation de l'activité musculaire globale (Ventura et al., 2011). Cette diminution de raideur entraîne une augmentation de l'activité du VASL, du VASM et du RF de la jambe controlatérale pendant la première phase d'appui et une augmentation de l'activité du VASL et du VASM de la jambe prothétique lors de la seconde phase d'appui (Fey et al., 2011). De plus, l'activité du GMED de la jambe prothétique augmente (Fey et al., 2011). Ces augmentations de l'activité musculaire traduisent le fait que les muscles doivent fournir un soutien corporel accru (Fey et al., 2011). Finalement, l'augmentation de la raideur entraîne une diminution de l'activité du BFsh de la jambe prothétique pendant la seconde partie de la phase d'appui. Ce résultat traduit une augmentation de la propulsion corporelle (Fey et al., 2011). Par conséquent, un compromis peut exister entre fournir un soutien corporel accru à mesure que la raideur augmente et fournir une propulsion supplémentaire à mesure que la raideur diminue (Fey et al., 2011).

L'influence de la raideur sur le coût métabolique n'est pas claire. D'après Major et al., une faible raideur a entraîné une réduction du coût métabolique net (Major et al., 2014). Cependant, d'après Hedrick et al., augmenter la raideur du pied prothétique réduit le coût métabolique (Hedrick et al., 2019) et Zelik et al., ont trouvé que le coût métabolique était le plus faible avec la prothèse de raideur intermédiaire (Zelik et al., 2011). Ainsi, il semble que l'augmentation ou la diminution de la raideur de flexion du pied prothétique par rapport à la raideur adaptée au sujet augmente le coût métabolique.

II.2.1.5. Influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur la stabilité pendant la marche et le ressenti de l'utilisateur

Une diminution de la raideur de flexion diminue le temps de mise à plat du pied, ce qui est associé à une augmentation de la stabilité perçue pendant la marche (Major et al., 2016). De plus, cette diminution de la raideur entraîne une diminution de la variabilité et de l'asymétrie des paramètres spatio-temporels de la marche, qui est également associée à une augmentation de la stabilité pendant la marche (Major et al., 2016).

Finalement, dans son étude, Shepherd et al. ont demandé à huit sujets amputés TT unilatéraux de tester des prothèses avec des raideurs différentes (Shepherd et al., 2021). Tous les sujets ont démontré une grande reproductibilité dans le choix de leur raideur préférée et ont été capables d'identifier correctement un changement de $7,7 \pm 1,3\%$ dans la raideur (Shepherd et al., 2021).

II.2.1.1. Synthèse

Ce tableau de synthèse résume l'influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les paramètres cinématiques et dynamiques dans le cas de personnes amputées TT. Ces notions sont explicitées dans les paragraphes ci-dessus.

Évolution de K	Influence sur les paramètres cinématiques et cinétiques	Interprétation
K ↘	↗ Amplitude dorsiflexion de la cheville P (Klodd et al., 2010) (Major et al., 2014) et CL (Fey et al., 2011) pendant la phase d'appui	Progression plus facile du tibia, améliore performance de la marche (Major et al., 2014)
	↗ Angle flexion du genou R pendant la phase oscillante (Fey et al., 2011) ↘ Angle flexion du genou R lors de la phase d'appui de la jambe P (Adamczyk et al., 2017) ↘ Angle d'extension du genou R à la fin de la phase d'appui (Adamczyk et al., 2017)	
	↗ GRF normale lors de l'appui talon de la jambe CL (Fey et al., 2011)	Peut être préjudiciable pour la marche, car les amputés TT présentent une prévalence plus élevée de troubles de l'articulation du genou de la jambe CL (Fey et al., 2011)
	↗ Différence entre les moments de la cheville CL et P en phase de fin d'appui (Klodd et al., 2010)	Effet de "chute" en fin de phase d'appui et lors de la transition de la charge entre les jambes P et CL (Klodd et al., 2010)
	Moment du genou devient plus extenseur pour la jambe P pendant la phase d'appui de la jambe P (Fey et al., 2011) (Adamczyk et al., 2017)	
	↗ Activité du VASL, du VASM et du RF CL pendant la première partie de la phase d'appui (Fey et al., 2011) ↗ Activité du VASL et du VASM R pendant la seconde partie de la phase d'appui (Fey et al., 2011)	Les muscles doivent fournir un soutien corporel accru (Fey et al., 2011)
	↗ Activité du GMED R (Fey et al., 2011)	
	↘ Activité du BFsh R pendant la seconde partie de la phase d'appui (Fey et al., 2011)	↗ Propulsion (Fey et al., 2011) Préférence prothèse plus souple pour les amputés actifs (Adamczyk et al., 2017)
	↗ Énergie stockée et restituée (Fey et al., 2011) (Adamczyk et al., 2017)	
	↗ Travail et puissance maximale de propulsion de la cheville P (Halsne et al., 2020) (Hedrick et al., 2019)	
	↘ Coût métabolique (Major et al., 2014) ↗ Coût métabolique (Hedrick et al., 2019)	Coût métabolique meilleure avec raideur intermédiaire (Zelik et al., 2011)
	↘ Temps jusqu'à l'appui complet du pied P (Major et al., 2016) ↘ Variabilité et asymétrie paramètres spatio-temporels de la marche (Major et al., 2016)	Stabilité perçue accrue (Major et al., 2016)
K ↗	↗ GRF normale lors de l'appui talon de la jambe P (Major et al., 2014)	Peut entraîner des troubles de l'articulation du genou de la jambe P à des vitesses de marche élevée (Major et al., 2014)

CL : Controlatéral, GRF : Ground Reaction Force, P : Prothétique, R : Résultant, TT : Transtibial

Tableau II-1: Synthèse de l'influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les paramètres cinématiques et dynamiques

II.2.2. Stabilité posturale : stratégies de maintien, méthodes et paramètres d'étude

II.2.2.1. Stratégies de maintien de la stabilité posturale chez les personnes non amputées

En position debout, le système sensorimoteur doit s'ajuster pour maintenir une position d'équilibre stable. Le contrôle du mouvement global du corps ne peut se faire que par le biais de la régulation des efforts externes, notamment des efforts de contact aux interfaces entre la personne et son environnement (Robert, 2019). À la suite d'une perturbation, plusieurs mécanismes entrent en jeu pour retrouver une position d'équilibre stable, on appelle ces mécanismes : stratégies de maintien de l'équilibre postural.

Un premier type de stratégie est de réguler la position du CdP par rapport au CdM dans la BdS. Une première stratégie consiste à déplacer le CdP dans la BdS, cette stratégie est dite « de cheville » (Figure II.17). Dans le cas de la stratégie de la cheville, le corps agit comme un pendule simple inversé, un moment de compensation est créé au niveau de l'articulation de la cheville ce qui induit une rotation du corps autour de cette articulation et un déplacement du CdP selon la direction antéro-postérieure (Horak & Nashner, 1986). Cette stratégie est celle la plus utilisée lorsque le corps est soumis à de faibles perturbations de l'équilibre (Johannsen et al., 2017). Ce mécanisme a été étendu dans la direction médio-latérale, cependant l'excursion du CdP est limitée dans cette direction car les groupes musculaires responsables du déplacement du CdP dans la direction médio-latérale ne sont pas très puissants (Robert, 2019). Le déplacement du CdP dans la direction médio-latérale se fait majoritairement par la modification de la répartition des forces de réaction entre les deux pieds (Winter, 1995). Une deuxième stratégie consiste à modifier la BdS, cette stratégie est dite « du pas » (Horak & Nashner, 1986) (Figure II.17). Cette stratégie est utilisée quand les limites de la stabilité posturale sont atteintes.

Un second type de stratégie consiste à réorienter la résultante des forces de réaction en jouant sur sa composante horizontale (Robert, 2019), cette stratégie est dite « de la hanche » (Horak & Nashner, 1986) (Figure II.17). Dans le cas de la stratégie de la hanche, le corps agit comme un pendule double inversé, la mise en mouvement des segments corporels, entraînant une variation du moment cinétique du corps complet compensée par une force horizontale au niveau du contact pied/sol (Robert, 2019). Cette stratégie intervient lorsque les perturbations de l'équilibre deviennent plus importantes, par exemple dans le cas où des perturbations externes, comme une translation du sol. Cette stratégie n'est pas l'unique stratégie permettant la régulation de l'orientation de la résultante, en effet, l'ensemble des articulations peuvent être utilisées (Johannsen et al., 2017).

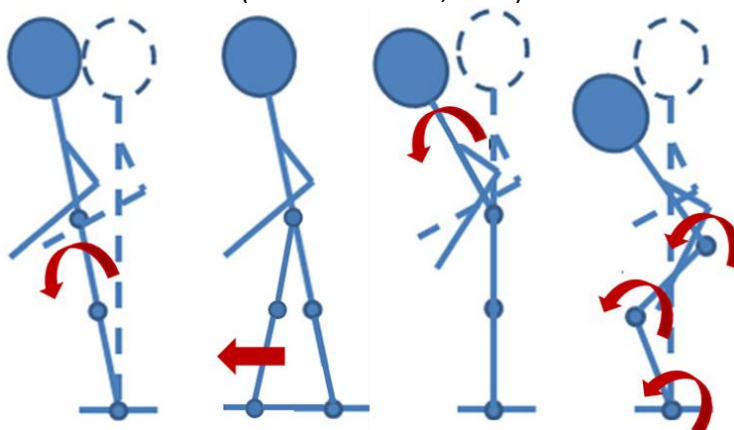


Figure II.17: Stratégie de la cheville, du pas, de la hanche et combinaison des articulations (adapté de Johannsen et al., 2017)

L'utilisation de ces différents mécanismes peut tout à fait se faire de manière conjointe et le choix de la stratégie se base, entre autres, sur le niveau de la perturbation de l'équilibre, le coût (énergétique ou attentionnel) des différentes stratégies et d'éventuelles contraintes externes ou propres aux sujets (Robert, 2019).

II.2.2.2. Méthode pour étudier de la stabilité posturale

Une synthèse des études portant sur la stabilité en statique en position debout a été réalisée et les tests effectués ainsi que les paramètres relevés pour étudier la stabilité posturale vont être explicités dans cette section.

La stabilité autour de la position d'équilibre est quantifiée par l'oscillation antéro-postérieure et médio-latérale du sujet (Hermodsson et al., 1994). Dans la littérature, la stabilité posturale est étudiée en demandant aux sujets de rester statique, ce test est nommé « Sensory Organization Test » (test SOT). La limite de stabilité est étudiée en demandant aux sujets de déplacer leurs CdM dans différentes directions (antéro-postérieure et médio-latérale) le plus loin possible sans faire de pas ou se rattraper à l'environnement, ce test est nommé « Limit of Stability » (test LOS). La stratégie d'équilibre en réponse à une perturbation posturale dynamique est étudiée en appliquant une perturbation externe aux sujets et en observant comment la stabilité est rétablie, ce test est nommé « Motor Control Test » (test MCT).

Dans la plupart des cas, la stabilité posturale est étudiée à l'aide de plateformes de force comme le montre la revue systématique réalisée par Ku et al. sur le contrôle de la stabilité posturale des personnes amputées de membre inférieur lors de la position debout (Ku et al., 2014). La stabilité posturale peut également être étudiée à l'aide d'un système d'analyse du mouvement (Albertsen et al., 2017; Clavel et al., 2017; Curtze et al., 2012; Nederhand et al., 2012), d'EMG ou d'électroencéphalographie (Rubega et al., 2021). Certains systèmes, comme le système NeuroCom Equitest® ou le système Biodex Stability System®, permettent d'étudier la stabilité des sujets. Ces systèmes sont des plateformes de force dynamiques, elles peuvent se translater et s'incliner et l'utilisateur peut bénéficier d'un retour visuel en temps réel du déplacement de son CdP.

Les paramètres relevés pour étudier la stabilité posturale sont le plus souvent des paramètres relatifs au CdP, comme le montre la revue de littérature réalisée par Ku et al. (Ku et al., 2014). En effet, dans le paragraphe précédent on a vu que pour maintenir la stabilité posturale, le sujet devait garder son CdP sous son CdM. Ainsi, les mouvements du CdP et notamment son amplitude de déplacement, fournissent des informations relatives à la stabilité du sujet. De plus, le CdP est un paramètre qui est quantifiable directement à l'aide de plateformes de forces. Par exemple, dans le cas du test SOT, l'ellipse de confiance à 95% du CdP peut être tracée et son amplitude antéro-postérieure, médio-latérale ainsi que son aire peuvent être relevée afin de quantifier la stabilité posturale (Albertsen et al., 2017; Clavel et al., 2017) (Figure II.18). La longueur totale du déplacement du CdP peut également être un paramètre intéressant à étudier car il traduit de l'amplitude du déplacement du CdP (Sarrocà et al., 2022)

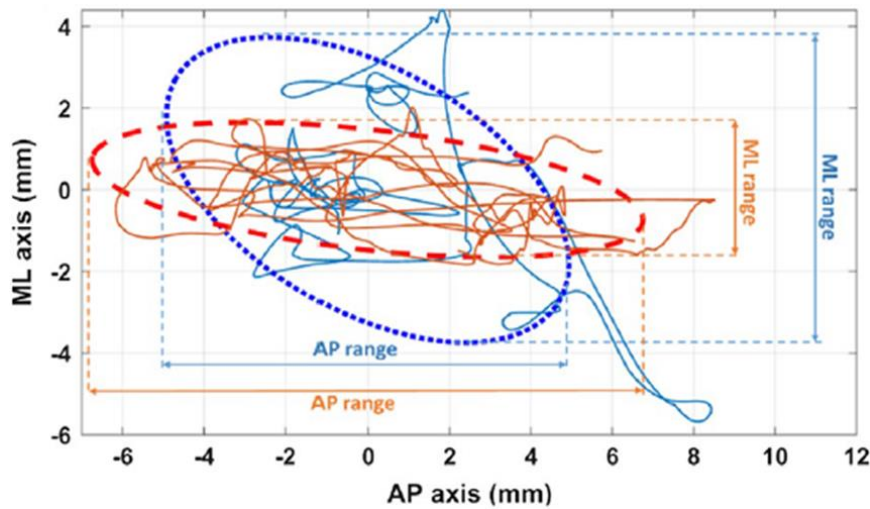


Figure II.18: Déplacement du CdP et ellipse de confiance dans le cas de la situation debout et assise (Clavel et al., 2017)

Dans le cas du test LOS, la distance du CdP moyen dans chaque direction par rapport à la position de référence du CdP peut être relevée pour étudier les limites de la stabilité posturale (Figure II.19).

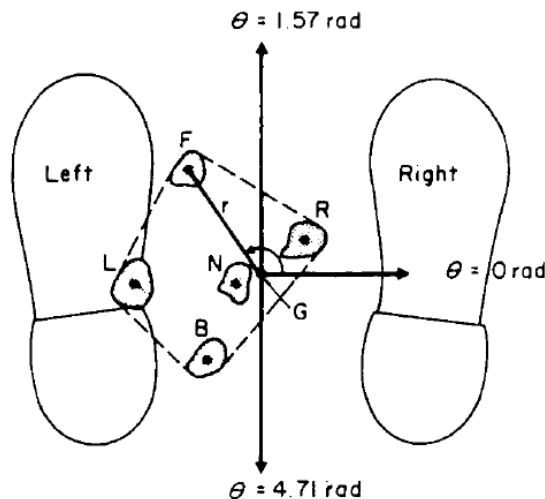


Figure II.19: Déplacement du centre de pression dans les différentes directions lors d'un test LOS (Clark & Zernicke, 1981)

La vitesse du CdP est également un paramètre permettant d'étudier la stabilité posturale (Barnett et al., 2013; Kolarova et al., 2013; Sarroca et al., 2022), en effet il donne des informations sur le contrôle de la stabilité. Dans les cas où un système NeuroCom Equitest® ou Biodex Stability System® a été utilisé, les angles d'oscillation, l'excursion du CdM, la vitesse du CdM, le temps de réaction et les GRF ont été étudiés (Barnett et al., 2013; Koehler-McNicholas et al., 2018; Kolarova et al., 2013; Mohieldin et al., 2010; Vanicek et al., 2009). Les angles d'oscillation, l'excursion du CdM et la vitesse du CdM sont des solutions alternatives à l'étude du CdP, le temps de réaction permet de fournir des informations sur la stabilité intrinsèque du patient et les GRF donnent des informations sur la répartition du contrôle de la stabilité entre les deux jambes. Cependant, aucune information précise quant aux méthodes de mesure et au post-traitement utilisé n'a été fournie par les constructeurs.

Finalement, le moment aux articulations (Curtze et al., 2012; Nederhand et al., 2012) ou bien l'activité musculaire (Rubega et al., 2021) sont des paramètres permettant d'étudier les stratégies d'équilibre même s'ils sont plus rarement utilisés.

II.2.2.3. Paramètres influençant la stabilité d'un système

Dans ses études, Winter et al. modélisent l'impact de la raideur de cheville sur la stabilité posturale statique en utilisant le modèle du pendule simple inversé en ajoutant un ressort de torsion afin de modéliser l'articulation de la cheville (Winter et al., 1998) (Figure II.20).

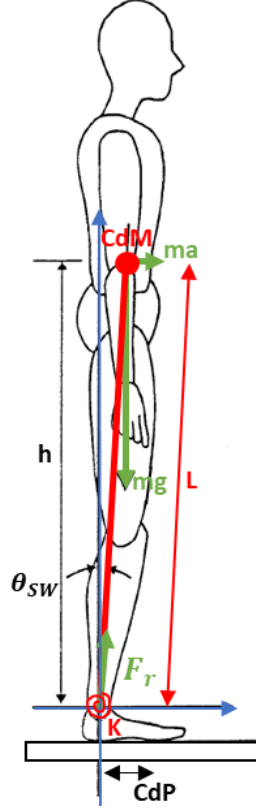


Figure II.20: Modèle du pendule simple inversé dans le plan sagittal (adapté de Winter et al., 2001)

On cherche à calculer les positions d'équilibre statique et les zones d'équilibre stable. On pose m la masse du sujet, g la constante gravitationnelle, L la longueur de la tige du pendule et θ_{SW} l'angle d'oscillation. On définit l'énergie potentielle de pesanteur ($E_{p,pes}$) comme telle :

$$E_{p,pes} = m * g * L * \cos \theta_{SW} \quad (Eq. II-5)$$

On pose K la raideur du ressort de torsion. On définit l'énergie potentielle du ressort de torsion (E_{pe}) comme telle :

$$E_{pe} = \frac{1}{2} * K * \theta_{SW}^2 \quad (Eq. II-6)$$

Ainsi, en sommant (Eq. II-5) et (Eq. II-6) on obtient l'énergie potentielle totale du système. On peut définir le point d'équilibre du système comme les extremums de l'énergie potentielle (Eq. II-1) :

$$\theta_{SW,e} \text{ tel que: } -m * g * L * \sin \theta_{SW,e} + K * \theta_{SW,e} = 0 \quad (Eq. II-7)$$

Ainsi, pour toute valeur de K , $\theta_{SW} = 0$ est une position d'équilibre. De plus, lorsque $\theta_{SW} \neq 0$, on peut définir les points d'équilibre du système :

$$\theta_{SW,e} \neq 0 \text{ tel que: } \frac{\sin \theta_{SW,e}}{\theta_{SW,e}} = \frac{K}{m * g * L} \quad (\text{Eq. II-8})$$

Ainsi, le système possède deux positions d'équilibre supplémentaires lorsque $K < m * g * L$.

On cherche ensuite à définir la stabilité de l'équilibre, on cherche donc à savoir si les positions d'équilibre sont des minimums ou des maximums locaux et donc à déterminer le signe de la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale (Eq. II-2) et (Eq. II-3) :

$$\frac{d^2 E_p}{d\theta^2} = -m * g * L * \cos \theta_{SW} + K \quad (\text{Eq. II-9})$$

Lorsque $\theta_{SW} = 0$, l'équilibre est stable lorsque $K > m * g * L$ et instable lorsque $K < m * g * L$.

Autour de cette position d'équilibre, on peut donc définir la valeur de raideur critique menant à un équilibre stable du système, on appelle cette valeur la valeur critique de raideur (K_{crit}) :

$$K_{crit} = m * g * L \quad (\text{Eq. II-10})$$

Dans le cas d'un pendule avec une masse de $m = 71 \text{ kg}$ et une longueur de tige de $L = 1 \text{ m}$, on obtient une valeur critique de raideur égale à $K_{crit} = 696,5 \text{ Nm/rad}$. Dans la Figure II.21, l'énergie potentielle en fonction de la raideur du ressort a été tracée dans le cas d'un pendule simple inversé avec $m = 71 \text{ kg}$ et $L = 1 \text{ m}$.

Lorsque $\theta_{SW} \neq 0$ et $K < m * g * L$, on observe que les deux positions d'équilibre sont des positions d'équilibre stable (Figure II.21). On voit donc que la raideur de flexion a une influence sur la stabilité d'un système mécanique dans le cas d'un modèle de pendule simple inversé avec un ressort de torsion.

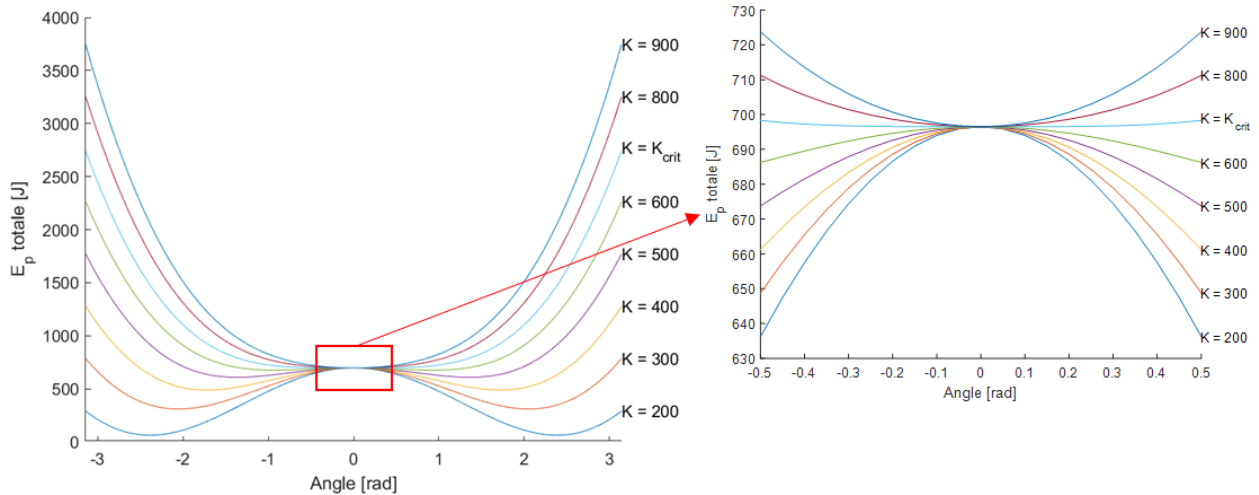


Figure II.21: Énergie potentielle totale d'un pendule simple inversé avec un ressort de torsion en fonction de la raideur du ressort pour une masse de 71 kg avec une longueur de tige de 1m

Dans le paragraphe précédent, la stabilité a été définie d'un point de vue mécanique dans le cas d'un pendule inversé simple avec un ressort de torsion. Dans le cas d'un humain en position debout, la stabilité posturale est intrinsèque au sujet et peut dépendre entre autres de l'âge du sujet, de son état de santé, de son niveau d'activité, de son niveau de fatigue ou de sa charge cognitive (Albertsen et al., 2017). Elle dépend également de la position des pieds au sol (serrés ou écartés) ou de facteurs externes tels qu'une altération de la vision (Albertsen et al., 2017) ou de la respiration (Clavel et al., 2017).

La littérature nous a montré que l'amputation du membre inférieur affecte également la stabilité posturale. Dans le cas d'une personne amputée, la stabilité posturale est altérée due à l'amputation en elle-même (Mohieldin et al., 2010; Vanicek et al., 2009), mais également due aux causes de

l'amputation (Mohieldin et al., 2010). En effet, dans le cas d'une amputation TT ou transfémorale (TF), le sujet subit la perte d'un ou plusieurs segments et d'une ou plusieurs articulations qui jouent un rôle important dans le contrôle de la stabilité posturale (Butowicz et al., 2021). De plus, ces pertes affectent le système sensoriel, c'est-à-dire la proprioception et l'extéroception (Quai et al., 2005) et cause un déficit des muscles et tendons sus-jacents (Nadollek et al., 2002; Pedrinelli et al., 2002). La rééducation peut aider les sujets à améliorer le maintien de leur équilibre (Barnett et al., 2013), mais la stabilité des personnes amputées du membre inférieur reste dans la plupart des cas perturbée par rapport à celle des personnes non-amputées.

Les pieds prothétiques ont également une influence sur la stabilité posturale des sujets. Dans le cas où le contrôle de la stabilité posturale a été modélisé par un pendule inversé simple avec un ressort de torsion, il a été montré précédemment que la raideur de flexion du pied prothétique impactait la stabilité et ce résultat a été confirmé par la littérature (Nederhand et al., 2012).

Dans son étude Nederhand et al. montrent qu'il existe une corrélation positive entre la raideur de flexion du pied prothétique et le contrôle de l'équilibre suite à une perturbation (Nederhand et al., 2012). Les sujets portent leur propre prothèse et dans le cas des personnes amputées TF, leur propre genou. Ainsi, la raideur de flexion du pied prothétique n'a pas été modifiée de manière spécifique et il n'est donc pas possible de quantifier l'impact de la raideur du pied seul sur la stabilité posturale. De plus, chaque sujet a testé seulement un type de prothèse, comme la stabilité est un paramètre qui est également intrinsèque au sujet, il pourrait être intéressant de tester différentes raideurs de prothèse pour un même sujet.

De plus, la littérature a montré que la stabilité posturale statique est directement impactée par l'alignement de la prothèse (Kolarova et al., 2013), par le type de prothèse (bimodale ou non) (Koehler-McNicholas et al., 2018).

II.2.2.4. Synthèse

Une synthèse des études portant sur la stabilité en statique en position debout a été réalisée (Tableau II-2). Dans ce tableau, la population étudiée, les tests réalisés, les outils de mesure utilisés ainsi que les paramètres relevés pour étudier la stabilité posturale ont été répertoriés. Il en découle que des paramètres intrinsèques au sujet et la posture du sujet influent sur la stabilité. De plus, dans le cas d'une amputation du membre inférieur, la stabilité est affectée par l'amputation en elle-même, les causes de l'amputation, le temps de rééducation... La prothèse joue également un rôle dans le contrôle de la stabilité. La littérature a montré que la valeur de la raideur du pied prothétique était positivement corrélée à la stabilité posturale du sujet. La stabilité posturale a majoritairement été étudiée en se basant sur des données fournies par le CdP. En effet, le CdP est un paramètre qui est quantifiable directement à l'aide de plateformes de forces.

Influence du pied prothétique sur la stabilité posturale et sur la mobilité du sujet

Article	Population	Test	Outil de mesure	Paramètre étudié	Paramètre variant	Conclusions
(Clavel et al., 2017)	NA	SOT YO	Plateforme de Force Analyse du mouvement	Déplacement du CdP (ellipse de confiance AP/ML) Fréquence respiratoire	Respiration à travers un spiromètre	La respiration à travers un spiromètre affecte la stabilité posturale
(Albertsen et al., 2017)	NA	SOT	Plateforme de Force Analyse du mouvement	Déplacement du CdP (ellipse de confiance AP/ML/air) Vitesse du CdP	Réduction BdS (pieds serrés/écartés) YO/YF Charge cognitive (tache simple/double)	Réduction BdS réduits déplacement du CdP Vision affecte la stabilité posturale surtout lorsque les pieds sont serrés ou pendant une double tâche Double tâche augmente la vitesse du CdP et diminue son déplacement
(Mohieldin et al., 2010)	NA TT TF	SOT	NeuroCom	Angle d'oscillation	YO/YF Cause de l'amputation Hauteur de l'amputation	Stabilité des personnes amputées inférieure à celle des personnes NA Stabilité inférieure chez les personnes amputées pour des raisons vasculaires par rapport à des raisons traumatiques Pas d'influence du niveau d'amputation
(Barnett et al., 2013)	TT	SOT LOS	NeuroCom	Angle d'oscillation Force de réaction Temps de réaction Déplacement du CdM Vitesse du CdM	YO/YF Rééducation après l'amputation	Stabilité et limite de stabilité se sont améliorées pendant la période de rééducation La stabilité dépend fortement de la vision
(Vanicek et al., 2009)	NA TT	SOT MCT	NeuroCom	Angle d'oscillation Force de réaction Temps de réaction	Personne étant déjà tombé versus jamais tombé	Meilleure stabilité des personnes NA par rapport aux TT Pas de différence significative des paramètres étudiés entre les personnes étant déjà tombés ou non
(Kolarova et al., 2013)	NA TT	LOS	NeuroCom	Déplacement du CdM Vitesse du CdM Temps de réaction	Alignement de la prothèse Longueur de la prothèse	Influence plus importante de l'alignement de la prothèse sur la stabilité par rapport à sa longueur
(Koehler-McNicholas et al., 2018)	TT	SOT LOS MCT (translation)	NeuroCom	Angle d'oscillation Déplacement du CdM	YO/YF Prothèse bimodale	YF diminue la stabilité surtout dans le cas où la prothèse est en position débloquée Prothèse en position bloquée plus stable mais pas de différence sur la limite de stabilité
(Sarroca et al., 2022)	NA TT	SOT	Plateforme de Force	Déplacement du CdP (longueur totale de la trajectoire) Vitesse du CdP (AP/ML)	YO/YF Raideur de la semelle	YO conduit à une meilleure stabilité NA conduit à une meilleure stabilité Équilibre plus stable avec une semelle rigide par rapport à la situation pieds nus ou avec une semelle souple
(Clark & Zernicke, 1981)	TT TF	SOT YO LOS	Plateforme de Force	Déplacement CdP	Type de pied (SACH/CAPP)	Le point d'application des forces est toujours déplacé vers la jambe controlatérale
(Arifin et al., 2014)	TT	SOT	Biodex Stability System	Déplacement du CdM	YO/YF Type de pied (SACH, single axis, ESAR)	Stabilité n'est pas affectée par le type de pied mais elle est significativement affectée par la vision
(Nederhand et al., 2012)	TT TF	SOT YO MCT (translation)	Plateforme de Force Analyse du mouvement	Moment à la cheville Force de réaction	Raideur du pied	Asymétrie dans le contrôle de l'équilibre Une augmentation de la raideur entraîne un meilleur contrôle des perturbations de l'équilibre
(Curtze et al., 2012)	TT	MCT	Plateforme de Force Analyse du mouvement	Moment à la hanche et à la cheville	Type de perturbation	Perturbation AP compensée par la cheville et ML par la hanche Augmentation du moment à la cheville du côté NA

AP : Antéro-Postérieur, BdS : Base de Support, CdM : Centre de Masse, CdP : Centre de Pression, LOS : Limit Of Stability, MCT : Motor Control Test, ML : Médio-Latéral, NA : Non-Amputé, SOT : Sensory Organization Test, TF : Transfémoral, TT : Transtibial, YO : Yeux Ouverts, YF : Yeux Fermés

Tableau II-2: Synthèse des articles traitant de la stabilité posturale

II.2.3. Compromis mobilité-stabilité lors de la conception du pied prothétique

Dans le cas des sujets non-amputés, l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville est différente en fonction des situations : l'évolution est différente pour marcher ou pour osciller en position debout par exemple (Hansen & Wang, 2010). De plus, cette évolution change en fonction de la vitesse de marche (Hansen, Childress, Miff, et al., 2004). L'évolution est modifiée en changeant la contraction des muscles de flexion/extension de l'articulation de la cheville et en particulier les muscles du triceps surae.

Dans son étude, Hansen et al. demandent à 11 sujets non-amputés de rester statique, d'osciller dans la direction antéro-postérieure et de marcher. Un modèle a été développé pour modéliser la raideur de flexion d'un pied en fonction du rayon du ROS (R) (Figure II.22). Dans ce modèle on considère un sujet avec une masse m et on note g la constante de gravité. La GRF est localisée au niveau du CdP dans le plan $(\vec{X}, \vec{Z})$ de la salle, CdP_x et CdP_z représentent les coordonnées du CdP selon l'axe $\vec{X}$ et $\vec{Z}$ respectivement et d représente le déplacement vertical du pied et θ_{chev} l'angle de flexion de la cheville.

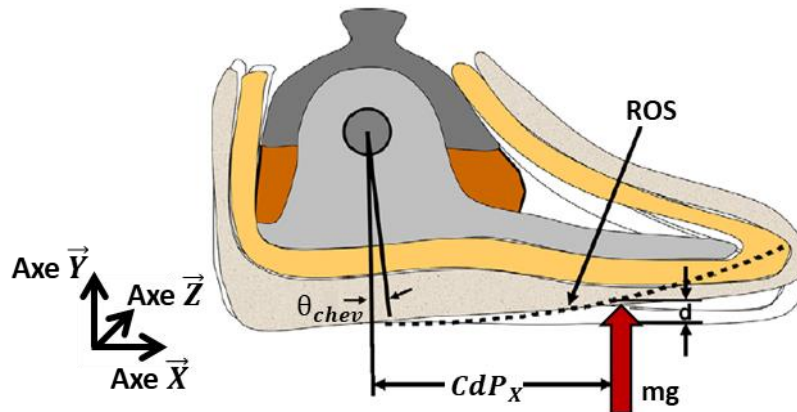


Figure II.22: Paramètres utilisés pour modéliser la raideur de flexion en fonction du rayon du roll-over shape (ROS) (adapté de Hansen & Wang, 2010)

Le ROS dans chaque situation et pour chaque sujet a donc pu être relevé, le rayon a pu être approximé et la moyenne du rayon a pu être calculée pour chaque situation (Figure II.23). Les valeurs obtenues sont les suivantes, le rayon du ROS pour la marche est de 32,5% la longueur de la jambe du sujet et le rayon pour l'oscillation est de 219% la longueur de la jambe du sujet (Figure II.20).

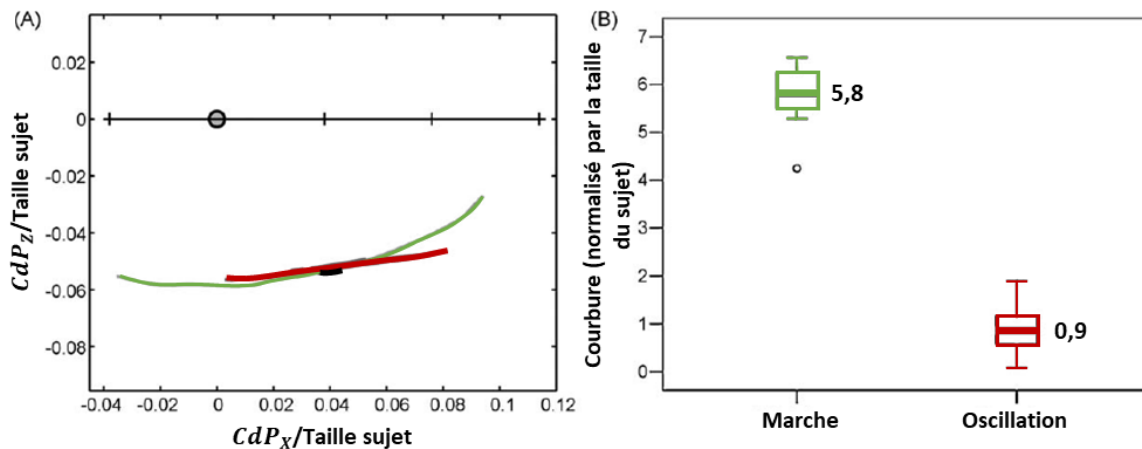


Figure II.23: Roll-over shape lors de la marche (vert), de l'oscillation antéro-postérieure (rouge) et de la position statique (noir) (à gauche) et diagramme en boîte du rayon du Roll-over shape normalisé par la taille du sujet pour la marche et l'oscillation antéro-postérieure (à droite) (adapté de Hansen & Wang, 2010)

Dans la suite de son étude, Hansen et al. calculent le moment de flexion de la cheville et l'angle de flexion de la cheville lors de la marche ($M_{chev,marche}$) et de l'oscillation antéro-postérieure ($M_{chev,oscAP}$) à partir du rayon du ROS (R) calculé précédemment. Lors de la marche, l'appui est unipodal ainsi tout le poids du sujet repose sur le pied, lors de l'oscillation l'appui est bipodal ainsi on fera l'hypothèse que le poids du sujet est également réparti entre les deux pieds. Le moment de flexion de la cheville est défini comme tel :

$$M_{chev,marche} = m * g * CdP_x \quad (Eq. II-11)$$

$$M_{chev,oscAP} = \frac{m}{2} * g * CdP_x \quad (Eq. II-12)$$

Les paramètres sont définis sur la Figure II.24. De plus l'angle de flexion de la cheville est défini par :

$$\theta_{chev} = \tan^{-1} \left(\frac{d}{CdP_x} \right) \quad (Eq. II-13)$$

$$d = R - \sqrt{R^2 - CdP_x^2} \quad (Eq. II-14)$$

Ainsi, à partir de ce modèle, dans le cas d'un sujet de 71 kg avec une longueur de jambe de 1m, l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville a pu être tracée (Figure II.24). De plus, ces courbes ont été approximées à l'aide d'une régression linéaire et la valeur de la raideur de flexion de la cheville permettant la marche et l'oscillation antéro-postérieure a été évaluée. Ces valeurs sont respectivement égales à 8 Nm/° et 25 Nm/°.

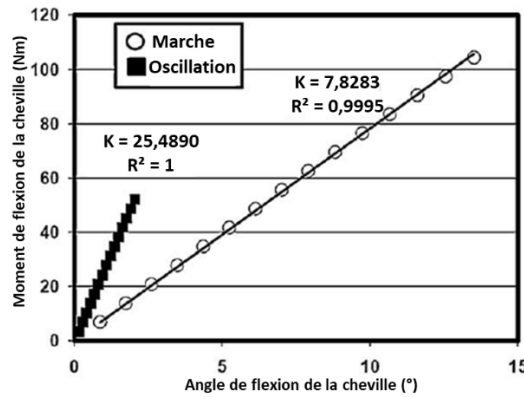


Figure II.24: Courbe de l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville adapté du modèle ci-dessus pour un sujet de 71 kg avec une longueur de jambe de 1 m (adapté de Hansen & Wang, 2010)

Si le contrôle de la stabilité posturale est modélisé par un pendule inversé simple avec un ressort de torsion, ces valeurs de raideur peuvent être comparées avec la valeur de raideur critique (Eq. II-10) en approximant la longueur de la tige du pendule avec la longueur des jambes du sujet. Ainsi dans ce cas, $K_{crit} = 12,2 \text{ Nm/°}$. Cette valeur est bien inférieure à la valeur de raideur pour l'oscillation antéro-postérieure fournie par le modèle d'Hansen et al. : 25 Nm/° (Hansen & Wang, 2010).

Finalement, dans son étude Pillet et al., investiguent la marche de 22 sujets non-amputés et détermine la raideur en flexion de la cheville dans la situation de marche à plat qui est de $0,09 \pm 0,03 \text{ Nm/kg/°}$ (Pillet et al., 2014). Cette valeur est cohérente avec la valeur de raideur pour la marche fournie par le modèle d'Hansen et al. normalisée par la masse du sujet (71 kg) qui est de $0,11 \text{ Nm/kg/°}$, (Hansen & Wang, 2010).

Dans le cas des sujets amputés, la raideur du pied prothétique est un paramètre important en l'absence de contrôle actif et sa valeur doit être un compromis pour à la fois permettre la mobilité mais également la stabilité posturale de l'utilisateur.

II.2.4. Conclusion

Le pied prothétique, et notamment sa raideur, influence la mobilité des sujets. Le Tableau II-1 est une synthèse de l'effet de la raideur du pied prothétique sur différents paramètres permettant de caractériser la mobilité du sujet. Ainsi, une prothèse trop souple ou trop rigide par rapport à la morphologie et au niveau d'activité du patient affecte les performances du sujet lors de la marche.

De plus, l'influence du pied prothétique sur la stabilité posturale des sujets a été investiguée. La notion de stabilité posturale a été définie et plusieurs méthodes permettant de l'étudier ont été présentées. Le Tableau II-2 répertorie les outils de mesure et les paramètres permettant cette étude. La littérature a montré que le CdP était le paramètre le plus souvent employé pour étudier la stabilité posturale (Albertsen et al., 2017; Clark & Zernicke, 1981; Clavel et al., 2017; Sarroca et al., 2022) car il est possible de le mesurer de manière directe grâce aux plateformes de force. Le Tableau II-2 répertorie également les paramètres qui ont une influence sur la stabilité posturale. Les études ont montré que la raideur des pieds prothétiques influençait le contrôle de la stabilité, en effet, une diminution de la raideur affecte la stabilité du sujet et entraîne une déportation de son poids sur le membre controlatéral (Nederhand et al., 2012). Cependant, dans cette étude les sujets portaient des modèles de prothèses différents, ainsi, à notre connaissance, l'influence de la raideur seule sur la stabilité posturale n'a jamais été étudiée.

Ce chapitre a permis de montrer que la raideur du pied prothétique avait une influence sur la mobilité et sur le contrôle de la stabilité posturale des sujets. Une augmentation de la raideur améliore la stabilité posturale du patient mais affecte sa mobilité, ainsi les prothèses doivent adapter leur raideur en fonction de la situation (prothèse active ou bimodale) ou bien la raideur doit être un compromis qui doit être choisi lors de l'étape de conception de la prothèse (prothèse passive).

Chapitre.II.3. TRAVAIL PERSONNEL : QUANTIFICATION DE L'INFLUENCE DE LA RAIDEUR EN FLEXION DES PIEDS PROTHETIQUES SUR LA STABILITE POSTURALE EN UTILISANT UN SIMULATEUR DE PROTHESE

II.3.1. Introduction

La majorité des pieds prothétiques commercialisés sont passifs, c'est-à-dire non motorisés, et sont constitués d'une lame qui se déforme pour remplacer l'articulation de cheville et l'ensemble des articulations du pied. Ces pieds prothétiques ont pour but de remplacer le membre manquant ainsi elles doivent permettre à l'utilisateur de réaliser des actions de la vie quotidienne parmi lesquelles le maintien en position debout ou la marche sont primordiaux.

Le pied prothétique est un composant essentiel d'une prothèse de membre inférieur, il permet notamment aux personnes amputées de retrouver la capacité à se tenir debout et peut également permettre de restaurer la mobilité. Dans le Chapitre.II.2, nous avons réalisé un tableau de synthèse étudiant l'influence de la raideur d'un pied prothétique sur la mobilité du sujet (Tableau II-1). La raideur de la prothèse doit être choisie en fonction de la morphologie du sujet et de son niveau d'activité, ainsi une prothèse trop souple ou trop rigide impacte les performances lors de la marche (Adamczyk et al., 2017, 2017; Fey et al., 2011; Major et al., 2014), influence la stabilité perçue (Major et al., 2016), peut causer des troubles aux articulations (Fey et al., 2011; Major et al., 2014), un risque de chute accrue (Klodd et al., 2010) et une consommation métabolique anormalement élevée (Hedrick et al., 2019; Major et al., 2014; Zelik et al., 2011).

La position debout est une action importante car elle représente 41% de la vie quotidienne (Pitta et al., 2005). L'amputation d'un membre inférieur compromet la capacité du patient à se tenir debout, en effet il subit la perte d'un ou plusieurs segments et potentiellement d'une ou plusieurs articulations. L'amputation affecte également la proprioception, l'extéroception du patient et cause un déficit des muscles et tendons sus-jacents. La proprioception est définie comme la perception des différentes parties du corps et l'extéroception comme la perception des différents stimuli extérieurs. Dans le Chapitre.II.2, nous avons réalisé un tableau de synthèse répertoriant un certain nombre d'articles traitant de la stabilité posturale en position debout des sujets amputés (Tableau II-2). Dans ce tableau, la population, les tests de stabilité réalisés, les méthodes de mesure, les paramètres étudiés, les paramètres influençant la stabilité et un certain nombre de résultats ont été reportés. Cette revue de littérature nous a permis de mettre en évidence les paramètres de la prothèse ayant une influence sur la stabilité posturale. Par exemple, l'alignement (Kolarova et al., 2013), le type de prothèse (bimodale ou non) (Koehler-McNicholas et al., 2018) et la raideur du pied prothétique (Nederhand et al., 2012; Sarroca et al., 2022) ont un impact sur la stabilité posturale quantifiée majoritairement par le déplacement du CdP (Albertsen et al., 2017; Clark & Zernicke, 1981; Clavel et al., 2017; Sarroca et al., 2022). De plus, une augmentation de la raideur du pied est positivement corrélée à l'amélioration du contrôle de la stabilité (Nederhand et al., 2012).

Ainsi, la raideur du pied prothétique est un paramètre clé à contrôler lors de la conception de pieds prothétiques afin de trouver un compromis pour assurer la stabilité posturale de l'utilisateur tout en permettant sa mobilité pendant la marche. Dans le cadre de la conception d'un pied prothétique, notre problématique est de définir comment les paramètres de conception, et plus spécifiquement la raideur en flexion du pied prothétique, influent sur les paramètres biomécaniques. La revue de littérature nous a révélé que l'impact de la raideur en flexion sur la marche avait été largement étudié. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a examiné spécifiquement l'effet d'une modification de la raideur en flexion du pied prothétique sur la stabilité posturale.

L'objectif de cette étude est donc de faire varier de manière spécifique la raideur du pied prothétique, d'établir un protocole permettant d'étudier la stabilité en position debout et ainsi de quantifier l'influence de la raideur sur la stabilité. Dans cette étude, nous utiliserons un simulateur de prothèse (Groothuis & Houdijk, 2019) permettant à des personnes non-amputées de tester différents pieds prothétiques. La littérature a montré que l'amputation en elle-même entraîne une altération de l'équilibre. Ainsi, l'utilisation d'un simulateur de prothèse permettra d'isoler l'impact spécifique des prothèses sur la stabilité posturale. De plus, les personnes amputées ont tendance à compenser la perte de stabilité due à l'amputation en transférant leur poids sur le membre controlatéral (Nederhand et al., 2012). Le simulateur de prothèse permet donc de rendre l'appareillage symétrique et d'éviter un transfert de poids sur le membre controlatéral. Par conséquent, cet outil est d'un grand intérêt dans le cadre de la conception de pieds prothétiques.

En outre, la littérature a démontré que la stabilité dépend également de facteurs sensorimoteurs, et en particulier, la vision joue un rôle important (Tableau II-2). Dans la vie quotidienne, la vision peut être perturbée par des pathologies oculaires, mais également par des facteurs tels que l'utilisation d'écrans, la lecture, les obstacles dans une foule etc. C'est pourquoi nous étudierons également si une altération de la vision affecte de manière plus significative la corrélation entre la raideur du pied et la stabilité posturale, par rapport à une situation sans altération visuelle. Enfin, nous avons vu que le ROS était un paramètre caractérisant le déroulé du pas lors de la marche. Ainsi, il serait intéressant d'investiguer si deux prothèses avec un rayon du ROS équivalent conduisent à une stabilité posturale équivalente.

II.3.2. Matériels et méthodes

II.3.2.1. Caractérisation de la raideur en flexion des pieds prothétiques Dynatrek (Proteor™)

Les prothèses étudiées dans ce manuscrit sont des prothèses à restitution d'énergie de classe III Dynatrek, Proteor™ 1A600 (Figure II.25) (Proteor™, 2023). Proteor™ propose une gamme de prothèse Dynatrek comprenant 6 modules numérotés de M1 à M6. Ces modules correspondent à différentes raideurs de pied prothétique. Comme la déformation de la lame dépend de la charge appliquée, c'est-à-dire du poids de l'utilisateur, il est nécessaire de proposer différents modules de pied afin d'assurer une déformation du même ordre de grandeur entre les utilisateurs. Ainsi, chaque module est associé à la masse et au niveau d'activité du patient (Tableau II-3). Le choix du module en fonction de la masse et de l'activité du patient a été adapté par Proteor™ de la norme EN ISO 10328:2006. Dans cette étude, la raideur des prothèses sera modifiée de manière spécifique en utilisant des pieds de modules différents. Dans cette étude, les modules M1, M3 et M6 seront testés.

Activité	45 à 59 kg	60 à 74 kg	75 à 89 kg	90 à 104 kg	105 à 124 kg	125 à 150 kg
Normale	1	2	3	4	5	6
Élevée	2	3	4	5	6	-

Tableau II-3: Choix du module en fonction de la masse et de l'activité du patient (Proteor™, 2023)



Figure II.25: Prothèse Dynatrek (Proteor™, 2023)

Afin de quantifier la raideur des pieds prothétiques Dynatrek de module M1, M3 et M6, les prothèses sont fixées sur un pilon surmonté de deux poids de 20 kg chacun. L'ensemble est équipé de 8 marqueurs permettant de calculer les repères du pied et du tibia : CAL, MT1 et MT5, MALM et MALL et CLM et CLL (Figure II.26). Un support a été fabriqué pour placer les marqueurs MALM et MALL afin de ne pas les positionner directement sur la lame de la prothèse et ainsi recréer un axe de la cheville sans prendre en compte la déformation de la lame (Figure II.26). La position du centre des malléoles (MAL), qui correspond également au centre de l'articulation de cheville, est calculée au milieu de MALM et MALL et la position du centre des condyles (CL) est calculée au centre de CLM et CLL. Ainsi, les repères du pied et du tibia ont été calculés comme décrit dans le Chapitre.II.1 (Figure II.4).

Un opérateur a effectué au minimum 7 mouvements d'avant en arrière et d'arrière en avant dans la direction antéro-postérieure dans le repère de la salle conformément à la méthode proposée par Curtze et al. pour le calcul de la raideur en flexion dans le plan sagittal (Curtze et al., 2009) (Figure II.26). On nomme ce test : Test ROS.

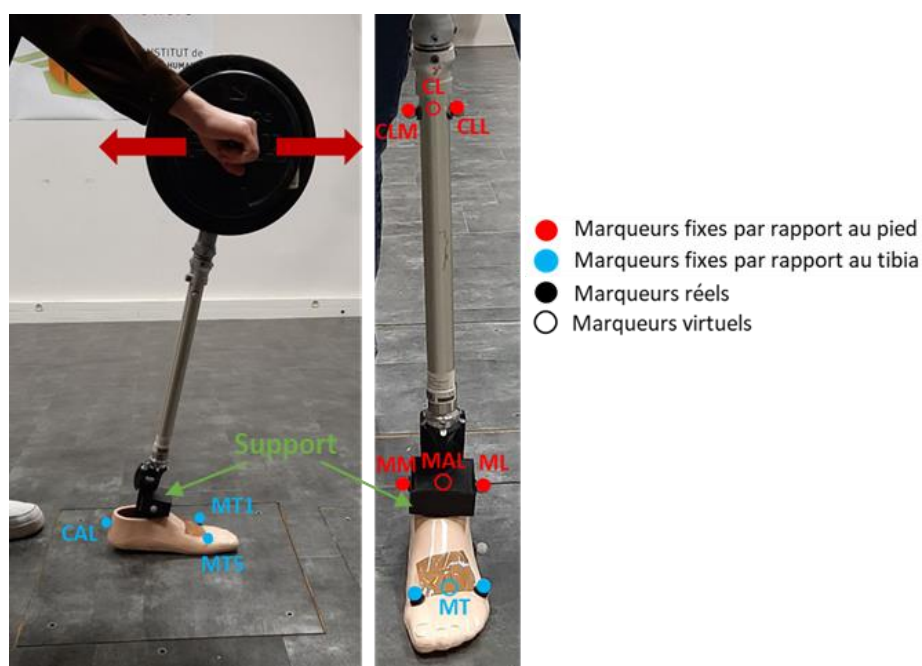


Figure II.26: Test ROS et position des marqueurs réels et virtuels

La trajectoire des marqueurs a été enregistrée à l'aide d'un système optoélectronique Vicon™ échantillonné à 200 Hz. Cette acquisition est synchronisée avec l'acquisition des efforts et moments appliqués par le sol sur le pied obtenus par une plateforme de force 6 composantes AMTI. L'angle de flexion et le moment de flexion de la cheville exprimé au centre de la cheville dans le repère du tibia ont été calculés. Pour chaque module et pour chaque mouvement d'avant en arrière ou d'arrière en avant, la raideur en flexion a été définie comme le coefficient de la régression linéaire reliant l'angle de flexion de la cheville au moment de flexion de la cheville. La moyenne et l'écart-type de la raideur en flexion sur chaque mouvement d'avant en arrière et d'arrière en avant ont été calculés pour chaque module de prothèse.

Dans un second temps, la raideur des pieds prothétiques Dynatrek M1, M3 et M6 pendant la marche sera calculée et comparée avec la raideur des pieds prothétiques calculée lors du test ROS. Conformément à la définition de la raideur présentée précédemment, la raideur de la cheville est définie comme la pente reliant l'évolution du moment angulaire de la cheville autour de l'axe de la cheville et l'angle de flexion de la cheville pendant la première partie du mouvement de dorsiflexion

qui débute avec l'appui du talon et qui se termine lorsque le talon se décolle (Pillet et al., 2014) afin de reproduire les conditions du test ROS. Ainsi, pour chaque passage de marche et pour chaque sujet, la raideur de la cheville a été calculée. Les moyennes et les écarts-types de la raideur en flexion ont également été calculés pour chaque situation

II.3.2.2. Caractérisation du « Pied ROS »

Le ROS du pied Dynatrek, Proteor™ de module M3 peut être approximé par un arc circulaire avec un rayon de 300 mm, calculé grâce à la méthode d'Hansen et al. (Hansen & Wang, 2010). On appelle le « Pied ROS » le pied prothétique semi-circulaire qui a été conçu pour avoir le même rayon de courbure que le rayon du ROS du pied Dynatrek, Proteor™ de module M3 (Figure II.27). Ce pied ROS a été imprimé en PLA Tough (Ultimaker, 2022). Cette prothèse, complètement rigide, sera utilisée pour étudier si deux prothèses avec le même rayon du ROS conduisent à une stabilité posturale équivalente.



Figure II.27: Pied ROS imprimé en PLA Tough

II.3.2.3. Sujets et protocole

Une première étude préliminaire a été réalisée afin d'étudier l'influence du pied ROS sur la stabilité posturale statique des utilisateurs. 6 sujets non-amputés ont été recrutés pour participer à cette étude. Tous les sujets avaient entre 24 et 43 ans et présentaient un niveau d'activité élevé. Les caractéristiques des sujets : âge, sexe, masse et hauteur du CdM sont reportés dans le Tableau II-4. Les sujets ont été classés par masse corporelle.

Sujet	Age	Sexe	Masse (kg)	Hauteur du centre de masse (mm)	Prothèse testée	
					M3	Pied ROS
1_ROS	43	F	56,2	961,4	✓	✓
2_ROS	25	F	64,7	924,0	✓	✓
3_ROS	24	M	67,5	1 007,3	✓	✓
4_ROS	25	M	69,0	1006,6	✓	✓
5_ROS	30	M	77,7	910,2	✓	✓
6_ROS	24	M	78,0	1 059,9	✓	✓

Tableau II-4: Caractéristique des sujets de l'étude préliminaire sur l'influence du pied ROS sur la stabilité posturale statique des utilisateurs

L'influence de la raideur des pieds prothétiques sur la stabilité posturale statique a été étudiée. Onze sujets non-amputés ont été recrutés pour participer à cette étude. Tous les sujets avaient entre 22 et 40 ans et présentaient un niveau d'activité élevé. Les caractéristiques des sujets : âge, sexe, masse et hauteur du CdM sont reportés dans le Tableau II-5. Les sujets ont été classés par masse corporelle.

Sujet	Age	Sexe	Masse (kg)	Hauteur du centre de masse (mm)	Prothèses testées		
					M1	M3	M6
1	22	F	55,0	902,1	✓		✓
2	25	F	55,3	901,7	✓	✓	✓
3	25	F	60,6	854,3	✓	✓	✓
4	28	M	61,5	850,7	✓	✓	✓
5	25	M	67,5	868,4	✓	✓	✓
6	24	M	70,2	891,2	✓		✓
7	24	M	74,1	930,1	✓		✓
8	24	M	76,4	987,4	✓		✓
9	40	M	77,7	970,4	✓		✓
10	30	M	77,7	910,2	✓	✓	✓
11	24	M	98,6	906,0		✓	✓

Tableau II-5: Caractéristiques des sujets de l'étude sur l'influence de la raideur du pied prothétique sur la stabilité posturale statique des utilisateurs

Dans le cas des deux études, les sujets ont été équipés d'un simulateur de prothèse sous chaque pied, ce qui permet à des sujets non-amputés de tester les prothèses et de rendre l'appareillage symétrique. Le simulateur se compose de bottes qui bloquent l'articulation de la cheville, le pied repose sur des plateformes auxquelles les pieds prothétiques sont fixés (Figure II.28). Les pieds prothétiques sont réglés pour avoir 0° d'angle de pronation/supination et 2° d'angle de dorsiflexion en position debout standard. Des supports ont été fabriqués pour placer les marqueurs MALM et MALL afin de positionner l'axe de la cheville de manière similaire au test ROS.

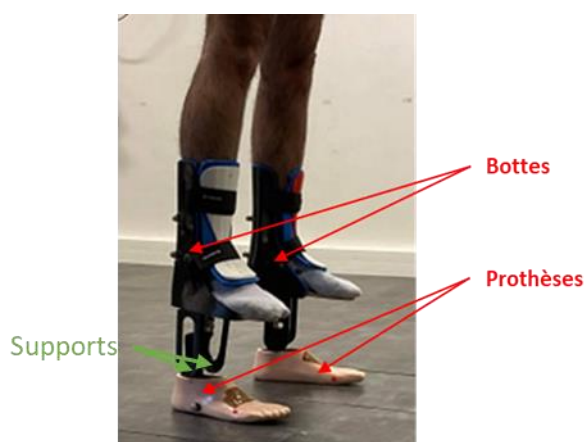


Figure II.28: Simulateur de prothèse

Le corps du sujet était équipé de 58 marqueurs réfléchissants placés à des positions anatomiques spécifiques (Figure II.29). Le protocole a été approuvé par le Comité de Protection des Personnes (2020-A01357-32) et tous les participants ont donné leur consentement. Dans cette étude, l'analyse du mouvement est réalisée de manière similaire à la Section II.3.2.1, en utilisant des caméras optoélectroniques Vicon™ synchronisées avec 4 plateformes de forces AMTI.

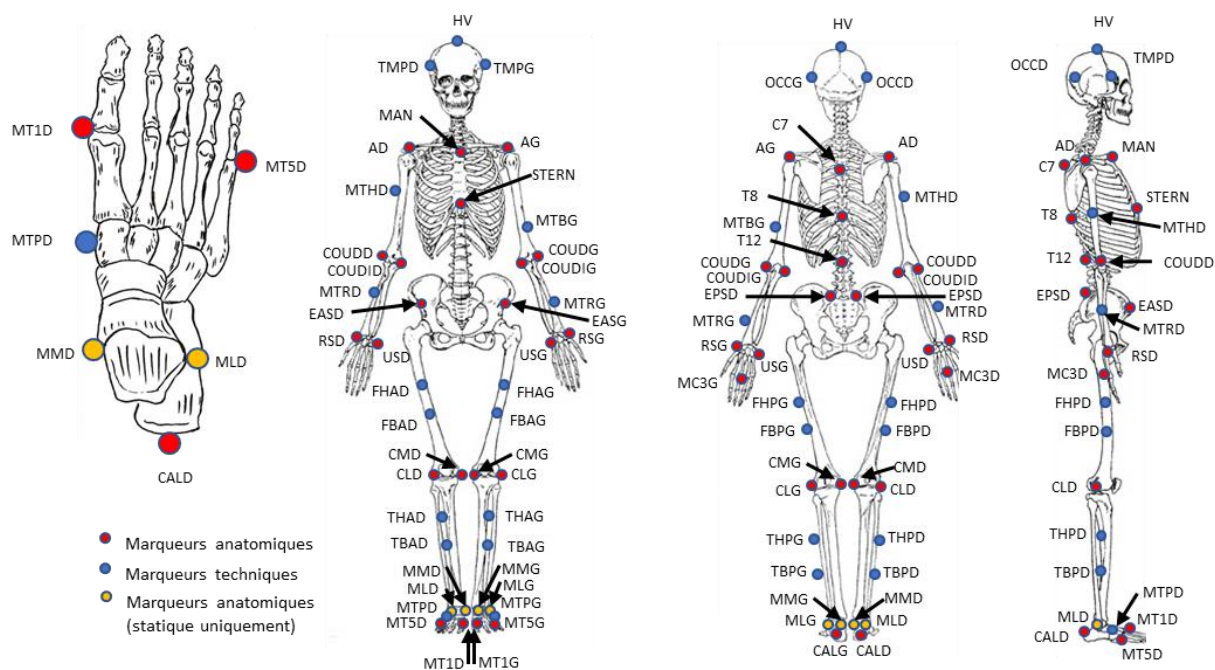


Figure II.29: Set de marqueur utilisé pour cette étude (adapté de Durauffourg, 2021)

En accord avec les méthodes décrites dans la littérature, le protocole utilisé pour quantifier la stabilité posturale statique des sujets (test SOT) est le suivant : il est demandé aux sujets de maintenir une posture statique pendant 60 secondes, avec un pied sur chaque plateforme de force avec un écartement similaire à celui de ces épaules, les bras sont le long du corps et en fixant une cible située droit devant eux avec les yeux ouverts (YO). Après une période de repos de 60 secondes, les sujets répètent le test mais cette fois-ci les yeux fermés (YF) afin de perturber le système visuel.

En accord avec les méthodes décrites dans la littérature (Barnett et al., 2013; Clark & Zernicke, 1981; Koehler-McNicholas et al., 2018; Kolarova et al., 2013), le protocole utilisé pour quantifier les limites de la stabilité posturale (test LOS) est le suivant : il est demandé aux sujets de maintenir une posture statique pendant 30 secondes, puis on leur demande de déplacer leur CdM aussi loin que possible dans les directions antérieure, postérieure, latérale gauche et latérale droite, sans perdre l'équilibre (c'est-à-dire sans faire de pas ou se rattraper à l'environnement). Ils doivent maintenir ces positions pendant 5 secondes. Entre chaque déplacement du CdM, les sujets observent une pause de 10 secondes en position statique. La consigne est expliquée en amont, ainsi les sujets peuvent s'entraîner à déplacer leur CdM sans perdre l'équilibre jusqu'à ce qu'ils se sentent en confiance.

Enfin, il est demandé aux sujets de marcher à une vitesse non contrainte sur un sol plat. Les sujets ont effectué au minimum 3 passages par sujet.

Ces tests, réalisés dans les 4 situations (test SOT YO, test SOT YF, test LOS, marche), sont effectués par tous les sujets d'abord pieds nus (Non-Equipé : NE), puis avec les pieds prothétiques. Dans le cas de l'étude préliminaire, le premier pied prothétique testé était le M3 suivi du pied ROS et dans le cas de l'étude sur l'influence de la raideur du pied prothétique, les pieds prothétiques ont été testés en commençant par le pied le plus rigide (M6) et en terminant par le moins rigide (M1). Tous les sujets n'ont pas effectué les tests avec tous les pieds prothétiques : les pieds spécifiquement utilisés par les sujets sont répertoriés dans le Tableau II-4 et le Tableau II-5. Entre chaque configuration (pieds nus et avec les différentes prothèses), le sujet dispose d'un temps de repos de 5 minutes.

II.3.2.4. Analyse des données

Dans la section II.2.2.2, la valeur minimale de raideur du pied nécessaire pour atteindre un équilibre stable dans le cas d'un modèle de pendule inversé simple avec un ressort de torsion a été définie, et cette valeur dépend des caractéristiques (masse et taille) de chaque sujet (Eq. II-10). On associe la masse du pendule à la moitié de la masse du sujet car le sujet est en position debout et l'on considère que chaque pied est soumis à la moitié du poids du sujet. On assimile la longueur de tige du pendule à la hauteur du CdM du sujet en position statique de référence. La masse du sujet a été évaluée à l'aide de plateformes de force et dans le cas des situations avec le simulateur, la masse prend également en compte la masse des prothèses et du simulateur de prothèse. La hauteur du CdM en position statique a été calculée en utilisant le barycentre des segments du corps (Pillet et al., 2010) et dans le cas des situations avec le simulateur, la hauteur prend également en compte la hauteur des prothèses et du simulateur de prothèse. Les valeurs des hauteurs du CdM sont répertoriées dans le Tableau II-5. Ainsi, pour chaque sujet équipé de prothèses, la valeur de la raideur critique (K_{crit}) (Eq. II-10) a été calculée et dépend uniquement de leurs caractéristiques et de celles du simulateur de prothèses (masse et taille) : soit 11 valeurs car il y a 11 sujets. De plus, pour chaque module de prothèse, la valeur moyenne de la raideur en flexion de la prothèse a été calculée à l'aide de la méthode de Curtze et al. sur la prothèse isolée (Curtze et al., 2009) : soit 3 valeurs car il y a 3 modules de prothèses testés. Ces raideurs en flexion de prothèse ont été normalisées par la raideur critique du sujet équipé de prothèses et ces valeurs normalisées sont notées : $K_{prot,norm}$ (soit 33 valeurs).

Pour la marche, les courbes d'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville ont été tracées pour toutes les situations. Une régression linéaire a été réalisée afin de calculer la raideur des pieds prothétiques et de la comparer avec celle trouvée par la méthode de Curtze et al. (Curtze et al., 2009).

Pour les tests SOT dans les configurations YO et YF et pour le test LOS, les GRF instantanées de chaque pied ont été enregistrées au cours du temps, et les positions du CdP sous chaque pied ont été relevées dans le repère de la salle. Les trajectoires du CdP sous chaque pied ont été filtrées numériquement à l'aide d'un filtre à réponse impulsionnelle finie d'ordre 4 et de fréquence de coupure égale à 10 Hz. Le choix de cette fréquence de coupure correspond à la plage de bande passante maximale connue du signal stabilométrique utile (Dichgans et al., 1976). Les positions 2D filtrées du CdP sous chaque pied ont été exprimées dans un repère lié au sujet afin d'étudier le déplacement du CdP en prenant en compte la position initiale du sujet, ce repère est appelé : repère global du CdP. L'axe $\overrightarrow{AP}$ est défini comme une ligne reliant le milieu des marqueurs EPSG et EPSD et le milieu des marqueurs EASG et EASD et pointant vers la direction antérieure, tandis que l'axe $\overrightarrow{ML}$ est défini comme étant l'axe perpendiculaire à l'axe $\overrightarrow{AP}$ dans le plan transverse et pointant vers la droite (Figure II.30). Le CdP global a été défini comme le point sur le sol où les composantes du moment des GRF du sol sur le pied sont nulles dans le plan défini par l'axe $\overrightarrow{AP}$ et l'axe $\overrightarrow{ML}$.

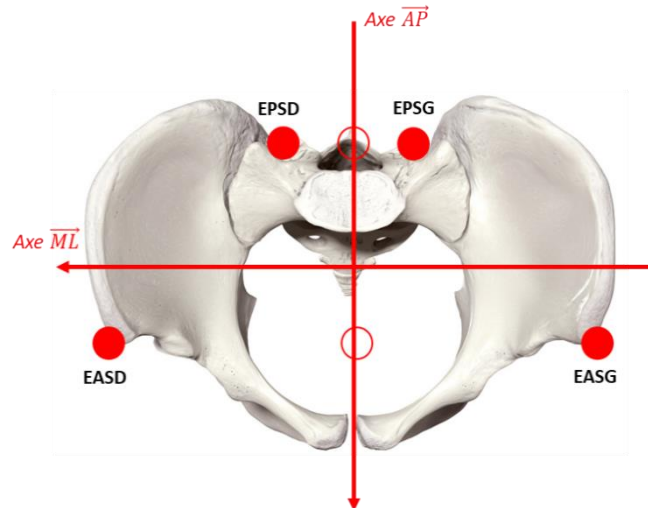


Figure II.30: Définition du repère global du CdP dans le plan transverse

Pour étudier la stabilité posturale statique, on trace l'ellipse de confiance à 95% des positions du CdP global, filtrées et exprimées dans le repère global du CdP dans le cas des tests SOT dans les configurations YO et YF (Oliveira et al., 1996). Le grand axe de l'ellipse de confiance est projeté sur l'axe $\overrightarrow{AP}$ et le petit axe de l'ellipse de confiance est projeté sur l'axe $\overrightarrow{ML}$ (Figure II.31). On note la longueur de ces axes projetés : l'AP range et le ML range respectivement. L'angle du grand axe de l'ellipse de confiance par rapport à l'axe $\overrightarrow{AP}$ est calculé et est noté : θ_{ell} (Figure II.31). La moyenne et l'écart-type de ces valeurs sont calculés sur les sujets en fonction de la situation (NE, M1, M3, M6 ou ROS) et de la configuration (YO ou YF). Ces moyennes ont été normalisées par la hauteur du CdM afin de comparer la situation NE aux situations avec le simulateur de prothèse.

Finalement, afin d'étudier les stratégies d'équilibre en position debout, les angles de flexion de la cheville, du genou et de la hanche ont été calculés dans le plan sagittal. Les valeurs de 2 écarts-types des valeurs des angles au cours du temps de ces 3 articulations ont été calculées plutôt que l'amplitude angulaire afin de prendre en compte 95% des valeurs et de ne pas prendre en compte les augmentations brusques d'amplitude angulaire (pics) qui ont été observées. La moyenne et l'écart-type de ces valeurs sont calculés sur les sujets en fonction de la situation et de la configuration.

Des modèles de régression linéaire ont été développés pour examiner les interactions entre les valeurs de l'AP range en fonction de la configuration (YO ou YF) et de $K_{prot,norm}$. Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur a été effectuée sur ces modèles. Si la valeur p est inférieure à 0,05, alors le résultat du test ANOVA est considéré comme statistiquement significatif. Les coefficients de régression linéaire et les intervalles de confiance à 95% ont été calculés pour évaluer la relation entre l'AP range et $K_{prot,norm}$, à la fois dans les configurations YO et YF.

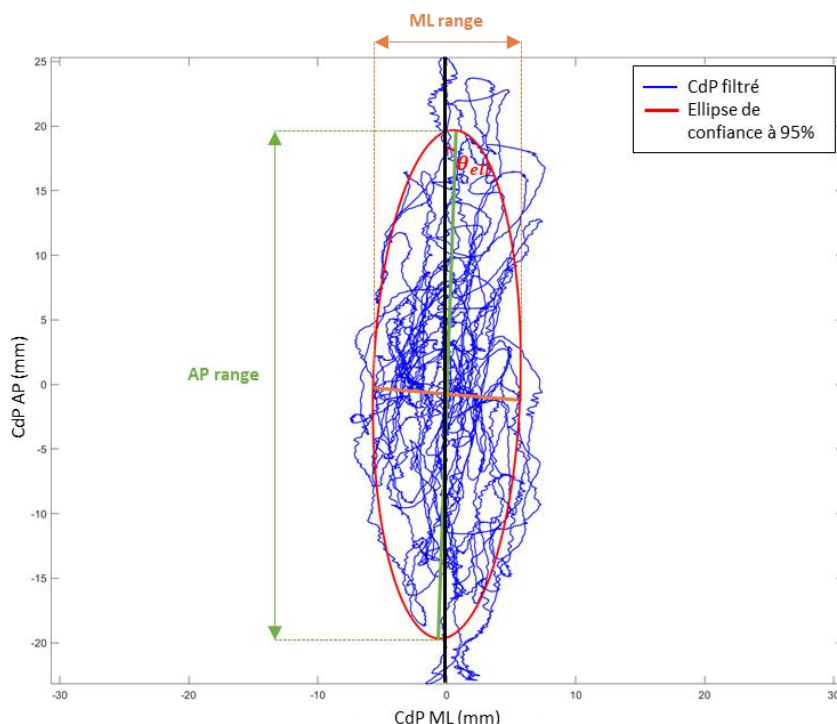


Figure II.31: Exemple d'ellipse de confiance à 95% du CdP global filtré exprimé dans le repère global du CdP

Pour étudier les limites de stabilité posturale, on calcule la position moyenne du CdP lorsque le sujet reste statique pendant 30sec puis lorsque le sujet maintient pendant 5sec la position dans les différentes directions du test LOS (Figure II.32). Les déplacements antérieur et postérieur ont été calculés comme la longueur selon l'axe $\overrightarrow{AP}$ entre la moyenne statique et la moyenne antérieure et postérieure respectivement. Les déplacements latéraux à gauche et à droite ont été calculés comme la longueur selon l'axe $\overrightarrow{ML}$ entre la moyenne statique et la moyenne latérale à gauche et à droite respectivement (Barnett et al., 2013; Koehler-McNicholas et al., 2018; Kolarova et al., 2013). Comme l'alignement des prothèses est similaire entre chaque sujet et chaque situation, la position moyenne du CdP en statique se situe à une position différente du pied en fonction du sujet. Pour ne pas prendre ce biais en compte, les déplacements antérieur et postérieur vont être sommés (déplacement AP) et il en sera de même pour les déplacements latéraux à gauche et à droite (déplacement ML).

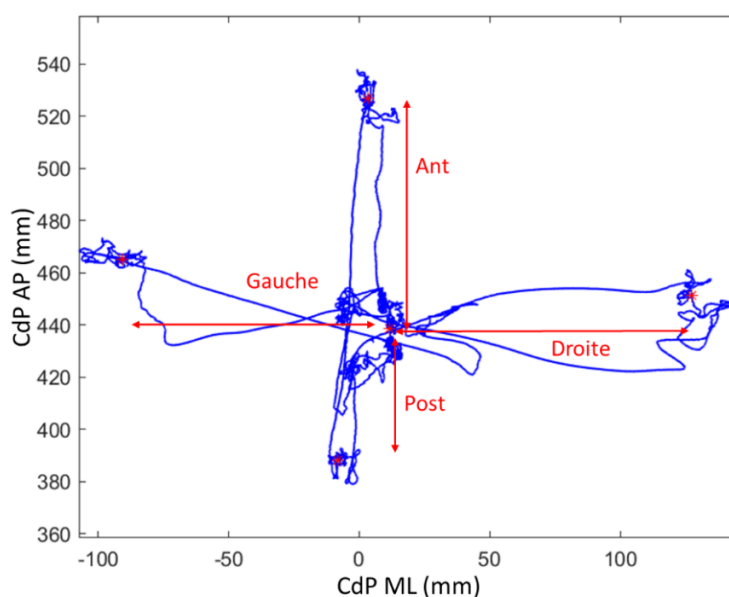


Figure II.32: Exemple de traitement du test LOS

II.3.3. Résultats et Discussion

II.3.3.1. Caractérisation de la raideur en flexion des pieds prothétiques Dynatrek (Proteor™) et comparaison avec la raideur critique

Les moyennes et les écarts-types de la raideur en flexion sur chaque mouvement d'avant en arrière et d'arrière en avant ont été calculés pour chaque module de prothèse Dynatrek (Proteor™) (Tableau II-6).

Conformément à la méthode décrite par Pillet et al. pour le calcul de raideur du pied pendant la marche (Pillet et al., 2014), les moyennes sur les passages et sur les sujets des courbes de moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville ont été tracées pour toutes les situations (Figure II.33) en faisant l'hypothèse que la masse du pied est négligeable et que le pied est statique (phase d'appui). Les courbes des moyennes sur chaque passage des courbes de moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville ont été tracées pour toutes les situations et pour tous les sujets (Annexe B).

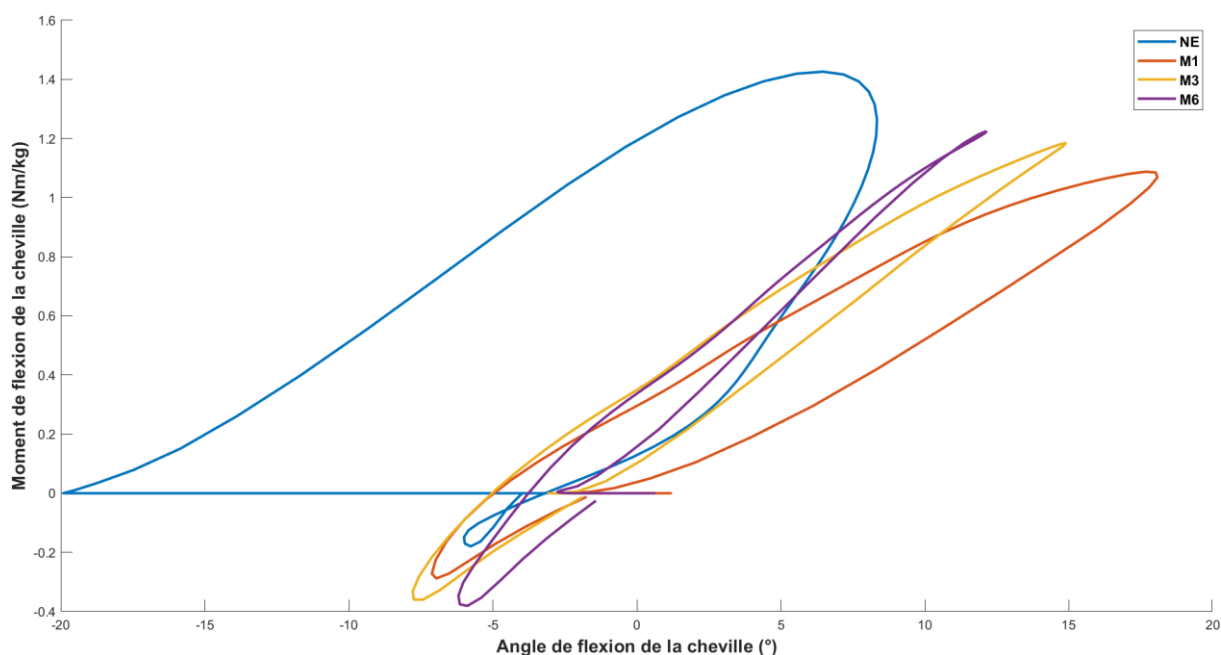


Figure II.33: Moyenne sur les sujets du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville pour toutes les situations

Ainsi, pour chaque passage de marche et pour chaque sujet, la raideur de la cheville a été calculée. Les moyennes et les écarts-types sur chaque sujet de la raideur en flexion ont également été calculés pour chaque situation (Tableau II-7).

Dans le cas de la méthode de Curtze et al., la prothèse avec le plus faible module (M1) présente la plus faible raideur moyenne (203,1 Nm/rad), tandis que la prothèse avec le module le plus haut (M6) présente la plus grande raideur moyenne (417,2 Nm/rad), ce qui était un résultat attendu (Tableau II-6).

	Raideur en flexion (Nm/rad)		
	M1	M3	M6
Nombre cycle *	7	7	10
Moyenne	203,1	297,8	417,2
Écart-type	6,2	7,5	8,1

(*) nombre de mouvement d'avant en arrière et d'arrière en avant

Tableau II-6: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion des prothèses Dynatrek (Proteor™) calculée par la méthode de Curtze et al. (Curtze et al., 2009)

	Raideur en flexion (Nm/rad)			
	NE	M1	M3	M6
Moyenne	342,2	212,4	267,8	344,1
Écart-type	120,0	19,3	26,3	35,8

Tableau II-7 : Moyenne et écart-type de la raideur en flexion de sujets NE et des prothèses Dynatrek (Proteor™), calculées durant la marche

Dans le cas du sujet pieds nus (NE), on convertit la valeur calculée en Nm/rad et on normalise par la masse des sujets, on obtient une valeur de $0,08 \pm 0,02 \text{ Nm/deg/kg}$, ce qui est en accord avec la valeur trouvée par Pillet et al. lors de la marche à plat qui est de $0,09 \pm 0,03 \text{ Nm/deg/kg}$ (Pillet et al., 2014). L'Annexe C répertorie la valeur des raideurs exprimée en Nm/deg normalisée par la masse des sujets pour les configurations M1, M3 et M6.

On remarque que la variabilité est beaucoup plus importante dans le cas des sujets NE par rapport aux autres situations. La différence de raideur dans le cas des configurations M1, M3 et M6 entre les résultats obtenus pendant la marche et ceux trouvés avec la méthode de Curtze et al. peut être due à la différence de positionnement de l'axe de cheville entre les deux tests et également au fait que les pieds ne sont pas complètement fixes dans les simulateurs de prothèse. Dans la suite de cette étude nous utiliserons les raideurs trouvées par la méthode de Curtze et al. car cette méthode est plus répétable (Tableau II-6).

Pour chaque sujet et pour chaque module de prothèse, la valeur de $K_{prot,norm}$ a été calculée (Section II.3.2.4). Ces valeurs ont pu être calculées pour toutes les configurations sujet/module de pied, même si le sujet n'avait pas testé ces prothèses, car ces valeurs sont calculées en fonction de la raideur critique du sujet et de la raideur des prothèses seule (calculé lors du test ROS). Ces valeurs de raideur normalisées ont été tracées en fonction de la masse du sujet incluant la masse du simulateur de prothèse (Figure II.34). Chaque sujet est représenté par une ligne verticale et regroupe les valeurs de raideur normalisée des 3 modules de prothèses. Le sujet 1 est le plus à gauche du graphique et le sujet 11 est le plus à droite. La ligne verticale dans le graphique (Figure II.34) représente la valeur normalisée de K_{crit} pour un sujet en position statique ($K_{crit,norm}$), par définition, elle est égale à 1.

Dans cette étude, tous les sujets portant une prothèse de module M1 ou M3 ont une valeur de raideur inférieure à la valeur critique, tandis que les sujets portant une prothèse de module M6 et pesant moins de 75 kg (sujets 1 à 6) ont une valeur de raideur supérieure à la valeur critique. Dans cette étude, les sujets ont un niveau d'activité élevé, ainsi il est recommandé aux sujets pesant moins de 59 kg (sujet 1 et 2) de porter une prothèse de module M2, aux sujets pesant entre 60 et 74 kg (sujets 3 à 6) de porter une prothèse M3, aux sujets pesants entre 75 à 104 kg (sujet 7 à 10) de porter une prothèse M4 ou M5 et aux sujets pesant entre 125 et 150 kg (sujet 11) de porter une prothèse M6 (Tableau II-3). Par conséquent, le module M6 est beaucoup trop rigide pour les sujets 1 à 6, ce qui explique que les valeurs de raideur soient supérieures à la valeur critique.

Les prothèses Dynatrek sont des prothèses commercialisées, cela signifie donc qu'elles répondent au compromis mobilité-stabilité lorsque le sujet porte le module qui lui a été recommandé. Les sujets 3 à 6 avec une prothèse M3 et le sujet 11 avec une prothèse M6 portent le module conforme aux recommandations. Leurs valeurs de raideur normalisées sont comprises entre 0,9 et 0,7. Ces résultats démontrent que même si la raideur de la prothèse est inférieure à la raideur critique, l'utilisateur est toujours en capacité de maintenir une position d'équilibre stable et que la raideur idéale permettant la marche se situe dans cet intervalle. Cependant, il est intéressant de noter que même si le sujet portait une prothèse trop rigide ou trop souple, il était toujours capable de marcher et de maintenir sa stabilité, ce qui témoigne d'une capacité d'adaptation du corps humain et la question se pose de quels critères peut-on utiliser pour quantifier l'adaptation correcte de la raideur pour une personne donnée.

La valeur critique de raideur est un paramètre intéressant dans le cadre de la conception du pied prothétique, car elle fournit une estimation de la plage de raideur que la prothèse doit respecter.

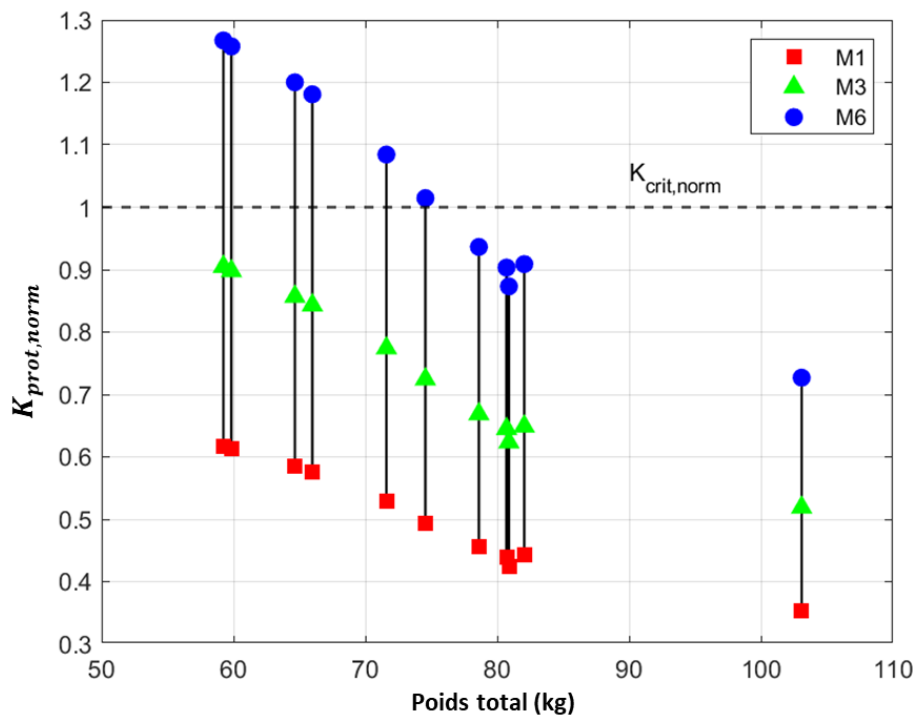


Figure II.34: Raideur en flexion de la prothèse normalisée par la raideur critique en fonction de la masse totale des sujets

II.3.3.2. Analyse de la stabilité posturale statique

Afin d'évaluer la stabilité posturale statique, les moyennes et les écarts-types de l'AP range et du ML range sur chaque sujet et pour chaque configuration et situation sont calculées et reportées dans le Tableau II-8 et le Tableau II-9. Les moyennes de l'AP range et du ML range dans la situation où le sujet est pieds nus (NE) avec les YO sont de $15,6 \pm 3$ mm (AP range) et de $6,8 \pm 2$ mm (ML range). Les valeurs du CdP peuvent varier dans la littérature en fonction de la durée d'acquisition du signal, du post-traitement, des filtres utilisés, etc. Cependant, les valeurs calculées expérimentalement restent du même ordre de grandeur que celles présentées dans la littérature (Albertsen et al., 2017; Buckley et al., 2002; Clavel et al., 2017).

Dans la situation NE, l'angle du grand axe de l'ellipse de confiance (θ_{ell}) est de $18,2 \pm 11,1^\circ$ (YO) et $12,3 \pm 11,1^\circ$ (YF). Dans la situation NE avec les YO, l'angle du grand axe de l'ellipse de confiance par rapport au repère des plateformes est de $17,9 \pm 20,9^\circ$ (Quijoux et al., 2021). Les valeurs des angles du grand axe de l'ellipse de confiance peuvent varier en fonction du positionnement des marqueurs du bassin et du patient. On n'observe pas de tendance d'évolution de ces valeurs en fonction de la situation (YO ou YF) ou des conditions (NE, M6, M3, M1 ou ROS).

Dans les conditions YO et YF, la moyenne du ML range augmente entre la situation NE et M6 (+0,3% (YO) et +0,9% (YF)). Cependant, on ne peut pas conclure quant à l'évolution du ML range en fonction de la raideur des pieds, en effet entre M6 et M3 l'augmentation est de -0,1% (YO) et -0,6% (YF) et entre M3 et M1 elle est de +0,4% (YO) et +1,4% (YF). Comme l'équilibre est principalement contrôlé dans la direction antéro-postérieure (Popovic et al., 2000), cela peut expliquer le fait qu'aucune tendance dans l'évolution du ML range en fonction de la raideur n'ait été observée.

Dans les conditions YO et YF, la moyenne de l'AP range est plus faible dans la situation NE, suivie des situations M6, M3 et M1. L'augmentation entre NE et M6 est de +0,2% (YO) et +1,0% (YF), entre M6 et M3 elle est de +0,4% (YO) et +1,3% (YF) et entre M3 et M1 elle est de +0,3% (YO) et +0,7% (YF). Ainsi, lorsque le module de la prothèse diminue, c'est-à-dire lorsque sa raideur diminue, le mouvement du CdP dans la direction antéro-postérieure est plus important, ce qui est le résultat d'une oscillation plus importante dans la direction AP. Cette évolution de l'AP range en fonction de la raideur est significative ($p < 0,05$). De plus, augmenter l'amplitude de déplacement du CdP dans la direction antéro-postérieure peut traduire d'une perte de stabilité dans cette direction (Santos et al., 2008). Ainsi, on observe que plus la prothèse est rigide, plus l'utilisateur est stable dans la direction AP. La littérature a montré qu'il existait une corrélation positive entre la raideur du pied prothétique et le contrôle de sa stabilité dans cette direction (Nederhand et al., 2012).

Dans la situation NE, l'AP range et le ML range augmentent légèrement entre les situations YO et YF. Dans la position debout, jambes écartées, une altération visuelle altère peu le déplacement antéro-postérieur du CdP. Ce résultat a également été retrouvé dans la littérature, en effet, dans la même situation aucune modification n'ont été enregistrées (Albertsen et al., 2017) ou une augmentation relativement faible (Sarrocà et al., 2022). Dans les situations M6, M3 et M1, l'AP range et le ML range sont plus élevés dans la situation YF par rapport à la situation YO et dans les deux cas cette augmentation est significative ($p < 0,05$). De nombreuses études ont étudié l'impact de la vision (Tableau II-2), et les résultats ont montré que la vision amplifiait la perte de stabilité du a une perturbation telle que la position des pieds, une double tâche cognitive (Albertsen et al., 2017), une amputation du membre inférieur (Sarrocà et al., 2022) ou le type de pied prothétique (Arifin et al., 2014; Koehler-McNicholas et al., 2018).

La situation ROS a été testée, cependant cette étude était préliminaire, il n'est donc pas possible de tirer des conclusions définitives de cette étude. On observe néanmoins une augmentation significative de l'AP range et du ML range par rapport aux autres situations. Cela indique une perte importante de stabilité. De plus, pendant la réalisation du test SOT dans la condition YF, le sujet était incapable de rester immobile et devait effectuer des mouvements de piétinement pour maintenir sa stabilité. Le pied ROS a le même rayon de ROS que la prothèse Dynatrek M3, ainsi le déroulé du pas lors de la marche est similaire. Cependant, le pied ROS affecte grandement la stabilité posturale du sujet par rapport au pied M3 alors que le rayon du ROS est similaire.

Configuration	NE		M3		ROS	
Situation	YO	YF	YO	YF	YO	YF
AP range (% hauteur CdM) (mm/mm)	1,3 (0,5)	1,7 (0,6)	3,1 (0,8)	4,2 (1,4)	8,8 (4,8)	-
ML range (% hauteur CdM) (mm/mm)	0,9 (0,4)	1,0 (0,3)	1,2 (0,4)	2,1 (0,8)	6,0 (3,8)	-
θ_{ell} (°)	13,6 (12,3)	21,8 (14,4)	7,5 (5,6)	11,7 (6,7)	22,1 (14,4)	-

AP : Antéro-Postérieur, CdM : Centre de Masse, ML : Médio-Latéral, YO : Yeux Ouverts, YF : Yeux Fermés

Tableau II-8: Moyenne (écart-type) de l'AP range et du ML range en % de la hauteur du centre de masse et de θ_{ell} en fonction de la configuration et de la situation dans le cas de l'étude préliminaire sur l'influence du pied ROS sur la stabilité posturale statique

Configuration	NE		M6		M3		M1	
Situation	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
AP range (% hauteur CdM) (mm/mm)	1,7 (0,3)	2,0 (0,5)	1,9 (0,3)	3,0 (1,2)	2,3 (0,3)	4,3 (1,9)	2,6 (0,3)	5,0 (1,8)
ML range (% hauteur CdM) (mm/mm)	0,7 (0,2)	1,0 (0,5)	1,0 (0,4)	1,9 (1,5)	0,9 (0,4)	1,3 (0,5)	1,3 (0,5)	2,7 (1,4)
θ_{ell} (°)	18,2 (11,1)	12,3 (11,1)	14,9 (10,4)	13,1 (9,0)	8,2 (2,6)	4,9 (3,9)	12,9 (11,2)	10,5 (11,5)
(2*écarts-types) angle de la cheville (°)	0,4 (0,1)	0,5 (0,1)	0,5 (0,4)	0,6 (0,3)	0,9 (0,3)	1,1 (0,6)	0,9 (0,3)	1,5 (0,8)
(2*écarts-types) angle du genou (°)	0,6 (0,4)	0,5 (0,3)	0,7 (0,2)	0,9 (0,4)	1,1 (0,5)	1,5 (1,2)	0,9 (0,5)	2,7 (2,8)
(2*écarts-types) angle de la hanche (°)	0,6 (0,4)	0,5 (0,3)	0,8 (0,3)	1,1 (0,8)	1,1 (0,4)	1,4 (0,9)	0,9 (0,3)	2,6 (3,2)

AP : Antéro-Postérieur, CdM : Centre de Masse, ML : Médio-Latéral, YO : Yeux Ouverts, YF : Yeux Fermés

Tableau II-9: Moyenne (écart-type) de l'AP range et du ML range en % de la hauteur du centre de masse, de θ_{ell} et de l'amplitude de 95% des valeurs (2* écarts-types) des angles de cheville, genou et hanche en fonction de la configuration et de la situation dans le cas de l'étude sur l'influence de la raideur des pieds prothétiques sur la stabilité posturale statique

Les résultats de cette étude ont révélé que la perte de stabilité était principalement dans la direction AP. Par conséquent, nous avons examiné la corrélation entre l'AP range, la configuration (YO ou YF) et la raideur normalisée de la prothèse. Le modèle du pendule simple inversé avec un ressort de torsion a montré que la raideur avait une influence sur la stabilité et qu'il existait une raideur minimale conduisant à un équilibre stable (Winter et al., 2001). De plus, dans son étude Nederhand montre que la raideur du pied prothétique est positivement corrélée au contrôle de la stabilité (Nederhand et al., 2012). Dans notre étude, nous avons constaté une influence significative de la raideur normalisée de la prothèse sur l'AP range et donc sur la stabilité posturale du sujet dans cette direction. Une limite de ces résultats est que la répétabilité des tests de stabilité lors de passage successif d'un même sujet n'a pas été investiguée.

Pour chaque sujet et pour chaque module de prothèse, l'AP range exprimée en pourcentage de la hauteur du CdM a été tracé en fonction de la raideur normalisée pour les configurations YO et YF (Figure II.35). Les valeurs de raideur normalisée ont été présentées sur la Figure II.34. La ligne horizontale représente la valeur moyenne de l'AP range dans la situation NE, tandis que la ligne verticale représente la raideur normalisée critique. La régression linéaire ainsi que l'intervalle de confiance à 95% ont été tracés en rouge (Figure II.35).

Pour la situation où le sujet est pied nu (NE), on voit que les sujets ont un balancement naturel, qui peut être nécessaire pour le contrôle postural car il permet d'obtenir des informations sensorielles qui augmentent légèrement avec les YF (Borg & Laxåback, 2010). L'analyse de la Figure II.35 révèle que, lorsque les sujets sont équipés des prothèses, la diminution de l'AP range en fonction de la raideur normalisée n'est pas constante entre les sujets. Pour une même configuration, l'écart-type de l'AP range est plus élevé dans la situation YF que dans la situation YO (Tableau II-9) et les intervalles de confiance (IC) sont également plus élevés (Figure II.35). Par conséquent, nous pouvons conclure que la stabilité est fortement dépendante du sujet, et que ce phénomène est amplifié par une altération visuelle. De plus, en comparant les pentes des régressions linéaires entre les situations YO et YF, nous constatons que la pente est plus élevée dans la situation YF : -9,9 (IC : -16,0 ; -3,7) par rapport à la situation YO : -2,4 (IC : -4,9 ; 0,2). Cela signifie que la perte de stabilité en fonction de la raideur est plus prononcée dans la situation YF. Ainsi, le système visuel a une influence significative sur l'AP range et donc sur la stabilité dans cette direction. Sarroca et al. ont obtenu des résultats comparables pour des sujets amputés TT par rapport à des sujets non-amputés et ont souligné l'importance majeure du système visuel sur la stabilité posturale (Sarroca et al., 2022). De plus, une altération du système visuel amplifie de manière plus significative la stabilité des sujets portant le simulateur de prothèse par rapport aux sujets pieds nus.

La Figure II.35 fournit des informations importantes dans le cadre de la conception du pied prothétique, car il permet de comparer les pieds développés avec ceux commercialisés. Les sujets 3 à 5, portant une prothèse M3 et le sujet 11, portant une prothèse M6 bénéficient de pieds prothétiques avec une raideur conforme aux recommandations. Leurs AP range se situent entre 1,8% et 2,2% de la hauteur du CdM (YO) et 2,4% et 4,8% de la hauteur du CdM (YF). Tracer le point de l'AP range en fonction de la raideur du pied développé permettra d'obtenir des informations sur la mobilité (par le biais de la raideur) et la stabilité (par le biais de l'AP range) du sujet portant ce pied prothétique.

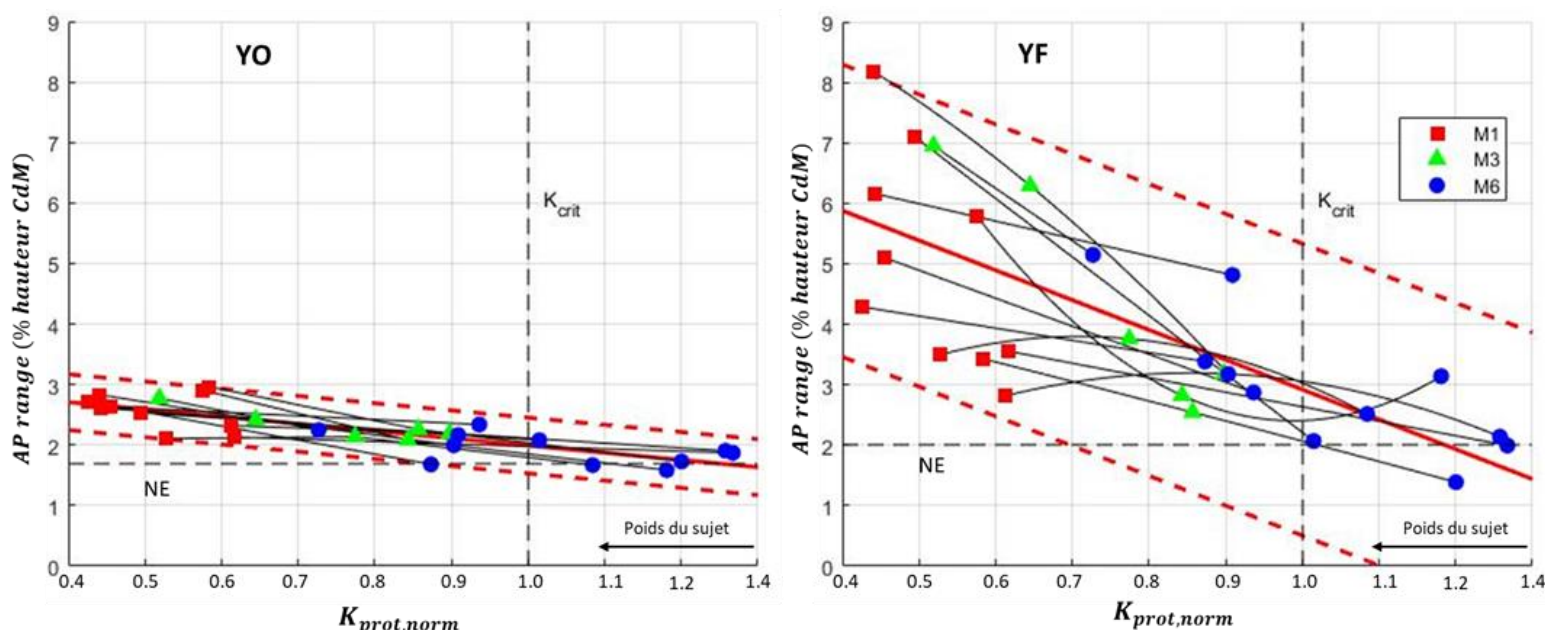


Figure II.35: AP range normalisée par la hauteur du centre de masse en fonction de la raideur normalisée par la valeur critique dans les conditions YO (gauche) et YF (droite) des prothèses Dynatrek™

II.3.3.3. Analyse de la stratégie d'équilibre

La littérature nous a montré qu'il existait différentes stratégies d'équilibre. Dans le cas de faibles perturbations de l'équilibre, la cheville a le rôle de déplacer le CdP pour le mettre sous le CdM et d'ainsi contrôler l'équilibre (Horak & Nashner, 1986). Lorsque les perturbations sont plus importantes, l'articulation du genou et de la cheville joue un rôle dans le contrôle de l'équilibre (Horak & Nashner, 1986; Johannsen et al., 2017). Afin d'analyser les stratégies d'équilibre lors d'une position debout avec les YO et les YF, les amplitudes des angles aux articulations de cheville, genou et hanche de 95% des valeurs au cours du temps (soit 2 écarts-types) sont calculées afin de ne pas prendre en compte les augmentations brusques d'amplitude angulaire (pics) et sont reportées dans le Tableau II-9.

Dans le cas de l'articulation de la cheville, les variations angulaires sont très faibles pour toutes les configurations et pour les conditions YO et YF. Il n'est pas possible de distinguer si la variation angulaire vient du mouvement des pieds dans les simulateurs de prothèse ou bien d'une sollicitation plus importante de l'articulation de la cheville. Dans le cas des articulations du genou et de la hanche, les variations angulaires sont également très faibles pour toutes les configurations et pour les conditions YO et YF. Les écarts-types des résultats sont également importants comparé aux moyennes des résultats.

Ainsi, ces résultats ne permettent pas de conclure au sujet de la stratégie d'équilibre employé par les utilisateurs. La variation de la raideur des pieds prothétiques ainsi que l'altération visuelle n'ont pas constitué une altération de l'équilibre assez importante pour que l'utilisateur ait besoin de réaliser des mouvements importants pour rétablir son équilibre.

II.3.3.4. Analyse des limites de stabilité

La somme du déplacement du CdP dans la direction antéro-postérieure et médio-latérale (Figure II.32) a été effectuée et la moyenne et l'écart-type pour chaque situation ont été reportés dans le Tableau II-10.

Les résultats montrent que les limites de stabilité des sujets portant un simulateur de prothèse sont plus faibles que celles des sujets NE : 52% (AP) et 59% (ML) entre NE et M6. Dans la littérature, il est reporté que lors d'un test LOS les amplitudes de déplacement dans la direction antéro-postérieure et médio-latérale étaient plus faible chez les sujets amputés TT par rapport aux sujets non-amputés (Kolarova et al., 2013).

De plus, peu de différences sont observées entre les différentes raideurs de pied prothétique. Ainsi, ces résultats ne nous permettent pas de conclure quant à un possible lien entre la raideur et les limites de stabilité d'un sujet portant un simulateur de prothèse. La littérature a montré que les raisons de l'amputation (Molina-Rueda et al., 2017) et le type de prothèse (Clark & Zernicke, 1981) avaient une influence sur les limites de stabilité antéro-postérieure et médio-latérale. Cependant, à notre connaissance aucune étude n'a étudié l'influence d'une modification spécifique de la raideur d'un pied prothétique sur les limites de stabilité posturale.

Durant cette étude, les sujets ne bénéficiaient pas d'un retour visuel de l'évolution de leur CdP au cours du temps comme c'est le cas par exemple avec les dispositifs NeuroCom®. Ainsi, durant le test LOS, l'instruction « déplacer son CdM le plus loin possible » était basée sur le ressenti de l'utilisateur et sur son niveau de confiance dans le simulateur de prothèse. Cependant, comme les sujets ont testé différentes raideurs de prothèse, on a pu réaliser une comparaison intrasujet. Cette limite dans le protocole du test LOS ne peut donc pas entièrement expliquer le fait que les limites de stabilité ne changent pas en fonction de la raideur du pied prothétique.

	Ant + Post	Gauche + Droite
M6 (% NE) (mm/mm)	52 (9)	60 (14)
M3 (% NE) (mm/mm)	54 (8)	61 (18)
M1 (% NE) (mm/mm)	54 (6)	61 (13)

Tableau II-10: Déplacement du centre de pression dans la direction antéro-postérieure et médio-latérale en % du déplacement obtenu dans la situation NE (sujet pied nu) en fonction de la situation dans le cas d'un test LOS

II.3.4. Conclusion

Ce chapitre visait à examiner l'effet d'une variation spécifique de la raideur des pieds prothétiques sur la stabilité posturale des sujets. La littérature a montré que la raideur avait une influence sur les performances lors de la marche et c'est également un paramètre qu'il est possible de modifier dans le cadre de la conception d'un pied. Bien que la littérature nous ait également montré que la raideur était positivement corrélée au contrôle de la stabilité, à notre connaissance aucune étude n'a fait varier spécifiquement la raideur afin d'étudier son influence sur les mécanismes de stabilité posturale. Dans cette étude, deux tests ont été réalisés : un test de stabilité statique (test SOT) et un test de limite de stabilité (test LOS). Pour effectuer cette variation spécifique de la raideur des pieds prothétiques, une prothèse de type Dynatrek de Proteor avec des modules différents a été utilisée.

De plus, un simulateur de prothèse a été utilisé pour permettre à des sujets non-amputés de tester des pieds prothétiques. Faire marcher des sujets non amputés avec un simulateur de prothèse permet d'éliminer la variabilité spécifique dû à l'amputation, notamment la longueur du moignon, le type et les causes de l'amputation, la chirurgie d'amputation et l'interface de l'emboiture, ainsi que les comorbidités liées à l'amputation (Hedrick et al., 2019; Zelik et al., 2011). Plusieurs articles dans la littérature utilisent des dispositifs similaires (Groothuis & Houdijk, 2019; Hedrick et al., 2019; Honert et al., 2018; Zelik et al., 2011), cela permet d'isoler l'effet de la prothèse. De plus, le simulateur permet de rendre l'appareillage symétrique, en effet dans le cas de personne amputée TT le contrôle de la stabilité est reporté sur le membre controlatéral (Nederhand et al., 2012). Cependant, le simulateur modifie l'inertie des segments ce qui peut affecter légèrement le calcul de la hauteur du CdM, il modifie la hauteur du sujet et il rajoute un poids supplémentaire. Les sujets ont eu besoin de quelques minutes pour s'adapter au dispositif. Par conséquent, étant donné que le simulateur peut influencer les résultats, il est important de réaliser une comparaison intrasujet (Hedrick et al., 2019).

Les raideurs des prothèses ont été calculées suivant deux méthodes (Curtze et al., 2009; Pillet et al., 2014). Dans le cas où le contrôle de la stabilité posturale d'un sujet est modélisé par un pendule inversé simple avec un ressort de torsion, une valeur critique de raideur, spécifique à chaque sujet, a été calculée (Winter et al., 1998). Les valeurs de raideur des prothèses Dynatrek ont été normalisées par cette valeur critique afin de comparer la raideur des prothèses commercialisées aux valeurs de raideurs critiques. Les résultats nous ont montré que lorsque le sujet portait une prothèse avec un module adapté à sa morphologie et à son niveau d'activité, la raideur de la prothèse était inférieure à la raideur critique. Les valeurs de raideur des prothèses se situent entre 0,9 et 0,7 de la valeur de raideur critique.

L'étude a examiné l'impact d'une modification spécifique de la raideur et d'une altération visuelle sur le déplacement du CdP lors de la position debout statique, sur le contrôle de la stabilité et sur les limites de stabilité. Les résultats ont montré que la perte de stabilité due à la diminution de la raideur avait lieu surtout dans la direction AP. De plus, les résultats ont montré que la raideur de la prothèse était positivement corrélée à la perte de stabilité et que cette perte de stabilité était amplifiée par l'altération de la vision. Les résultats nous ont montré que lorsque le sujet portait une prothèse avec un module adapté à sa morphologie et à son niveau d'activité, les valeurs de l'AP range se situent entre 1,8% et 2,2% de la hauteur du CdM (YO) et 2,4% et 4,8% de la hauteur du CdM (YF). L'étude a

également montré que malgré le fait que le rayon du ROS était un paramètre intéressant à étudier dans le cadre de la marche, ce n'était pas un paramètre suffisant à prendre en compte dans le contrôle de la stabilité. Finalement, aucune conclusion définitive n'a pu être tirée au sujet de l'influence de la raideur du pied sur les stratégies d'équilibre ainsi que sur les limites de stabilité.

Cette étude nous a permis de définir une méthode permettant de comparer les mécanismes de stabilité des prothèses développées lors d'une démarche de conception par rapport aux prothèses disponibles sur le marché en fonction de leur raideur et de paramètres tels que l'AP range.

Les perspectives de cette étude seraient de réaliser une étude similaire avec des sujets amputés TT afin de confronter ces résultats avec ceux obtenus lorsque les sujets portaient un simulateur de prothèse.

Partie III. CONCEPTION DE PROTOTYPE DE PIED PROTHETIQUE ISSU DE FABRICATION ADDITIVE

Dans le commerce, la majorité des orthèses et prothèses issues de la fabrication additive (FA) sont destinées à une utilisation au niveau des membres supérieurs. En effet, les propriétés mécaniques des matériaux issus des techniques actuellement disponibles de FA sont inférieures en termes de rigidité et résistance mécanique par rapport à celles issues des procédés plus classiques. De plus, les prothèses de membre supérieur sont soumises à des contraintes équivalentes inférieures (en valeur absolue) à celles des membres inférieurs, qui doivent supporter le poids des utilisateurs. Il est cependant possible de trouver dans le commerce des orthèses de cheville (Piro™ ou Korthotics™), des manchons prothétiques de membre inférieur (Augo™) et des pieds prothétiques (Mecuris™) issus de la FA (Figure III.1). En ce qui concerne les pieds prothétiques, à notre connaissance il n'existe pas de solution de prothèses entièrement imprimées en 3D. En effet, dans le cas des pieds prothétiques développés par Mecuris™, une lame en carbone est intégrée à la partie avant du pied afin d'assurer de bonnes performances tout en garantissant sa résistance à la fatigue.



Figure III.1: De gauche à droite ; orthèse de cheville (Piro™), manchon prothétique (Augo™) et pied prothétique enfant (Mecuris™) issus de FA

Pour répondre au besoin croissant d'obtenir des pièces en FA polymère capables de soutenir des charges plus importantes, plusieurs fabricants de machines d'impression 3D ont généralisé leur procédé afin d'intégrer des renforts (fibre longue, fibre courte, inclusions) capables d'assurer une meilleure rigidité et tenue mécanique. Un exemple est représenté par les machines de MarkForged™ et Anisoprit™ déjà présentés dans la Partie I. de ce manuscrit.

La conception de prothèses doit répondre aux exigences anatomiques ainsi qu'aux exigences physiologiques des utilisateurs, en conséquence, la FA est un outil qui semble être intéressant pour développer des prothèses et des orthèses pour le membre inférieur personnalisées voire évolutives à la fois solides et légères (Weerakkody et al., 2017). Comme expliqué dans la Partie I., nous nous intéresserons particulièrement au procédé de dépôt de fil fondu (DFF) car c'est un procédé rapide (Buj-Corral et al., 2021), peu onéreux (Buj-Corral et al., 2021; Koprnicky et al., 2018), qui permet d'imprimer une large gamme de matériaux (Koprnicky et al., 2018) et des géométries complexes (Buj-Corral et al., 2021). Bien que l'impression par DFF soit une technique avantageuse pour de nombreux aspects, les polymères thermoplastiques résultants ont des propriétés mécaniques plus faibles que le même thermoplastique obtenu par des procédés plus classiques (Melenka et al., 2016) et ont une résistance à la fatigue relativement faible (Thapa & Vihtonen, 2020). Ainsi, le procédé DFF avec ajout de renforts en fibres longues (Continuous Fiber Fabrication : CFF) sera également investigué car il permet l'ajout de fibres longues qui semble favoriser la tenue dans le temps des matériaux (Section I.1.3.2, 0 et I.2.4.4).

Ces procédés semblent donc être une bonne alternative à la réalisation de pieds prothétiques adaptés à une activité spécifique.

L'objectif de cette partie est de définir une démarche de conception de pied prothétique issu de l'impression par DFF et par DFF/CFF. Ainsi, le premier chapitre de cette partie permet de définir le contexte réglementaire et normatif des dispositifs médicaux (DM) et plus particulièrement des pieds prothétiques. Les normes qui assurent la sécurité du pied prothétique ainsi que les tests permettant d'étudier la performance des prothèses seront explicités. De plus, une investigation des modèles éléments finis (EF) existant dans la littérature permettant de concevoir les pieds prothétiques et d'étudier leur comportement mécanique sera également présentée. Finalement, un état de l'art des pieds prothétiques issus de FA sera réalisé. Cette revue de littérature souligne la faisabilité de développer un pied prothétique issu de FA du point de vue de la tenue mécanique mais met cependant en évidence les difficultés de réalisation d'un pied ayant de bonnes performances lors de la marche et, simultanément, une tenue en fatigue satisfaisante. Ainsi, le deuxième chapitre se focalise sur le développement d'un pied prothétique issu de l'impression par DFF. Dans cette partie la démarche de conception, l'étude de l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue mécanique et la tenue cyclique du pied ainsi que l'étude de ses performances lors de la marche et de son utilisation pour une application spécifique, ici le surf, seront explicités.

Chapitre.III.1. BIBLIOGRAPHIE : ÉVALUATION DE LA SECURITE, DES PERFORMANCES ET SIMULATIONS ELEMENTS FINIS DES PIEDS PROTHETIQUES

III.1.1. Contexte réglementaire et normatif

Le règlement européen 2017/745 définit un DM comme étant « tout instrument, appareil, équipement, logiciel, implant, réactif, matière ou autre article, destiné par le fabricant à être utilisé, seul ou en association, chez l'homme pour l'une ou plusieurs des fins médicales précises suivantes: [...] diagnostic, contrôle, traitement, atténuation d'une blessure ou d'un handicap ou compensation de ceux-ci; [...] et dont l'action principale voulue dans ou sur le corps humain n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens. » (Règlement (UE) 2017:745, 2017). Afin d'être commercialisés sur le marché européen, les DM doivent se conformer aux exigences générales de sécurité qui leur sont applicables.

L'évaluation de la classe de risque d'un DM est primordiale pour déterminer les exigences générales de sécurité qui leur sont applicables. Cette classification conditionnera les démarches à réaliser pour l'obtention du marquage CE, notamment le choix de la procédure d'évaluation ainsi que les exigences cliniques requises. Les DM sont répartis en quatre classes : classe I (faible degré de risque), classe IIa (degré moyen de risque), classe IIb (potentiel élevé de risque) et classe III (potentiel très sérieux de risque) (Règlement (UE) 2017:745, 2017). Par exemple, les pieds prothétiques à restitution d'énergie sont définis en tant que DM de classe I car elles sont non invasives, ce qui leur permet d'obtenir le marquage CE par auto-certification.

La conformité aux exigences est évaluée par un organisme notifié choisi par le fabricant. Une fois la conformité établie, les fabricants peuvent apposer le marquage de conformité CE. Les DM ne peuvent être mis sur le marché que si le marquage CE a été préalablement apposé sous la responsabilité du fabricant (les DM destinés à des investigations cliniques ou les DM « sur mesure » ne sont pas inclus dans cette exigence) (De Joannis et al., 2021).

L'Organisation Internationale de Normalisation (International Organization for Standardization : ISO) est une organisation internationale qui développe des normes techniques à l'échelle mondiale,

couvrant une large gamme de domaines. Le Comité Européen de Normalisation est l'organisme de normalisation européen responsable de l'élaboration de normes techniques (European Norm : EN) pour les pays membres de l'UE et d'autres pays européens. Le Comité Européen de Normalisation et l'ISO travaillent en collaboration pour harmoniser les normes techniques à l'échelle européenne et mondiale, permettant ainsi aux entreprises et aux industries de fonctionner de manière cohérente et efficace. Ces organismes régissent entre autres des normes portant sur la gestion des risques appliqués aux DM (EN ISO 14971, 2019) mais également des normes portant sur les exigences et méthodes d'essais qui doivent être respectées lors de la conception d'un DM.

En France, afin de définir le tarif d'un DM et son niveau de remboursement par la Sécurité Sociale, le DM doit être évalué par la Haute Autorité de Santé (HAS). En France, les pieds inscrits sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables (LPPR) sont pris en charge par la Sécurité Sociale. Les pieds dynamiques (à restitution d'énergie) sont divisés en 3 classes (I, II et III). Les classes de pieds prises en charge dépendent de la mobilité et du niveau d'activité du patient (ADEPA, 2018) et sont établies à partir d'une série de tests qui doivent être réalisés par un laboratoire indépendant, par exemple le Centre d'Études et de Recherches sur l'Appareillage des Handicapés de l'Institution Nationale des Invalides (INI/CERAH).

III.1.2. Évaluation de la sécurité des pieds prothétiques

Le règlement européen demande d'évaluer la sécurité des DM, tels que les prothèses de membre externes et orthèses externes en accord avec la norme EN ISO 22523:2006. Cette norme fournit les protocoles à mettre en place afin de démontrer la conformité des prothèses de membre externes et orthèses externes (Annexe I de la Directive UE 93/42/CEE du Conseil, du 14 juin 1993, relative aux DM). Cette norme est générale et renvoie aux différentes normes plus spécifiques.

Dans le cas des prothèses et des orthèses de membre inférieur, il existe deux normes qui régissent les essais mécaniques à réaliser : la norme EN ISO 10328:2006 et la norme EN ISO 22675:2016. Les protocoles d'essai visant à évaluer le comportement mécanique des prothèses de membre inférieur ont été établis conformément à ces normes, ces protocoles reposent sur des essais de résistance statiques et cycliques. Les essais statiques visent à évaluer la résistance sous des contraintes sévères produites lors d'une activité quelconque. Les essais cycliques reproduisent les niveaux de contrainte lors de la marche.

La norme EN ISO 22675:2016 est la norme la plus récente et elle établit un protocole de test de résistance à la fatigue reproduisant plus fidèlement les forces s'exerçant sur le pied durant la marche que le test défini dans la norme EN ISO 10328:2006. Cependant, ce test de résistance à la fatigue est plus complexe à mettre en application, ainsi la norme EN ISO 10328:2006 reste pour le moment la norme la plus utilisée. Les normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675 définissent également des essais de fatigue pour des composants structuraux des prothèses de membre inférieur.

Dans la suite de cette partie, la résistance à la charge sera définie comme la contrainte statique survenue lors d'un incident sévère ponctuel, pouvant être supportée par la prothèse sans compromettre son fonctionnement normal. La résistance à la rupture sera définie comme la contrainte statique atteinte lors d'un incident sévère ponctuel, pouvant être supportée par la prothèse mais qui la rend inutilisable. Finalement, la résistance à la fatigue sera définie comme la contrainte cyclique pouvant être supportée par la prothèse pendant un nombre de cycles déterminé.

Les exigences ainsi que les méthodes d'essais en fonction du type de test permettant d'évaluer le comportement mécanique des prothèses de membre inférieur en accord avec les normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675 sont définies dans le Tableau III-1.

Dans la suite de ce document, la résistance à la charge, à la rupture et à la fatigue des pieds prothétiques (défini en tant qu'ensemble pied-cheville dans la norme EN ISO 10328) sera investiguée, ainsi les méthodes d'essais et les exigences de performance pour ces tests seront explicitées.

Catégorie de résistance	Exigence de performance inhérente	Méthode d'essai pour leur contrôle
Résistance à la charge	La structure doit supporter une mise en contrainte statique dans le cas de forces d'essais de charge pour des valeurs et des durées spécifiées (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016).	Essai statique de charge, appliqué successivement au talon et à l'avant du pied (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016).
	La déformation permanente de la structure ne doit pas dépasser les valeurs spécifiées, quelles que soient les conditions de mise en contrainte (EN ISO 10328, 2006).	Essai statique de charge, appliqué successivement au talon et à l'avant du pied (EN ISO 10328, 2006).
Résistance à la rupture	La structure doit supporter une mise en contrainte statique dans le cas de forces d'essai limites pour des valeurs spécifiées (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016).	Essai statique de résistance à la rupture appliqué séparément au talon et à l'avant du pied (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016).
Résistance à la fatigue	La structure doit supporter successivement : 1) une mise en contrainte statique dans le cas de force d'essai maximale pour des valeurs et des durées spécifiées (EN ISO 10328, 2006), 2) une mise en contrainte cyclique dans le cas de forces d'essais périodiques pour des valeurs et des nombres de cycles spécifiés (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016), 3) une mise en contrainte statique finale dans le cas de force d'essai final pour des valeurs et des durées spécifiées (EN ISO 10328, 2006; EN ISO 22675, 2016).	Essai cyclique séparé des ensembles cheville-pied et des unités de pied, appliqué séparément dans la contrainte appliquée au talon et à l'avant du pied (EN ISO 10328, 2006). Mode opératoire d'essai cyclique appliquant de manière répétée un profil de contrainte stimulant la phase d'appui de la marche, suivie d'une contrainte statique finale au talon et à l'avant du pied (EN ISO 22675, 2016).
Résistance statique en torsion	La structure doit supporter une mise en contrainte statique dans le cas de forces d'essai statique pour des valeurs et des durées spécifiques (EN ISO 10328, 2006).	Essai statique en torsion séparé, appliqué dans deux directions opposées de torsion (EN ISO 10328, 2006).
Sécurité contre un éventuel glissement des composants encastrés	Le mouvement angulaire relatif entre les extrémités de la structure ne doit pas dépasser la valeur spécifiée (EN ISO 10328, 2006).	

Tableau III-1: Exigence et méthodes d'essai en fonction de la catégorie de résistance du test permettant d'évaluer le comportement mécanique des prothèses de membre inférieur (adapté de EN ISO 10328, 2006)

Tests de résistance à la charge et à la rupture

La configuration initiale des méthodes d'essais dans le cas des tests de résistance à la charge et à la rupture est similaire entre les normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675 : les pieds sont encastrés sur la partie supérieure de la prothèse et deux glissières viennent en appui avec l'avant-pied et le talon lors de tests séparés (Figure III.2). On note F_{av} et F_{tal} les forces appliquées à l'avant-pied et au talon respectivement. Les niveaux de contrainte du test vont de P3 à P8 et dépendent du poids du patient, dans la suite de cette section nous présenterons uniquement les niveaux de contrainte allant de P3 à P5 car ce sont les cas les plus courants. De plus, les glissières sont inclinées d'un angle α et β qui représentent les angles des appuis de l'avant-pied et du talon respectivement. Les normes spécifient les valeurs d'inclinaison des appuis, ainsi, $\alpha = 20^\circ$ et $\beta = 15^\circ$.

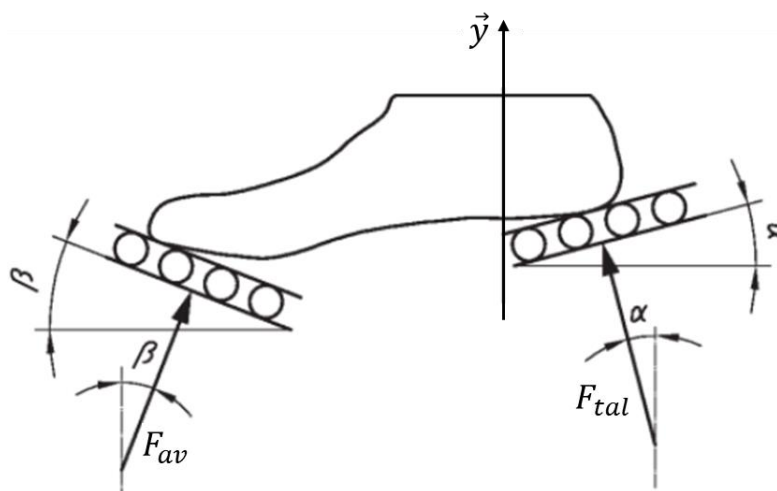


Figure III.2: Configuration initiale des méthodes d'essais dans le cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de EN ISO 10328, 2006)

Les niveaux de chargement sont très similaires entre les normes EN ISO 10328 et EN ISO 22675, ainsi seuls les niveaux de chargement de la norme EN ISO 10328 sont reportés dans le Tableau III-2. Le test 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.

Catégorie de résistance		Unité	Niveau de contrainte de l'essai					
			P5		P4		P3	
			F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}
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

Tableau III-2: 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 EN ISO 10328, 2006)

Tests de résistance à la fatigue

Dans le cas de la norme EN ISO 10328, les conditions initiales de l'essai sont similaires à celle du test de résistance à la charge et à la rupture. Les appuis à l'avant-pied et au talon sont effectués l'un après l'autre, à une fréquence définie pour se rapprocher de la fréquence de la marche. Le niveau de chargement dépend également du niveau de contrainte de l'essai (Tableau III-3). Les tests de résistance à la fatigue sont définis par des chargements cycliques du talon et de l'avant-pied. La force atteinte lors de la phase de chargement est la force d'essai maximale et celle atteinte lors de la phase de déchargement est la force d'essai minimale. De plus, le nombre de cycles requis pour garantir la tenue en fatigue est également spécifié et il est indépendant du niveau de contrainte de l'essai.

Contrainte d'essai	Unité	Niveau de contrainte de l'essai					
		P5		P4		P3	
		F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}
Force d'essai minimale	N	50					
Force d'essai maximale	N	1330	1330	1230	1230	970	970
Nombre de cycles requis		2×10^6					

Tableau III-3: 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 EN ISO 10328, 2006)

Dans le cas de la norme EN ISO 22675, le niveau de chargement dépend également du niveau de contrainte de l'essai (Tableau III-4). Les tests de résistance à la fatigue doivent être menés en exerçant une contrainte continue depuis la prise d'appui sur le talon jusqu'au décollement des orteils et en appliquant de façon répétée des profils synchronisés de l'angle d'inclinaison et de la force d'essai (EN ISO 22675, 2016). Ce test est plus contraignant à mettre en place d'un point de vue expérimental par rapport au test issu de la norme EN ISO 10328.

Contrainte d'essai	Unité	Niveau de contrainte de l'essai					
		P5		P4		P3	
		F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}	F_{tal}	F_{av}
1 ^{ère} valeur maximale de force d'essai périodique	N	1273		1173		915	
Valeur minimale intermédiaire de force d'essai périodique	N	850		783		911	
2 ^{ème} valeur maximale de force d'essai périodique	N		1256		1158		903
Nombre de cycles requis		2×10^6					

Tableau III-4: 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 EN ISO 22675, 2016)

III.1.3. Évaluation expérimentale des performances des pieds prothétiques

Il n'existe pas de normes permettant d'évaluer la performance des pieds prothétiques. Cependant, il est possible de l'évaluer à partir de tests et de critères qui sont, entre autres, définis dans cette partie.

III.1.3.1. Analyse de la marche

Les performances lors de la marche des personnes amputées peuvent être évaluées en s'appuyant sur des paramètres biomécaniques et physiologiques. De nombreuses études ont investigué ce sujet et en 2011, Sagawa et al. ont réalisé une revue systématique qui avait pour objectif d'identifier quels paramètres biomécaniques et physiologiques sont les plus pertinents, couramment utilisés, capables de discriminer et/ou ont une pertinence clinique spécifique pour l'analyse de la marche des personnes amputées du membre inférieur (Sagawa et al., 2011). Parmi les paramètres pertinents à l'analyser des performances de la marche, il en existe peu qui sont adaptés à la phase de conception des prothèses de membre inférieur, comme par exemple les paramètres spatio-temporels (vitesse, durée d'un pas...), les forces de réactions au sol, les angles à la hanche ou au genou. Ils peuvent néanmoins se révéler utiles en amont de la conception pour définir les exigences et objectifs auxquels le prototype doit répondre en s'appuyant sur des DM existants et également en aval de la conception pour valider la démarche de conception ainsi que les performances du prototype.

III.1.3.2. Évaluation par la Haute Autorité de Santé et projet de l' « American Orthotic & Prosthetic Association » (AOPA)

En France, afin de valider la classe du pied prothétique à restitution d'énergie et de définir son niveau de remboursement ainsi que son tarif, le pied prothétique doit être évalué par la commission nationale d'évaluation des DM et des technologies de santé menée par la HAS. Les tests d'évaluation sont, dans la majorité des cas, réalisés par le CERAH et permettent d'évaluer les performances du pied prothétique.

De plus, en 2007, l' « American Orthotic & Prosthetic Association (AOPA) » développe un projet visant à améliorer la précision et la cohérence entre les pieds prothétiques développés en proposant des tests standardisés validant certaines caractéristiques du pied prothétique (AOPA, 2010).

Ces tests permettent de définir les exigences et objectifs auxquels le prototype doit répondre, valident la démarche de conception ainsi que les performances du prototype et permettent également de définir des paramètres de conception.

Les tests réalisés par la HAS et lors du projet AOPA sont des tests de résistance à la charge conformément à la norme EN ISO 10328. Lors du test de résistance à la charge, la courbe reliant la force appliquée au talon ou à l'avant-pied en fonction du déplacement de la prothèse permet de caractériser la raideur de la prothèse, mais également l'énergie emmagasinée et restituée par le pied. En effet, l'énergie emmagasinée est définie comme l'aire sous la courbe de chargement et l'énergie restituée comme l'aire sous la courbe de déchargement. Il est donc possible de calculer le pourcentage d'énergie restituée par la prothèse par rapport à l'énergie emmagasinée. La Figure III.3 est un exemple de courbe de chargement et de déchargement.

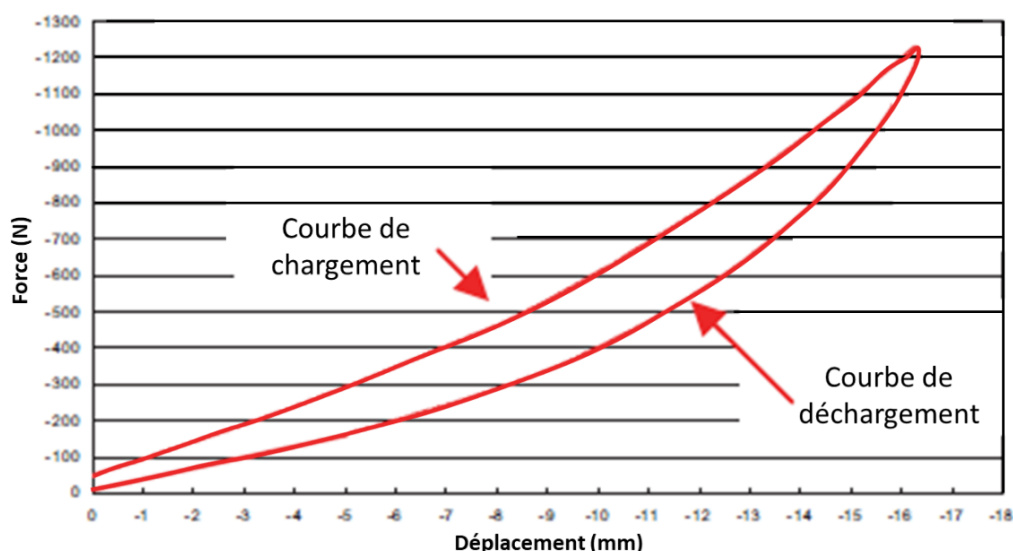


Figure III.3 : Exemple de courbe de la force appliquée sur la prothèse en fonction du déplacement de la prothèse (adapté de AOPA, 2010)

Dans le cas de l'évaluation par la HAS, les paramètres étudiés sont la déformation résiduelle, l'énergie emmagasinée et restituée et l'amplitude angulaire de l'avant-pied et du talon du pied prothétique. Dans le cas du projet AOPA, les pieds prothétiques ont été classés selon différents types, en se basant sur les valeurs de déplacement sous un chargement donné et sur le pourcentage d'énergie restituée de l'avant-pied et du talon du pied prothétique. Dans ce cas, tous les tests ont été réalisés en utilisant un pied standard avec une longueur de 27 cm, adapté à un patient adulte de 80 kg avec une force d'essai de charge de 1230 N à l'avant-pied et au talon. La classification entre les pieds à restitution

d'énergie effectuée est reportée dans le Tableau III-5 et le Tableau III-6. Ces classifications sont réparties en 3 types pour l'avant-pied : rigide, flexible et dynamique et en 2 types pour le talon : dynamique et amorti.

Type	Déplacement à 1230 N	% Énergie restituée
Rigide	< 25 mm	-
Flexible	≥ 25 mm	< 75 %
Dynamique	≥ 25 mm	≥ 75 %

Tableau III-5: Classification de l'avant-pied d'un pied prothétique à restitution d'énergie (AOPA, 2010)

Type	Déplacement à 1230 N	% Énergie restituée
Dynamique	Déplacement ≥ 13 mm OU Énergie ≥ 82 %	
Amorti	Déplacement < 13 mm OU Énergie < 82 %	

Tableau III-6: Classification du talon d'un pied prothétique à restitution d'énergie (AOPA, 2010)

Ces paramètres peuvent être appliqués au pied prothétique dans le cadre de la conception. Le projet AOPA propose également d'autres tests et d'autres paramètres permettant d'évaluer les performances des pieds prothétiques notamment sur d'autres plans que le plan sagittal. Ces tests ne seront pas explicités dans ce manuscrit car ils ne seront pas utilisés dans la suite de l'étude afin d'éviter d'alourdir la démarche de conception. Cependant, il serait intéressant d'étudier ces tests dans un second temps afin d'améliorer le prototype développé.

III.1.3.3. Tests du Roll Over Shape (ROS)

Le test du Roll Over Shape (ROS) a été présenté dans la Section II.3.2.1. C'est également un test qui permet d'étudier les performances d'un pied prothétique. Comme vu lors de cette section, ce test permet de déterminer la raideur des prothèses (Curtze et al., 2009) et comme dans la Section II.2.1, la raideur des prothèses influence les performances du sujet lors de la marche.

Ce test permet également d'évaluer le ROS du pied prothétique qui caractérise le déroulé du pas lors de la marche. Comme explicité à la Section II.1.4.3, le ROS peut être modélisé par une portion d'arc de cercle et les paramètres de cette modélisation sont également en lien avec les performances des sujets. Par exemple, le rayon de cette portion d'arc de cercle a une influence sur la consommation métabolique des sujets (Adamczyk & Kuo, 2013) ainsi que sur la stabilité des sujets pendant la marche (Curtze et al., 2009).

III.1.4. Évaluation numérique des performances des pieds prothétiques : modélisation élément fini des pieds prothétiques

Lors de la conception d'un pied prothétique, la simulation par EF permet de prédire son comportement mécanique pour améliorer et optimiser sa géométrie du prototype. Les choix des paramètres du modèle EF sont primordiaux car ils influencent la convergence, la validité du modèle, le temps de calcul et la précision des résultats.

III.1.4.1. Choix du modèle élément fini

Choix des paramètres du modèle EF

Le choix du maillage utilisé dépend, entre autres, du type et de la taille des éléments, du solveur utilisé, du temps de calcul ainsi que du niveau de précision requis.

Pour les raisons évoquées précédemment, notre étude porte sur la conception de pieds prothétiques issus de DFF et DFF/CFF. Ainsi, seule la modélisation des matériaux issus de ces deux techniques sera développée.

Dans le cas de l'impression DFF, un seul matériau est modélisé et ses propriétés sont affectées au composant dans son intégralité (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Rochlitz & Pammer, 2017; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020). Dans le cas de l'impression DFF/CFF, la modélisation est différente car à minima deux matériaux existants coexistent dans le composant : le polymère et le polymère renforcé (le composite). Dans ce cas, les régions avec différents matériaux peuvent être modélisées comme un empilement de couches avec une épaisseur, une orientation et des propriétés matériaux choisies pour chaque couche (Ghebretinsae et al., 2019). Dans le cas de l'étude menée par Martulli et al., le pied prothétique a été modélisé en 2D et il a été simulé comme un corps solide constitué uniquement de filaments renforcés. A notre connaissance, aucune étude n'a investigué la modélisation d'une pièce avec un faible volume de renfort.

Les propriétés mécaniques des matériaux peuvent être issues de la documentation technique (Ferreira, 2019; Ghebretinsae et al., 2019; Martulli et al., 2023; Rochlitz & Pammer, 2017; Vijayan et al., 2020) ou de test quasi-statique (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017).

De plus, le comportement mécanique du PLA peut-être modélisé comme étant transversalement isotrope (Ferreira, 2019) ou bien linéaire isotrope (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020). Les comportements mécaniques de l'Onyx et des filaments renforcés sont considérés comme transversalement isotropes (Ghebretinsae et al., 2019; Martulli et al., 2023). Dans ces études, les propriétés mécaniques des filaments renforcés sont associées à un repère local suivant l'orientation du pied (Ghebretinsae et al., 2019; Martulli et al., 2023).

L'ajout de renfort entraîne un certain nombre de défauts comme l'ajout de porosité ou des problèmes de cohésion entre les renforts ou entre les renforts et la matrice qui ne sont pas pris en compte dans les modèles EF (Ghebretinsae et al., 2019).

Choix des Conditions aux Limites

Les conditions aux limites des différentes simulations dépendent du type de test réalisé et du chargement appliqué. Dans le cas des tests de résistance à la charge ou à la rupture, le sommet de la prothèse est encasté. De plus, soit une plaque vient en contact avec le pied avec un déplacement imposé (Tabucol et al., 2021) soit une force est appliquée directement sur le pied (Vijayan et al., 2020) (Figure III.4). La position (avant-pied et/ou talon) ainsi que l'orientation de la force (verticale ou avec un angle) dépendent du test expérimental reproduit.

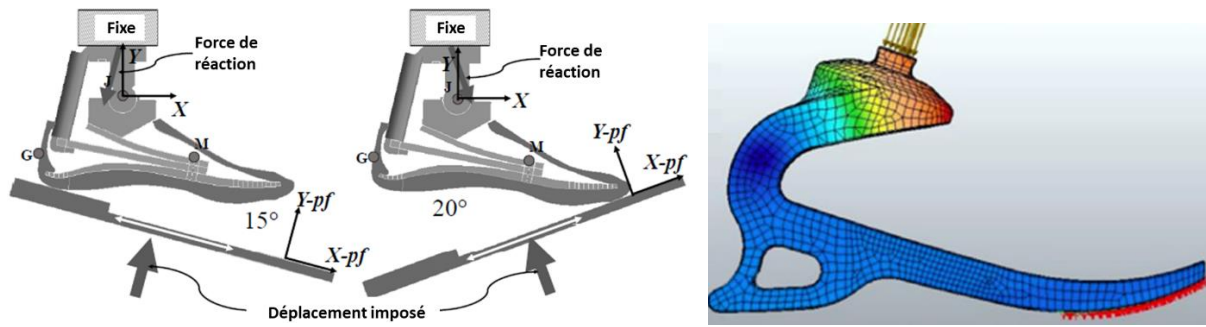


Figure III.4: Modèle élément fini des tests de résistance à la charge, déplacement imposé de la plaque (à gauche) (adapté de Tabucol et al., 2021) et application d'une force (à droite) (Vijayan et al., 2020)

Dans le cas du test de résistance à la fatigue décrit dans la norme EN ISO 22675, la plaque et le pied ainsi que les rotules réelles du pied prothétique sont reliés par des éléments d'articulation avec un degré de liberté de rotation (Figure III.5). Le coefficient de frottement est ajusté de manière à éviter tout glissement (Tryggvason et al., 2017; Tryggvason et al., 2020). La modélisation de ce test est plus complexe, car elle nécessite entre autres d'ajouter la modélisation des différents degrés de liberté.

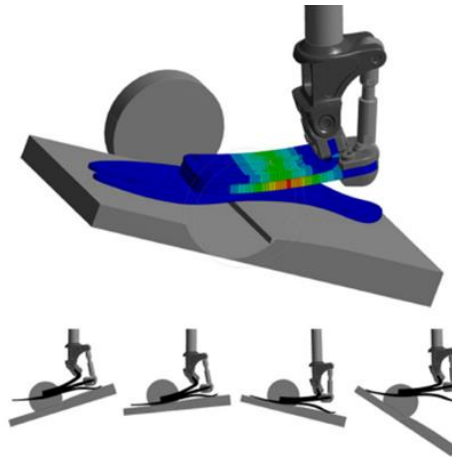


Figure III.5: Modèle EF du test de résistance à la fatigue défini par la norme EN ISO 22675 (Tryggvason et al., 2020)

III.1.4.2. Validité du modèle EF

Pour analyser le comportement mécanique du pied, souvent, on observe les courbes forces-déplacement et la répartition des contraintes au cours du test. Ces paramètres fournissent des informations sur la raideur du pied, l'énergie emmagasinée, le chargement conduisant à l'endommagement du pied et les zones de concentration de contraintes. La validité et la précision des modèles EF peuvent être investiguées en comparant ces données avec celles obtenues lors de tests expérimentaux (Martulli et al., 2023; Rochlitz & Pammer, 2017).

Une autre approche consiste à comparer les valeurs de déformation du pied prothétiques obtenues via la simulation EF avec celles mesurées au moyen de jauges de déformation lors des tests expérimentaux (Kamel et al., 2020; Tao et al., 2017).

III.1.4.3. Application du modèle EF

Optimisation topologique et optimisation de forme du prototype

L'optimisation topologique vise à optimiser la disposition des matériaux à l'intérieur de l'espace de conception, pour un ensemble de chargements et de conditions aux limites spécifiées, de sorte que la disposition résultante satisfasse un ensemble prédéfini d'objectifs de performance (Bendsøe & Sigmund, 2004). Ainsi, les algorithmes d'optimisation peuvent modifier la répartition des matériaux en

se basant sur les contraintes existantes dans le pied (Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020) ou en cherchant le meilleur rapport raideur-poids (Kamel et al., 2020; South et al., 2010) (Figure III.6).

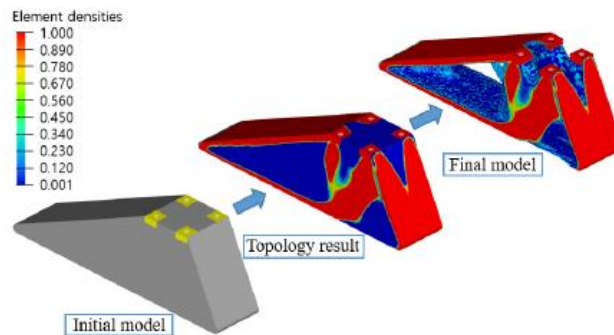


Figure III.6: Exemple d'optimisation topologique (Tao et al., 2017)

Dans un contexte plus général, l'optimisation de forme vise à déterminer la forme optimale à donner à une pièce pour qu'elle remplisse ses fonctions. Dans son étude Guzelbulut et al. investiguent l'application de l'optimisation de forme à la conception d'un pied prothétique en se basant sur ses caractéristiques de force-déplacement (Guzelbulut et al., 2020). De plus, Olesnavague et al. développent un nouveau paramètre appelé « Lower Leg Trajectory Error (LLTE) » qui quantifie dans quelle mesure la trajectoire du membre inférieur calculée diffère d'une trajectoire cible (Olesnavague & Winter, 2018). Ainsi, l'optimisation de forme d'un pied prothétique pourrait également se baser sur ce paramètre (Olesnavague et al., 2018; Prost et al., 2022). La limite de ces études est que le comportement biomécanique du pied est synthétisé dans un paramètre unique (caractéristiques de force-déplacement ou LLTE). Cependant, comme explicité précédemment, les performances lors de la marche d'un sujet sont influencées par plusieurs paramètres biomécaniques et physiologiques (Sagawa et al., 2011).

Choix et amélioration de la géométrie du prototype

Sans avoir recours à un algorithme d'optimisation de forme, une première approche pour améliorer la réponse mécanique d'un prototype est l'utilisation des résultats de la simulation EF afin de modifier la géométrie ou le matériau en procédant par itération, ce qui se prête bien à un procédé de FA. Afin d'améliorer la géométrie initiale, la répartition des contraintes de Von-Mises (VM) ou des contraintes principales peut être étudiée (Kamel et al., 2020; Rochlitz & Pammer, 2017; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020). En effet, cela permet de prédire les zones avec une forte concentration de contrainte et qui risquent donc de conduire à l'endommagement de la structure (Figure III.7). Pour éviter ce phénomène, une solution est donc d'ajouter des renforts ou de la matière au niveau de ces zones et ainsi de vérifier si les exigences sont validées (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Rochlitz & Pammer, 2017; South et al., 2010; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020). De plus, l'étude des courbes force-déplacement du pied prothétique permet également d'améliorer la géométrie et la raideur du prototype en la comparant à une raideur cible (Ferreira, 2019; Martulli et al., 2023; South et al., 2010; Yap & Renda, 2015).

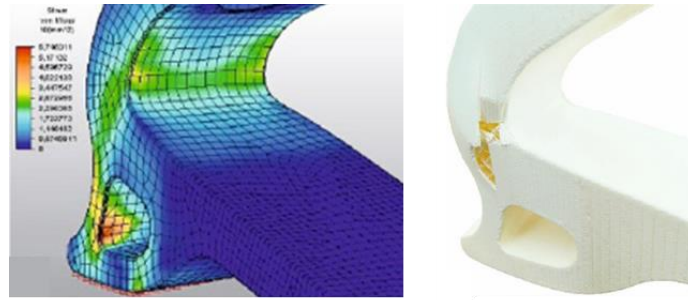


Figure III.7: Comparaison entre le modèle élément fini et le modèle expérimental lors d'un test de résistance à la rupture au niveau du talon (adapté de Rochlitz & Pammer, 2017)

III.1.5. État de l'art des pieds prothétiques issus de FA

La faisabilité des orthèses de membre inférieur et des manchons prothétiques issus de la FA a fait l'objet de nombreuses investigations dans la littérature scientifique, les études abordant ces thèmes ont été consignées dans plusieurs articles de revue (Alqahtani et al., 2020; Jin et al., 2015). La littérature est plus limitée sur les pieds prothétiques issus de FA, ainsi, cette section présente un état de l'art des articles traitant de ce sujet. La technique, les matériaux utilisés, les tests réalisés sur les prototypes de pieds issus de la FA et les objectifs de chaque article vont être explicités dans cette section.

III.1.5.1. *Investiguer la faisabilité de la technique de fabrication additive dans le cas des pieds prothétiques*

La faisabilité de la technique de FA pour l'application aux pieds prothétiques a été investiguée dans la littérature.

Afin d'investiguer la sécurité du prototype, la tenue mécanique des pieds a été testée à l'aide de la simulation EF et/ou de test quasi-statique (Ferreira, 2019; Kamel et al., 2020; Porras et al., 2020; Rochlitz, 2018; Rochlitz & Pammer, 2017; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020).

Afin de quantifier les performances du prototype lors de la marche du sujet, certains articles ont relevé le ressenti de l'utilisateur dans le cas de sujet amputé transtibial bilatéral (Ferreira, 2019) ou de sujet non amputé portant un simulateur de prothèse (Kamel et al., 2020; Yap & Renda, 2015) (Figure III.8). Cependant ces résultats restent très qualitatifs. Pour étudier la performance des prototypes de manière quantitative, les paramètres issus de l'analyse de la marche avec les prototypes ont été comparés avec ceux issus de l'analyse de la marche avec des prothèses commercialisées (South et al., 2010; Trinler et al., 2023). De plus, Warder et al. a étudié l'énergie emmagasinée et restituée ainsi que la raideur des prototypes calculées à partir des tests quasi-statiques et a comparé ces paramètres à ceux de prothèses commercialisées (Warder et al., 2018)

Martulli et al. ont également investigué la possibilité de concevoir un pied prothétique issu de FA avec une raideur similaire aux prothèses en composites laminés en utilisant la simulation EF (Martulli et al., 2023).

Finalement, la tenue en fatigue a pu être investiguée dans une seule étude menée par Ferreira et al. Le sujet a utilisé le prototype dans sa vie quotidienne, et l'étude a montré que celui-ci a cassé après une journée d'utilisation (Ferreira, 2019). Bien que ce résultat reste qualitatif et limité en termes de représentativité car le test a été réalisé par un unique sujet, il traduit une tenue en fatigue insuffisante de ce prototype issu de l'impression par DFF en PLA.



Figure III.8: Prototypage de pied prothétique avec un simulateur de prothèse (Kamel et al., 2020; Yap & Renda, 2015)

III.1.5.2. Utilisation de la fabrication additive pour réaliser des prototypes rapidement et à moindre coût

La technique de FA peut également être utilisée pour faire varier un paramètre du pied prothétique, par exemple sa raideur, sans faire varier la structure générale de la prothèse. Dans son étude, Fey et al. font varier l'épaisseur des lames du pied prothétique afin de faire varier sa raideur et d'étudier l'influence de la raideur sur la marche des sujets (Figure III.9) (Fey et al., 2011).

De plus, Olesnavage et al., ont défini une méthode d'optimisation de forme basée sur le paramètre LLTE. Dans son étude, la technique de FA est utilisée pour réaliser un prototype rapidement et à moindre coût afin de valider le modèle EF (Olesnavage et al., 2018).

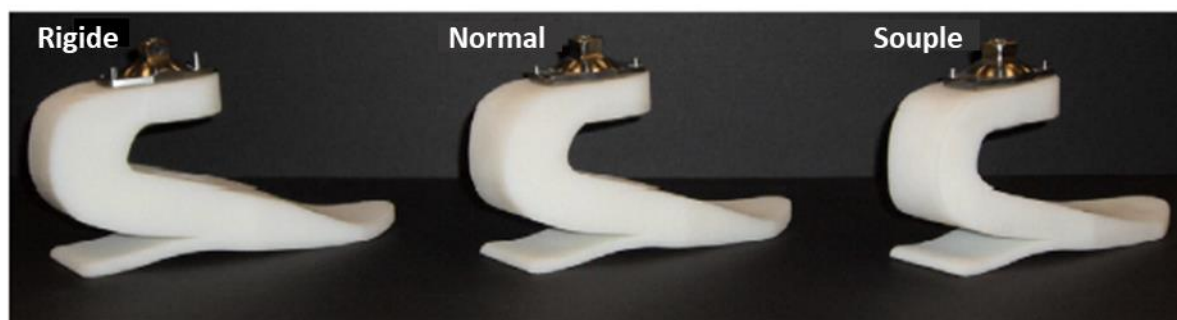


Figure III.9: Utilisation de la fabrication additive pour faire varier la raideur sans modifier la structure des pieds prothétiques (adapté de Fey et al., 2011)

III.1.5.3. Synthèse

Le Tableau III-7 est une synthèse de la démarche de conception des pieds prothétiques issus de FA. Ce tableau répertorie la technique et les matériaux d'impression, les paramètres du maillage EF et les valeurs relevées lors de la simulation EF ainsi que les valeurs relevées lors des tests de résistance à la charge, d'analyse de la marche et de résistance à la fatigue. La technique de FA présente un intérêt car elle permet de modifier rapidement la géométrie et la structure de la prothèse et permet de produire des prototypes à moindre coût (Olesnavage et al., 2018).

La technique de fabrication du pied a une influence significative sur divers aspects tels que le coût, les performances mécaniques et la tenue en fatigue des prototypes. La revue de littérature montre que la majorité des pieds développés sont issus de l'impression par DFF et sont imprimés en PLA (Tableau III-7), cela peut s'expliquer par le fait que cette technique est la plus répandue sur le marché et la moins coûteuse. De plus, lorsque les pieds sont imprimés par DFF/CFF, la fraction volumique de renfort est relativement faible : 12,2% (Porras et al., 2020) ou 19,9 – 28,3% (Warder et al., 2018), ce qui contribue à diminuer le coût des prothèses et à ne pas trop rigidifier la structure.

La faisabilité de cette technique dans le cadre de la conception d'un pied prothétique a été investiguée. Les résultats ont montré que les prototypes de pied issus de FA avaient une résistance à la charge répondant aux exigences et des performances lors de la marche qui pouvaient être similaires à celles des prothèses présentes dans le commerce (South et al., 2010; Trinler et al., 2023). Cependant, cette synthèse souligne que la limite de la FA est la résistance à la fatigue et que ce paramètre a très peu été investigué dans la littérature (Tableau III-7).

Article	Matériau (Technique)		Simulation EF		Tests mécaniques		
	Matériau (Technique)	Taux de FR	Type et taille du maillage	Valeurs étudiées	Résistance à la charge	Analyse de la marche	Résistance à la fatigue
(Ferreira, 2019)	PLA (DFF)		Tétraèdre 2mm	Contraintes VM		Ressenti utilisateur	Temps jusqu'à la rupture
(Kamel et al., 2020)	PLA (DFF)		Tétraèdre 9mm	Contraintes, déformation principale	Déformation	Ressenti utilisateur	
(Tao et al., 2017)	PLA (DFF)		NR	Contraintes VM	Déformation		
(Vijayan et al., 2020)	PLA (DFF)		NR	Contraintes VM, déformation			
(Yap & Renda, 2015)	PLA (DFF) + ajout de renforts en métal					Ressenti utilisateur	
(Rochlitz, 2018; Rochlitz & Pammer, 2017)	ABS (DFF)		NR	Contraintes VM, déplacement	Courbe force-déplacement		
(Olesnavage et al., 2018)	Nylon (DFF)		Simulation 2D	Courbe force-déplacement	Courbe force-déplacement		
(Fey et al., 2011; South et al., 2010)	Rilsan (FSL)		Tétraèdre parabolique 3D	Contraintes VM	Courbe force-déplacement	Paramètres spatio-temporels, cinématique, dynamique, activation musculaire	
(Trinler et al., 2023)	Polyamide 12 (FSL)					Paramètres cinématiques, dynamiques	
(Martulli et al., 2023)	Onyx + FRFG (DFF/CFF)	NR	Simulation 2D	Courbe force-déplacement			
(Porras et al., 2020)	Nylon + FRFG (DFF/CFF)	12,2%			Courbe force-déplacement		
(Warder et al., 2018)	Nylon + FRCF (DFF/CFF)	19,9 – 28,3%			Courbe force-déplacement		

CF : Carbon Fiber, CFF : Continuous Fiber Fabrication, DFF : Dépôt de Fil Fondu, EF : Élément Fini, FG : Fiberglass, FR : Filament Renforcé, FSL : Frittage Sélectif par Laser, NR : Non Renseigné, VM : Von Mises

Tableau III-7: État de l'art des pieds prothétiques issus de fabrication additive

III.1.6. Conclusion

La conception d'un pied prothétique s'appuie sur des normes qui assurent la sécurité des pieds prothétiques. De plus, il n'existe pas de normes permettant d'évaluer la performance des pieds prothétiques. Cependant, il est possible de l'évaluer à partir de tests et de critères définis grâce à des tests spécifiques développés par la HAS et le projet AOPA ainsi qu'à partir de l'analyse du mouvement ou de tests ROS.

L'industrie affiche un intérêt croissant pour les prothèses de membres inférieurs obtenus par FA, il est toutefois important de noter que jusqu'à présent et à notre connaissance, aucune prothèse entièrement imprimée en 3D n'a été commercialisée. Néanmoins, des avancées significatives sont en cours de développement dans ce domaine, notamment par des entreprises comme Mecuris (Trinler et al., 2023). De plus, La littérature scientifique comprend diverses études qui explorent cette technique (Tableau III-7).

Cette revue de littérature souligne la faisabilité de concevoir des pieds prothétiques issus de FA d'un point de vue résistance à la charge et performance lors de la marche (South et al., 2010; Trinler et al., 2023). Cependant, la résistance à la fatigue des pieds issus de FA nécessite une investigation plus poussée. Dans cette étude nous étudierons les pieds issus de DFF, en effet, c'est un procédé rapide (Buj-Corral et al., 2021), peu onéreux (Buj-Corral et al., 2021; Koprnicky et al., 2018), qui permet d'imprimer une large gamme de matériaux (Koprnicky et al., 2018) et des géométries complexes (Buj-Corral et al., 2021). Cependant, les matériaux issus de ce procédé ont une résistance à la fatigue relativement faible (Thapa & Vihtonen, 2020). L'ajout de fibres longues présente un intérêt significatif en termes de légèreté et de résistance (Tian et al., 2022) et semble améliorer la tenue dans le temps des matériaux (Section I.2.4). Il serait donc intéressant de comparer la tenue mécanique de pied issu de DFF et de DFF/CFF.

La simulation EF est un outil qui peut être utilisé lors de la phase de conception d'un pied prothétique. Lors des simulations par EF, les choix des conditions aux limites, du maillage, des propriétés mécaniques des matériaux sont primordiaux. En effet, ces choix influencent la convergence et la validité du modèle, le temps de calcul et la précision des résultats obtenus. Ainsi, dans le cas du procédé DFF/CFF, l'enjeu est de modéliser le comportement des filaments renforcés dans le pied prothétique.

Si les prothèses de vie quotidienne sont aujourd'hui prises en charge ce n'est pas le cas des prothèses de sport. Celles-ci sont non seulement spécifiques à un individu mais doivent également être optimisées à une pratique. C'est pourquoi la FA, et plus particulièrement le procédé de DFF et de DFF/CFF, semble être des procédés avantageux pour cette application. Ainsi, il serait intéressant d'investiguer la faisabilité d'utiliser la technique de FA dans le cas de pieds prothétiques avec une application au sport. Dans la suite de cette étude, le sport choisi sera le surf car il exacerbe le compromis mobilité stabilité.

Chapitre.III.2. TRAVAIL PERSONNEL : ÉTUDE DE LA TENUE MECANIQUE DU PROTOTYPE DE PIED ET APPLICATION A LA PRATIQUE DU SURF

Le sport occupe une place importante dans la vie de nombreuses personnes, qu'elles soient en bonne santé ou souffrant d'un handicap physique. Les organismes de santé recommandent à tous 30 minutes ou plus d'activité physique par jour (Pate et al., 1995). En raison de l'amputation et des maladies sous-jacentes qui peuvent persister, les personnes amputées ont tendance à être moins actives que les personnes valides (Modan et al., 1998). Pour les personnes amputées, le sport peut jouer un rôle crucial dans leur réadaptation physique et mentale. En effet, pratiquer une activité sportive peut aider à renforcer les muscles, protéger les articulations, améliorer la mobilité et l'équilibre, favoriser la confiance en soi, l'estime de soi et le retour à une vie sociale.

La FA est une technique prometteuse dans le cas de la conception de pied prothétique et plus particulièrement de pied prothétique permettant la pratique d'un sport. Dans le cas des personnes amputées du membre inférieur, de nombreux sports ne sont possibles qu'à l'aide d'une prothèse adaptée. La prothèse doit être personnalisée à l'utilisateur ainsi qu'au sport qu'il souhaite réaliser (Figure III.10). Ainsi, la technique d'impression par DFF est avantageuse car elle offre une grande liberté de conception et la possibilité d'imprimer des géométries complexes (Buj-Corral et al., 2021). L'impression par DFF/CFF est également une technique prometteuse car elle présente un intérêt significatif en termes de légèreté, de résistance et les pièces issues de ce procédé ont un module relativement élevé par rapport aux métaux et aux alliages (Tian et al., 2022).



Figure III.10: Prothèses de natation (ADEPA), de course (Handisport-nature) et de vélo (OPR)

De plus, les prothèses de sport sont onéreuses, par exemple, le coût d'une lame de course se situe entre 4 000 et 8 000 € d'après JEC Composites. Cependant, les prothèses de sport ne sont pas remboursées par la Sécurité Sociale, ce qui ne permet pas à toutes les personnes amputées désirant faire du sport de s'équiper. Ainsi, le second avantage de la technique d'impression par DFF est représenté par son faible coût (Buj-Corral et al., 2021; Koprnicky et al., 2018), par exemple le modèle Ender-3 de Creality™ est vendu à 229€ HT et la bobine de PLA à 34€95 HT (Makershop). La technique de DFF/CFF est plus onéreuse, par exemple le modèle Mark Two de Markforged™ est vendu à 17 990€ HT (Makershop), cependant le coût des pièces résultantes reste inférieur aux prothèses disponibles dans le commerce.

D'autres bénéfices inhérents à l'application de la technique d'impression par DFF et DFF/CFF pour la fabrication de prothèses de sport sont que ces procédés sont rapides (Buj-Corral et al., 2021) et proposent une large gamme de matériaux (Koprnicky et al., 2018). Ces techniques peuvent également se révéler avantageuses dans divers autres domaines, par exemple dans le cas de la conception de pieds prothétiques pour enfant. En effet, les enfants sont amenés à remplacer régulièrement leurs prothèses dû à la croissance de leurs pieds, un procédé rapide, à faible coût et qui permet d'adapter facilement une géométrie initiale serait donc un avantage.

La revue de littérature réalisée précédemment nous a révélé la faisabilité de concevoir un pied prothétique imprimé par DFF d'un point de vue de la résistance à la charge. Cependant, à notre connaissance, aucun article n'a étudié les performances des prothèses imprimées par DFF lors de la marche (Tableau III-7). Parallèlement, la résistance à la fatigue des prothèses issues de FA est un sujet qui a peu été investigué dans la littérature. Une étude a investigué la résistance à la fatigue d'une prothèse imprimée en PLA par DFF, mettant en évidence une insuffisance de sa résistance à la fatigue (Ferreira, 2019). Il n'est cependant pas possible de conclure si la rupture en fatigue est due au matériau utilisé, à la géométrie du prototype ou au procédé d'impression. La littérature a montré que les propriétés mécaniques et la résistance dans le temps des polymères thermoplastiques pouvaient être améliorées par l'ajout de renforts (Mohammadzadeh et al., 2019; Pertuz et al., 2020). La technique d'impression par DFF/CFF est relativement récente et l'influence de l'ajout de filaments renforcés sur la résistance à la fatigue d'un pied prothétique n'a pas encore été investiguée.

Ainsi, l'objectif de cette étude est d'investiguer l'influence de l'ajout de renforts sur la résistance à la fatigue de pieds prothétiques issus de DFF/CFF et d'investiguer la faisabilité de développer un prototype de pied pour une application sportive, ici le surf. Le choix du surf a été fait car il exacerbe le compromis mobilité stabilité. Afin de répondre à ces objectifs, dans un premier temps la démarche de conception ainsi que le choix de la géométrie et des paramètres d'impression seront définis. Le modèle EF ainsi que les tests mécaniques auxquels seront soumis les prototypes seront explicités. Dans un second temps, l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue cyclique d'un prototype de pied en taille réduite sera étudiée. Finalement, l'application au surf de ce prototype en taille réelle issue de l'impression par DFF sera également investiguée.

III.2.1. Démarche de conception et choix de la géométrie

III.2.1.1. *Démarche de conception*

La démarche de conception du pied prothétique s'appuie sur un cycle en V (Figure III.11). Le cycle en V est un modèle d'organisation des activités de développement d'un produit qui se caractérise par un flux d'activité descendant qui détaille le produit jusqu'à sa réalisation et un flux ascendant qui vérifie la qualité du produit (Firesmith, 2013). Les différentes étapes de ce cycle vont être détaillées pour une application à la conception de pied prothétique.

L'expression du besoin spécifique de la prothèse doit être définie selon son application : prothèse de marche adulte, prothèse de marche enfant, prothèse de sport... Dans un premier temps, la fonctionnalité première de la prothèse est définie comme étant la capacité à marcher et à supporter l'utilisateur en position debout. Cette fonctionnalité pourra évoluer par la suite et inclure par exemple la pratique du surf. Les exigences de coût et de temps de production sont également définies à cette étape.

Les spécifications fonctionnelles englobent plusieurs aspects comme la durabilité de la prothèse dans le temps ou la sécurité du patient, ce qui implique que la prothèse ne doit pas céder sous le poids du patient. Par ailleurs, des tests mécaniques et biomécaniques sont réalisés (Section II.3.3.1) sur différents modules qui correspondent à différentes rigidités, d'un pied prothétique à restitution d'énergie de classe III, le modèle choisi pour cette étude est le Dynatrek 1A600 (Proteor™). L'objectif de ces tests était de définir les exigences en termes de raideur, de stabilité en position debout et de mobilité pendant la marche auxquelles le prototype de pied doit répondre.

La conception architecturale détaillée, la réalisation et les tests unitaires et d'intégrations sont réalisés de manière itérative. La conception architecturale détaillée englobe la phase de pré-dimensionnement et la modélisation EF du prototype. La réalisation du prototype est effectuée grâce au procédé de DFF

et de DFF/CFF. Les tests unitaires et d'intégration incluent la caractérisation mécanique et la tenue dans le temps des matériaux d'impression ainsi que les tests quasi-statiques et de fatigue sur les prothèses permettant de vérifier si les exigences de sécurité et durabilité sont respectées.

Les tests de validation s'appuient également sur le test ROS, de stabilité et d'analyse de la marche comme ceux réalisés durant la phase de spécification fonctionnelle sur les prothèses Dynatrek. Ces tests sont appliqués au prototype afin de valider les exigences définies lors de la phase de spécification fonctionnelle.

Finalement, un prototype fonctionnel a été déterminé. Dans le but de faire évoluer ce prototype à une application au surf, le prototype a été testé en laboratoire sur des mouvements caractéristiques à cette activité. Cette étude permet d'obtenir un retour de la part de l'utilisateur et pourra également conduire à définir de nouveaux besoins spécifiques, spécifications fonctionnelles et protocoles d'essais.

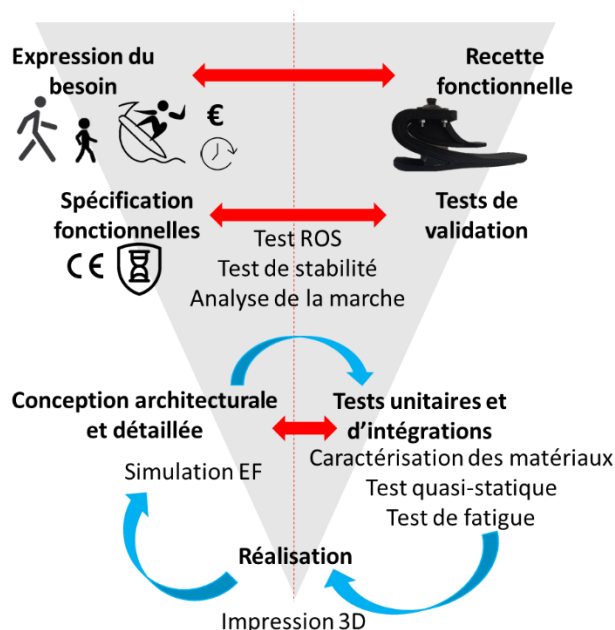


Figure III.11: Démarche de conception générale du prototype de pied développé dans cette étude

III.2.1.2. Choix de la géométrie, des matériaux d'impression et des paramètres d'impression

Dans cette étude, deux techniques d'impression vont être investiguées : l'impression par DFF et l'impression par DFF/CFF.

Choix de la géométrie

Afin de définir une première géométrie de pied prothétique, les dimensions de la largeur, de la hauteur, de la longueur et du placement de l'adaptateur pyramidal se basent sur le modèle anatomique d'un pied (Rochlitz & Pammer, 2017; Tao et al., 2017; Vijayan et al., 2020). Dans cette étude, deux prototypes de pied ont été développés : un prototype dimensionné pour un adulte chaussant du 42 et pesant 80 kg pour une application au surf (prototype S) et un prototype de taille réduite (prototype R) dimensionné pour un enfant chaussant du 24 et pesant 20 kg. Le prototype R a été développé pour des raisons d'encombrement lors de certains tests mécaniques et également pour itérer sur le choix de conception sans augmenter trop significativement les coûts de cette étude et la consommation de matière. Dans le cas des prototypes S et R on note respectivement $L_{tot,S}$ et $L_{tot,R}$ la longueur totale du pied prothétique, b_S et b_R sa largeur et H_S et H_R sa hauteur (Figure III.12). Ces valeurs sont explicitées dans le Tableau III-8.

Prototype	Longueur	Largeur	Hauteur
S	245	65	90
R	147	46	64

Tableau III-8 : Longueur, largeur et hauteur des prototypes S et R

Les parties supérieures du prototype S et du prototype R ont été conçues pour être compatibles avec les connecteurs pyramidaux adultes et enfants universels. La longueur totale de la prothèse peut être séparée au milieu du connecteur pyramidal en deux valeurs : la longueur du talon (L_{talon}) et la longueur de la lame avant (L_{avant}) (Figure III.12). La longueur de la lame avant est définie comme étant égale à environ $\frac{3}{4}$ de la longueur totale de la prothèse.

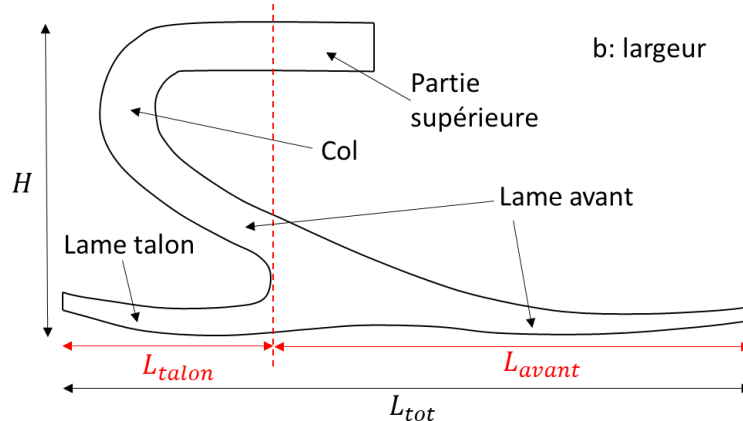


Figure III.12: Schéma du prototype de pied

Afin d'obtenir un ordre de grandeur de l'épaisseur de la lame avant et de la lame talon, on modélise le prototype par une poutre en flexion, encastée à son extrémité. Le choix des épaisseurs se fait dans un premier temps dans le cas d'un prototype imprimé par DFF en PLA Tough. L'épaisseur de la lame doit répondre à deux critères : la poutre doit se déformer suffisamment pour garantir la mobilité de l'utilisateur et la poutre ne doit pas être endommagée sous le poids de l'utilisateur avec un facteur de sécurité de 4.

Pour répondre au premier critère de mobilité, on pose comme objectif que l'épaisseur des poutres modélisant la lame avant et la lame talon doit permettre un angle de flexion à l'avant-pied (θ_{avant}) de minimum $\theta_{avant} = 8^\circ$ et au talon (θ_{talon}) de minimum $\theta_{talon} = 10^\circ$ sous le poids de l'utilisateur (Figure III.13). La valeur des angles a été choisie pour reproduire la valeur de l'angle de flexion maximal et minimal du pied durant la phase d'appui unipodal lors de la marche (Hu et al., 2023).

On définit la flèche de la poutre ($\delta_{flex,simple}$) en fonction de l'angle de flexion de la poutre (θ) et de sa longueur (L) (Figure III.13) :

$$\delta_{flex,simple} = L * \tan \theta \quad (Eq. III-1)$$

Dans le cas de la lame talon, $L = L_{talon}$ et de la lame avant, $L = L_{avant}$. On peut ainsi calculer la flèche de la poutre lorsque $\theta = \theta_{talon}$ et $\theta = \theta_{avant}$. Ainsi, les valeurs des flèches des poutres modélisant le prototype S et le prototype R sont calculées (Tableau III-9).

Prototype	Flèche de la poutre (mm)	
	Avant-pied	Talon
S	26	11
R	15	6

Tableau III-9 : Valeur des flèches des poutres modélisant l'avant-pied et le talon dans le cas du prototype S et du prototype R

Ainsi afin que l'angle de flexion soit égal à minimum θ_{talon} et θ_{avant} sous le poids de l'utilisateur, la flèche de la poutre doit être supérieure aux valeurs reportées dans le Tableau III-9.

La flèche de la poutre est exprimée en fonction de la force appliquée sur la prothèse (F), de la longueur de la poutre (L), du module en flexion du PLA Tough ($E_f = 2490 \text{ MPa}$ (Ultimaker, 2022)) et du moment quadratique (I_z). La force appliquée sur la poutre est calculée en fonction de la masse du sujet (m) et de la constante gravitationnelle (g) et le moment quadratique en fonction de la largeur de la prothèse (b) et de l'épaisseur de la lame avant (e).

$$\delta_{flex,simple} = \frac{F * L^3}{3 * E_f * I_z} \quad (\text{Eq. III-2})$$

$$F = m * g \quad (\text{Eq. III-3})$$

$$I_z = \frac{b * e^3}{12} \quad (\text{Eq. III-4})$$

Dans le cas du prototype S, $m = 80 \text{ kg}$ et dans le cas du prototype R, $m = 20 \text{ kg}$. Il est donc possible de calculer l'épaisseur maximale des poutres modélisant la lame talon et la lame avant dans le cas du prototype S et R à partir de (Eq. III-2), de telle sorte à ce que l'angle de flexion soit de minimum 8° (avant-pied) et 10° (talon) sous le poids de l'utilisateur. L'épaisseur maximale est reportée dans le Tableau III-10.

Prototype	Épaisseur (mm)	
	Avant-pied	Talon
S	17	7
R	8	4

Tableau III-10: Valeur des épaisseurs maximale des lames avant et talon dans le cas du prototype S et du prototype R

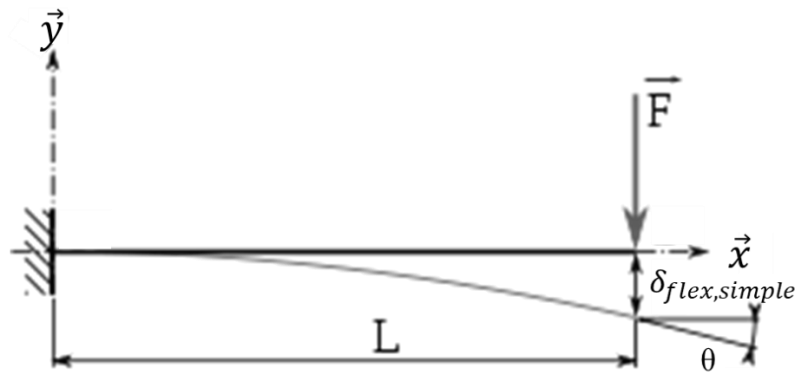


Figure III.13: Schéma d'un essai de flexion simple

Pour répondre au critère de sécurité, on pose comme objectif que l'épaisseur des poutres modélisant la lame avant et la lame talon doit permettre aux poutres de ne pas être endommagée sous le poids de l'utilisateur avec un facteur de sécurité de 4. Ainsi, la contrainte maximale dans la poutre doit être inférieure à la limite élastique du PLA Tough ($\sigma_e = 78 \text{ MPa}$ (Ultimaker, 2022)). La contrainte maximale dans la poutre ($\sigma_{flex,simple,max}$) est exprimée en fonction du moment de flexion (M_f), de l'épaisseur de la poutre (e) et du moment quadratique (I_z). Le moment de flexion est exprimé en fonction de la force appliquée sur la prothèse (F), de la longueur de la poutre (L) et du facteur de sécurité.

$$\sigma_{flex,simple,max} = \frac{M_f * e}{2 * I_z} \quad (\text{Eq. III-5})$$

$$M_f = 4 * F * L \quad (\text{Eq. III-6})$$

Il est donc possible de calculer l'épaisseur minimale des poutres modélisant la lame talon et la lame avant dans le cas du prototype S et R à partir de (Eq. III-5), de telle sorte à ce que la poutre ne s'endommage pas sous le poids de l'utilisateur. L'épaisseur minimale est reportée dans le Tableau III-11.

Prototype	Épaisseur (mm)	
	Avant-pied	Talon
S	26	16
R	12	6

Tableau III-11 : Valeur des épaisseurs minimale des lames avant et talon dans le cas du prototype S et du prototype R

Ainsi, un compromis sur l'épaisseur de la poutre modélisant la lame avant et talon doit être fait pour répondre aux critères de mobilité et de sécurité pour le prototype S et le prototype R lors de la conception des prototypes.

Dans le commerce, il existe différentes géométries de pied prothétiques. Les géométries les plus couramment utilisées sont les géométries dites en J et celles dites en C (Figure III.14). Lors de la conception des prototypes, le choix s'est porté sur une géométrie en C (Figure III.12), en effet, cette géométrie permet de concevoir des prothèses moins hautes par rapport aux géométries en J. La hauteur de la prothèse constitue une exigence dans le cas de l'application au surf.

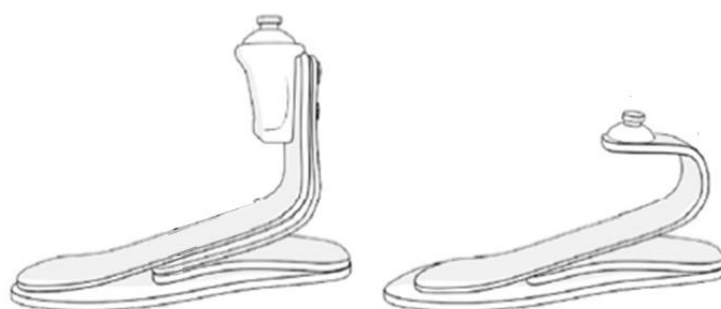


Figure III.14: Exemple de pied prothétique en J (à gauche) et en C (à droite) (adapté de Zagoya-López et al., 2021)

La conception globale du prototype de pied s'est donc appuyée sur les critères définis précédemment. Dans la première version du prototype (version 0 : V0), la géométrie de la partie supérieure avait été conçue pour bloquer le déplacement de la lame avant lorsque celui-ci conduisait à des contraintes dans cette lame avant supérieure à la limite élastique du PLA Tough (Figure III.15). Ce prototype a évolué lors d'une seconde version (version 1 : V1) et une lame supérieure a été ajoutée (Figure III.15). L'enroulement de la lame inférieure sur la lame supérieure permet de diminuer la longueur libre de la poutre ce qui augmente la raideur et limite son déplacement. L'écartement entre les lames peut être modifié et choisi en fonction de la valeur des contraintes dans la lame avant. Cette conception initiale subira des modifications à la suite des tests mécaniques et biomécaniques.



Figure III.15: Prototype de pied prothétique, version V0 (à gauche) et V1 (à droite)

Choix des matériaux d'impression

Dans le cas de la technique d'impression par DFF, les polymères thermoplastiques les plus utilisés sont le PLA, le PLA Tough et l'ABS. Le prix et les propriétés en flexion de ces matériaux sont présentés dans le Tableau III-12. Comme présenté dans la Section I.1.3., 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.

	PLA Tough	PLA	ABS
Prix HT / 750g (€)	39,90	34,95	37,95
Résistance à la flexion (MPa)	78	103	70,5
Module en flexion (GPa)	2,49	3,15	2,07
Coefficient de Poisson	-	0,35 (Gaweł et al., 2023)	0,37 (Zou et al., 2016)

Tableau III-12: Prix et propriétés en flexion du PLA Tough, PLA et ABS (Ultimaker)

Dans le cas de la technique d'impression par DFF/CFF, les prix et les propriétés en flexion des matériaux ont été présentés dans la Section I.2.2. Comme présentés dans cette section, l'Onyx a été choisi par rapport au Nylon malgré son coût supérieur, du fait que le Nylon soit très sensible à l'humidité (Nikiema et al., 2023; Pascual-González et al., 2020) et que l'Onyx ait une meilleure tenue à la flexion. De plus, le matériau choisi pour les renforts est le filament renforcé en fibre de verre (FRFG), en effet, c'est le matériau le moins coûteux, de plus il présente des propriétés en flexion assez proches du filament renforcé en fibre de kevlar (FRKF) mais avec une meilleure cohésion avec la matrice (Mei et al., 2019) et il conduit à un bon alignement du filament renforcé lors de la dépose (Ansari & Kamil, 2022).

Choix des paramètres d'impression

Dans le cas de l'impression par DFF, le nombre de rings de PLA Tough est choisi de telle sorte que la lame avant soit totalement remplie (Figure III.16). Le remplissage choisi est un remplissage triangulaire avec un taux de remplissage de 30%.

Dans le cas de l'impression par DFF/CFF, 3 rings externes d'Onyx sont déposés et le remplissage choisi est un remplissage rectangulaire avec un taux de 30%. La dépose des FRFG est concentrique et 2 rings de FRFG ont été déposés (Figure III.16). Ces choix ont été faits en accord avec les résultats obtenus lors des tests de flexion 3 points (Chapitre I.2.4). Le nombre de couches de FRFG sera choisi pour avoir un taux de renforts de 15% dans le prototype soit 182 couches.

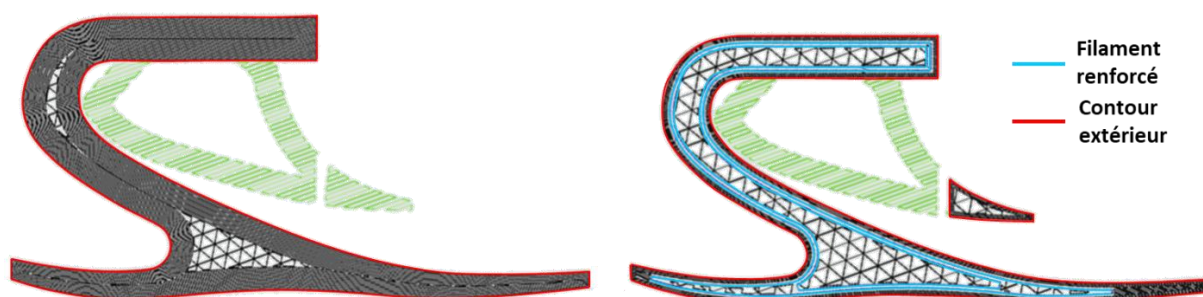


Figure III.16: Paramètres d'impression par dépôt de fil fondu sans renfort (à gauche) et avec renforts (à droite)

III.2.2. Matériels et méthodes : Test de résistance à la charge, à la fatigue et modèle EF

III.2.2.1. Test de résistance à la charge quasi-statique

Les tests de résistance à la charge sont réalisés conformément à la norme EN ISO 10328. Les tests sont réalisés avec une machine de test Instron sur laquelle une platine pouvant coulisser selon l'axe $\vec{x}$ est montée (Figure III.17). La traverse se déplace selon l'axe $\vec{y}$ à une vitesse de 50 mm/min. Le pied est orienté à 15° par rapport à l'axe $\vec{x}$ dans le cas de l'appui talon et à 20° par rapport à l'axe $\vec{x}$ dans le cas de l'appui à l'avant-pied. La partie supérieure de la prothèse est fixe.

Dans le cas du prototype R, 3 acquisitions sont réalisées. Durant la première acquisition, 3 paliers de chargement à 200 N ont été effectués afin d'observer le comportement mécanique du prototype sous le poids de l'utilisateur. Durant la seconde acquisition, 3 paliers de chargement à 800 N ont été effectués dans le cas du prototype imprimé en PLA Tough et en Onyx/FRFG et à 400 N dans le cas du prototype imprimé en Onyx afin d'observer le comportement mécanique du pied sous le poids de l'utilisateur avec un facteur de sécurité de 4 et de 2 respectivement. Dans le cas du prototype imprimé en Onyx le chargement est plus faible pour éviter un endommagement du prototype, en effet la Section I.2.4 a montré que la plage de déformation élastique en flexion de l'Onyx était relativement réduite. Finalement, durant la troisième acquisition, 3 paliers de chargement à 200 N ont été effectués afin de quantifier la déformation résiduelle du prototype.

Dans le cas du prototype S, 3 acquisitions sont réalisées. Durant la première acquisition, 3 paliers de chargement à 800 N ont été effectués afin d'observer le comportement mécanique du prototype sous le poids de l'utilisateur. Durant la seconde acquisition, 3 paliers de chargement à 1230 N ont été effectués afin de se référer à la classification du projet AOPA. Finalement, durant la troisième acquisition, 3 paliers de chargement à 800 N ont été effectués afin de quantifier la déformation résiduelle du prototype.

Les courbes de déplacement du pied prothétique en fonction de la force appliquée sur le pied seront relevées lors du test de résistance à la charge et comparées avec les résultats obtenus par EF afin de valider le modèle EF. La répartition des contraintes principales maximales et minimales pour chaque configuration de tests de résistance à la charge obtenue lors de la simulation par EF sera également présentée.

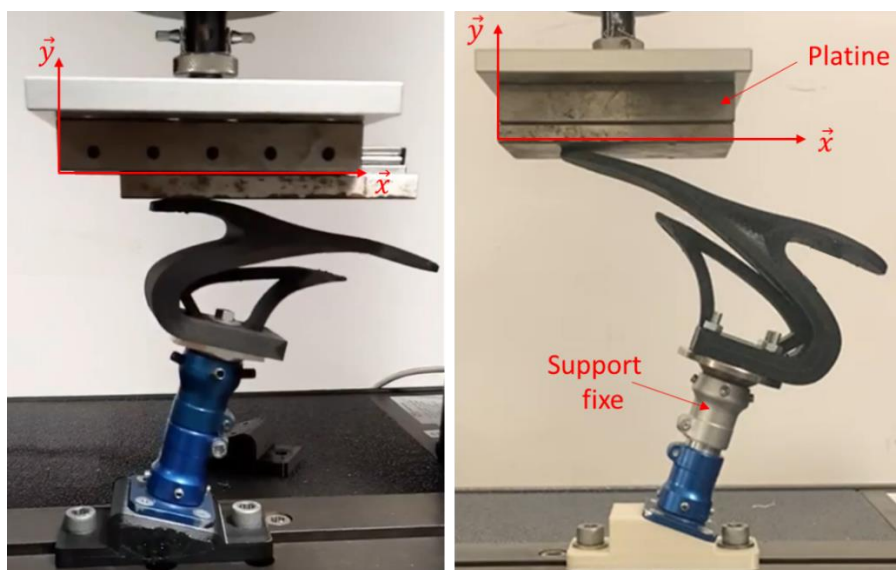


Figure III.17: Test de résistance à la charge avec un appui talon (à gauche) et un appui avant-pied (à droite)

III.2.2.2. Test de résistance à la fatigue

Test de résistance à la fatigue : prototype R

Afin de pouvoir tester les prototypes de pied développés au sein de laboratoire, une machine de test de résistance à la fatigue a été développée en 2019 lors d'un projet étudiant à l'ENSAM conformément à la norme EN ISO 10328. Le banc de test de fatigue est de taille réduite par rapport à celui présenté dans la norme EN ISO 10328 car il a été conçu pour tester des pieds prothétiques adaptés aux enfants. Lors de l'appui talon, la plaque est orientée avec un angle de 15° par rapport à la partie supérieure de la prothèse et d'un angle de 20° lors l'appui à l'avant-pied (Figure III.18). Les vérins ont un mouvement de translation et le chargement du talon et de l'avant-pied se fait l'un après l'autre avec une fréquence de 1 Hz. Le prototype R a été dimensionné pour un utilisateur pesant 20 kg, ainsi, la consigne de chargement du pied au talon et à l'avant-pied est de 200 N.

L'objectif est d'atteindre un nombre de cycles égal à 500 000 qui correspond environ à 6 mois d'utilisation.

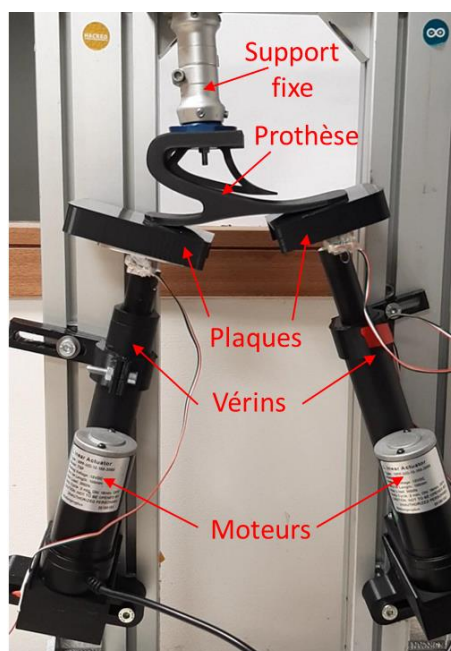


Figure III.18: Banc de test de résistance à la fatigue de prototype de pied enfant

Test de résistance à la fatigue durant la marche : prototype S

En France, il existe uniquement deux machines de test permettant de tester la résistance à la fatigue des pieds prothétiques conçus pour des adultes en accord avec la norme EN ISO 22675 et ces machines se trouvent respectivement à Proteor™ et au CERAH.

Les tests de résistance à la fatigue proposés par cette norme sont difficiles à mettre en place, ainsi Proteor™ a également développé un banc de test de fatigue caractérisé par un seul actionneur : un tapis roulant, entraînant par friction le pied prothétique pendant la phase d'appui. Des masses permettent d'assurer le chargement de la prothèse et un ressort permet de ramener le fémur artificiel vers l'avant pendant la phase oscillante, entraînant la flexion du genou prothétique (Duraffourg, 2021) (Figure III.19). Le prototype S a été dimensionné pour un utilisateur pesant 80 kg, ainsi, un chargement de 80 kg est appliqué sur la prothèse. Ce banc de test est une alternative au test défini dans la norme EN ISO 22675 car il est plus simple à mettre en place.

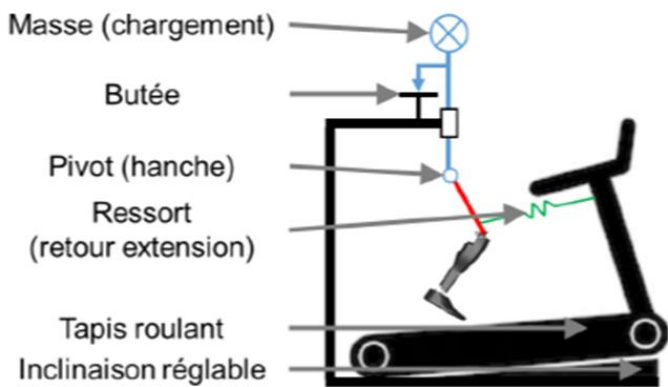


Figure III.19: Principe du banc de test de résistance à la fatigue lors de la marche (à gauche) (Durauffourg, 2021) et banc de test de résistance à la fatigue lors de la marche développé par Proteor™ (à droite) (L'Usine Nouvelle)

III.2.2.3. Modèles élément fini : prototypes issus de l'impression par dépôt de fil fondu avec et sans ajout de renforts en fibres longues

La mise en place d'un modèle EF permet de prévoir le comportement mécanique de la prothèse. Les raideurs du talon et de l'avant-pied pourront être calculées et la répartition ainsi que la valeur maximale des contraintes pourront être visualisées. Ainsi, le niveau de chargement menant à l'endommagement de la prothèse pourra être prédit. Les modèles EF ont été réalisés avec le code commercial Ansys Workbench 2021 R1.

Modélisation des différents matériaux

Dans le cas de l'impression par DFF, le PLA Tough a été considéré comme isotrope linéaire élastique et les propriétés mécaniques utilisées sont répertoriées dans le Tableau III-12. Puisque le coefficient de Poisson du PLA Tough n'est pas spécifié dans la littérature, le coefficient de Poisson du PLA sera utilisé dans les simulations EF.

Dans le cas de l'impression par DFF/CFF, les propriétés mécaniques de l'Onyx et des FRFG sont explicitées dans la section I.2.3. Les propriétés de l'Onyx utilisées sont celles calculées pour la Bobine 2 (Tableau I-9). De plus, la méthode définie dans cette section permettant de modéliser une structure imprimée en DFF/CFF sera également utilisée dans cette partie.

Le module de flexion du remplissage ($E_{f,rempl}$) est calculé à partir de la loi des mélanges à partir du module de flexion de la matrice ($E_{f,matrice}$). Pour un taux de remplissage de 30% on calcule le module de flexion du remplissage de la manière suivante :

$$E_{f,rempl} = 0,3 * E_{f,matrice}$$

Maillage, conditions aux limites et définition des contacts

Le maillage de la prothèse est généré automatiquement avec une taille moyenne des éléments de 5mm. Les modèles EF reproduisent les tests de résistance à la charge définis dans la Figure III.17. Dans le cas de l'appui talon et avant-pied, la partie supérieure de la prothèse est fixe et le déplacement de la plaque est imposé (Figure III.20). Dans le cas de l'appui talon, la plaque est orientée de 15° par rapport à la partie supérieure et orientée de 20° dans le cas de l'appui à l'avant-pied (Figure III.20).

Le contact entre la plaque et la prothèse et entre la partie supérieure et inférieure de la prothèse est défini comme étant un contact de séparation sans frottement.

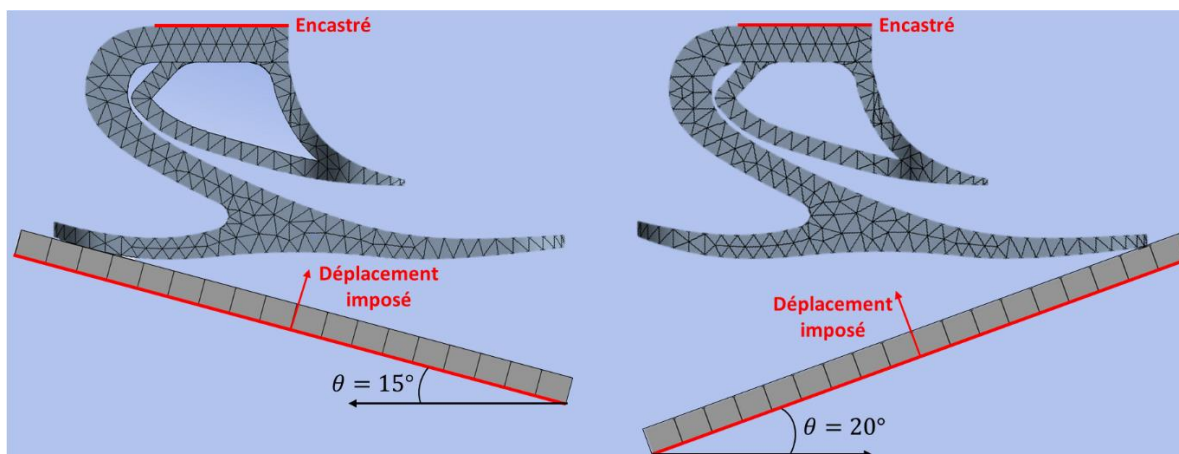


Figure III.20: Conditions aux limites et maillage lors des tests de résistance à la charge avec un appui talon (à gauche) et un appui avant-pied (à droite)

III.2.3. Résultats et discussion : Influence de l'ajout des filaments renforcés sur la résistance à la charge et à la fatigue (prototype réduit)

Dans un premier temps, la résistance à la charge des prototypes de pied prothétique avec et sans renforts a été évaluée expérimentalement et comparée avec la modélisation EF. Dans un second temps, la résistance à la fatigue de deux prototypes de pied prothétique imprimés par DFF en PLA Tough et en Onyx ainsi que l'influence de l'ajout de FRFG sur la résistance à la fatigue d'un prototype de pied prothétique imprimé en Onyx ont été investiguées. La résistance à la fatigue sera étudiée pour le prototype R afin de limiter le coût et la consommation de matériaux, ainsi le banc de test de résistance à la fatigue de pied prothétique enfant sera utilisé (Figure III.18).

III.2.3.1. Comparaison test de résistance à la charge et simulation élément fini

Courbes force-déplacement

La comparaison des courbes de la force/déplacement de la traverse, lors de l'appui à l'avant-pied et au talon, obtenues expérimentalement et numériquement sont présentées dans le Tableau III-13 dans le cas du prototype R imprimé en PLA Tough, en Onyx et en Onyx renforcé de FRFG.

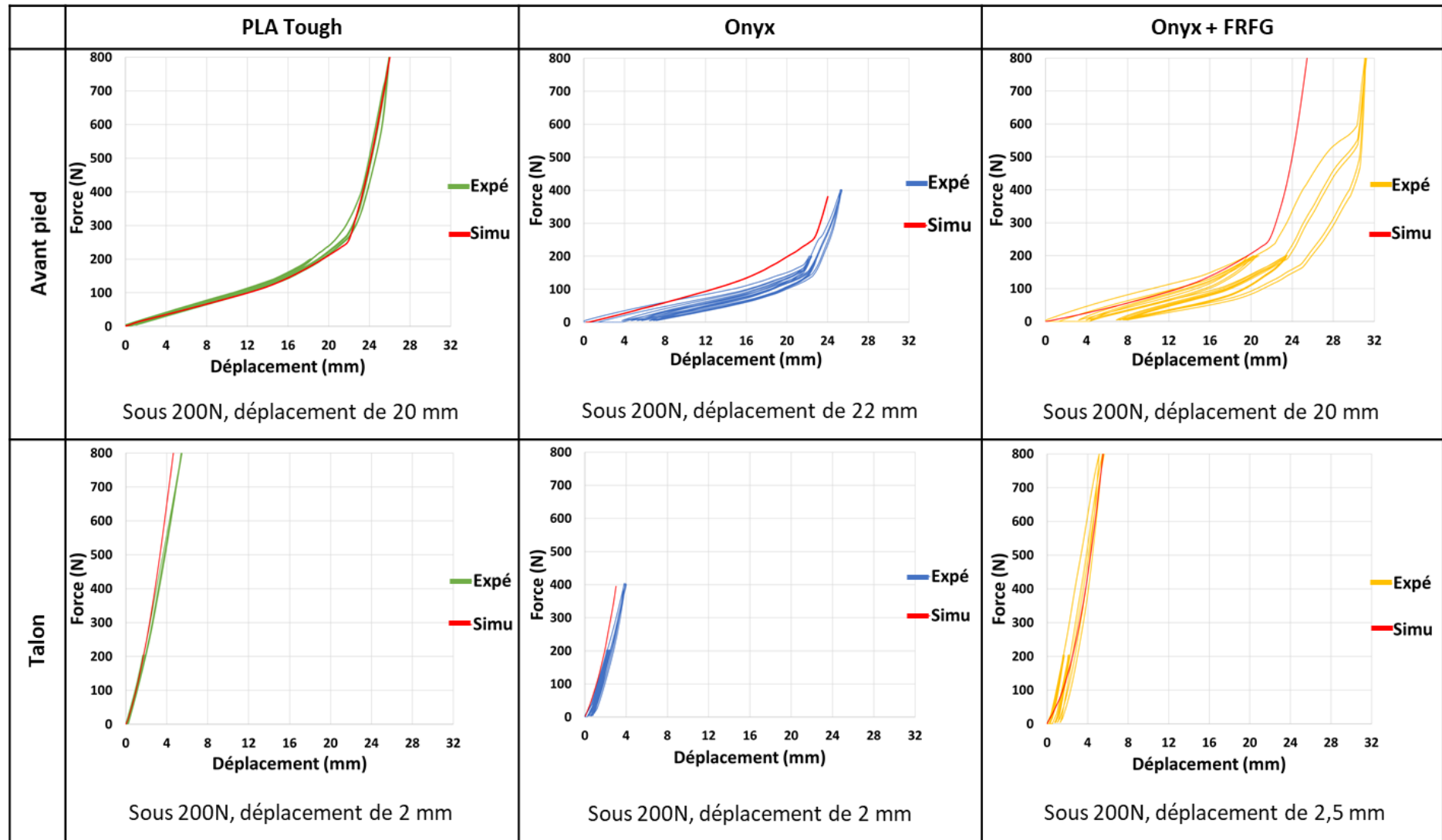


Tableau III-13: Courbe de la force appliquée sur le Prototype R en fonction du déplacement de la traverse

Dans un premier temps, on cherche à étudier la validité du modèle EF des pieds prothétiques sans renforts.

Dans le cas du prototype R en PLA Tough, on observe que l'erreur relative entre le déplacement expérimental et numérique à 800 N est de 3% dans le cas de l'appui à l'avant-pied et de -15% dans le cas de l'appui talon. Ainsi la simulation EF surestime très légèrement les résultats dans le cas de l'appui à l'avant-pied et les sous-estime dans le cas de l'appui talon. De plus, lors de l'appui à l'avant-pied, on observe que le contact entre la lame supérieure et la lame inférieure, caractérisé par un changement de pente dans la courbe force-déplacement, intervient sous un chargement similaire entre les résultats expérimentaux et numériques. On conclut que les résultats obtenus par la simulation EF approximent de manière précise les résultats obtenus expérimentalement, ce qui permet donc de valider les propriétés mécaniques du PLA Tough ainsi que le modèle EF.

Dans le cas du prototype R imprimé en Onyx, on observe que l'erreur relative entre le déplacement expérimental et numérique à 400 N est de -5% dans le cas de l'appui à l'avant-pied et de -24% dans le cas de l'appui talon. Ainsi, la simulation EF sous-estime les résultats. De plus, lors de l'appui à l'avant-pied le contact entre la lame supérieure et inférieure intervient sous un chargement d'environ 150 N dans le cas des résultats expérimentaux et d'environ 250 N dans le cas des résultats numériques. On conclut donc que les résultats obtenus par la simulation EF suivent la tendance d'évolution de la courbe obtenue grâce aux résultats expérimentaux, mais prédisent de manière moins précise le comportement mécanique du prototype par rapport au prototype imprimé en PLA Tough. Les modèles EF utilisés sont identiques, seules les propriétés mécaniques des matériaux changent entre les simulations. Ainsi, les propriétés mécaniques en flexion de l'Onyx utilisées dans la simulation sont déterminées de manières moins précises que celle du PLA Tough.

La validité du modèle EF des pieds prothétiques dans le cas d'ajout de renforts en fibres longues est ensuite étudiée. Ainsi, dans le cas du prototype R imprimé en Onyx et renforcé de FRFG, on observe que l'erreur relative entre le déplacement expérimental et numérique à 800 N est de -19% dans le cas de l'appui à l'avant-pied et de -1% dans le cas de l'appui talon. De plus, lors de l'appui à l'avant-pied, on observe que le contact entre la lame supérieure et la lame inférieure intervient sous un chargement similaire entre les résultats expérimentaux et numériques. On observe que lors de l'appui à l'avant-pied, les résultats obtenus par la simulation EF suivent la tendance d'évolution de la courbe obtenue grâce aux résultats expérimentaux lors de la première acquisition à 200 N mais ne prédisent pas de manière précise le comportement mécanique lors d'un chargement supérieur. Ce résultat peut venir du fait que lors de l'impression par DFF/CFF, la dépose des filaments renforcés forme des ondulations (waves) (Melenka et al., 2016; Pyl et al., 2018), ainsi les filaments renforcés ont pu se tendre lors du chargement à 800 N endommageant ainsi l'interface entre les renforts et la matrice et modifiant le comportement mécanique de la structure.

Dans un second temps, on cherche à étudier si la mobilité du pied prothétique est respectée. Le prototype R a été pré-dimensionné pour que, lors d'un chargement de 200 N, le déplacement du prototype soit de minimum 15mm à l'avant-pied et de minimum 6mm au talon (Tableau III-9). Lors du premier chargement à 200 N le déplacement à l'avant-pied est de 20 mm (PLA Tough et Onyx + FRFG) et de 22 mm (Onyx), ainsi la mobilité du prototype à l'avant-pied est respectée. De plus, le déplacement au talon est de 2 mm (PLA Tough et Onyx) et 2,5 mm (Onyx + FRFG), le talon est donc trop rigide et devra être perfectionné par la suite.

Finalement, on cherche à étudier la tenue mécanique du pied prothétique sous un chargement de 800 N dans le cas du prototype en PLA Tough et en Onyx renforcé de FRFG et de 400 N dans le cas du prototype en Onyx. Dans le cas du prototype R en PLA Tough, l'étude du second cycle de chargement à 200 N montre que le prototype n'a subi aucun endommagement lors du chargement à 800 N à l'avant-pied et au talon. Dans le cas du prototype R en Onyx, l'étude du second cycle de chargement à

200 N montre que la déformation résiduelle due au chargement à 400 N de l'avant-pied est faible (0,6 mm) et que le prototype n'a subi aucun endommagement lors du chargement du talon à 400 N. Finalement, dans le cas du prototype R en Onyx renforcé de FRFG, le second chargement à 200 N montre que la déformation résiduelle suite au chargement à 800 N à l'avant-pied est de 2,7 mm. Un endommagement est survenu lors du premier cycle à 800 N, en effet, on n'observe aucune déformation résiduelle entre le second et le troisième cycle à 800 N. Ce phénomène conforte l'hypothèse d'un endommagement de l'interface entre les renforts et la matrice. Finalement, une très faible déformation résultante a été observée (0,5 mm) lors du chargement à 800 N au talon. Il est impossible de comparer l'influence de l'ajout de renfort sur la tenue mécanique de l'Onyx car les valeurs de chargement étaient différentes, cependant on observe que l'Onyx renforcé de FRFG a été endommagé à 800 N contrairement au prototype imprimé en PLA Tough.

Analyse de la répartition des contraintes

La répartition des contraintes principales maximales et minimales a été reportée pour le prototype R imprimé en PLA Tough sous 800 N, en Onyx sous 400 N et en Onyx renforcé de FRFG sous 800 N dans le cas d'un appui à l'avant-pied et au talon (Tableau III-14). Dans un premier temps on cherche à observer la localisation des concentrations de contrainte afin de prédire les zones qui sont le plus sollicitées. Les localisations des maximums et minimums des contraintes principales sont répertoriées dans le Tableau III-14. Dans le cas des 3 prototypes, lors d'un appui à l'avant-pied, les contraintes principales maximales sont localisées sur la lame avant au niveau de la courbure du talon et les contraintes principales minimales sont localisées au niveau de l'appui entre la lame supérieure et inférieure. Dans le cas des 3 prototypes, lors d'un appui talon, les contraintes principales maximales sont localisées au niveau de la lame talon et les contraintes principales minimales sont localisées sur la lame talon au niveau de la courbure. Ainsi, la zone de la courbure du talon est fortement sollicitée, cette zone est donc la plus susceptible d'être endommagée en fatigue ou lors d'un chargement important.

Finalement, les valeurs maximales et minimales des contraintes principales sont explicitées pour chaque configuration (Tableau III-14). La documentation technique indique une résistance à la flexion de 78 MPa (PLA Tough), 71 MPa (Onyx) et 200 MPa (FRFG), ainsi, conformément aux résultats expérimentaux, aucun endommagement n'est survenu dans le cas d'un appui à l'avant-pied et au talon car les valeurs maximales et minimales sont inférieures à cette valeur.

Dans le cas de l'appui à l'avant-pied, on observe que la valeur maximale de contrainte principale est supérieure dans le cas du prototype en Onyx sous un chargement de 400 N par rapport au prototype en PLA Tough à 800 N. Ainsi, la géométrie de la lame supérieure du prototype imprimé en Onyx devrait être adaptée pour que le contact intervienne sous un chargement inférieur afin de limiter les contraintes. De plus, Lors de l'appui à l'avant-pied, les contraintes principales minimales sont légèrement supérieures à la limite de résistance à la flexion de l'Onyx, cependant elles sont très localisées ce qui peut expliquer que seul un faible endommagement est observé. De plus, conformément aux résultats expérimentaux, aucun endommagement n'est survenu au talon.

Finalement, dans le cas du prototype en Onyx renforcé de FRFG, lors d'un appui à l'avant-pied sous 800 N, la valeur des contraintes maximales et minimales dans la matrice est inférieure à celle du même prototype en PLA Tough sous le même chargement. Ainsi les FRFG permettent d'éviter un endommagement de la matrice. Dans le cas de l'appui au talon, on observe que les valeurs des contraintes sont légèrement supérieures à celle du prototype en PLA Tough sous le même chargement.

Conception de prototype de pied prothétique issu de fabrication additive

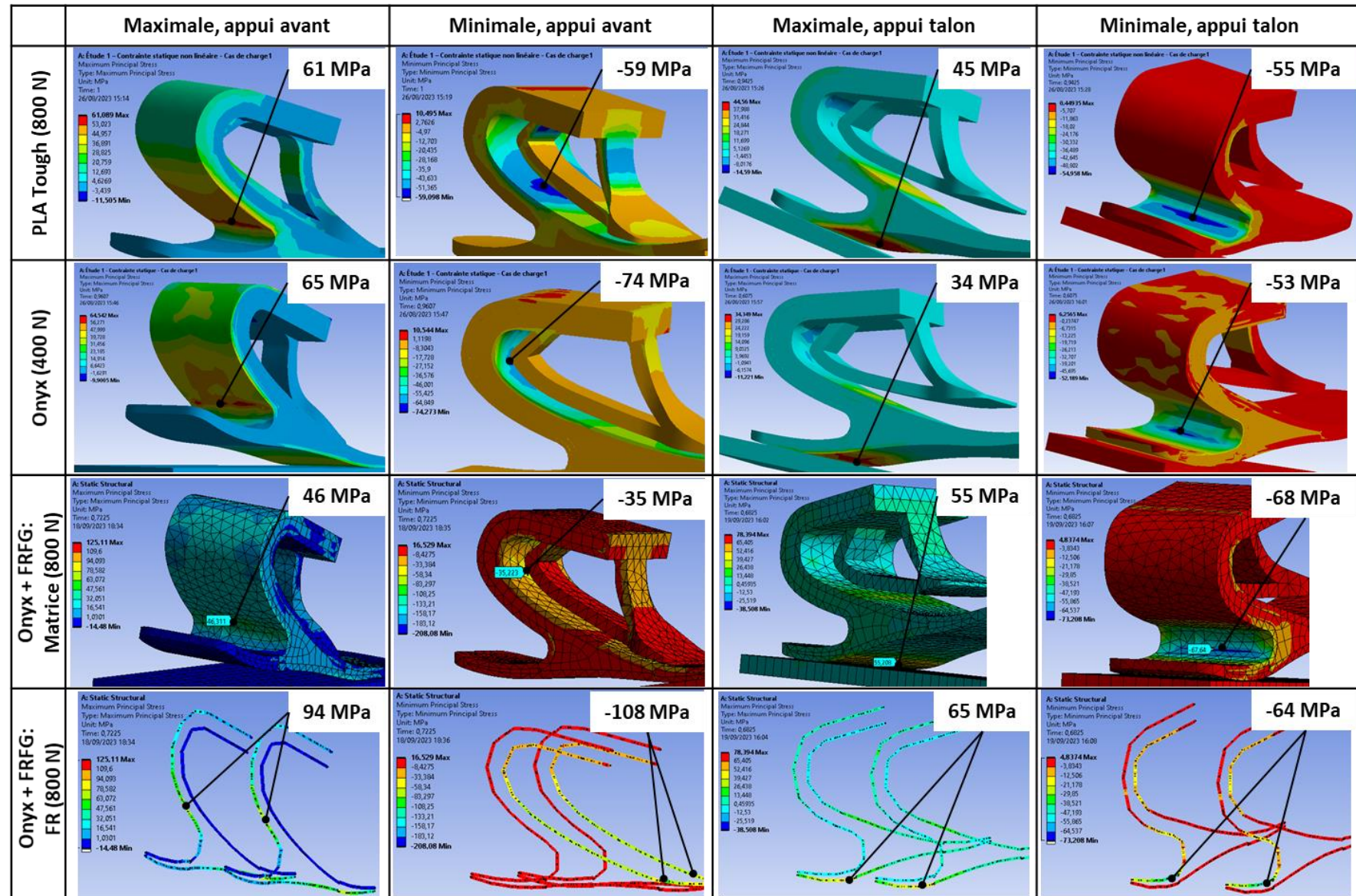


Tableau III-14: Répartition des contraintes principales et valeurs des maximums et minimums des Prototypes R dans le cas d'un chargement à l'avant-pied et au talon

Limites du modèle EF

Les limites du modèle EF vont être présentées dans cette section. Les propriétés mécaniques des matériaux d'impression 3D ne sont pas certifiées, ainsi ils peuvent varier d'une bobine à l'autre et, comme vue dans la Section I.2.4, les propriétés mécaniques de l'Onyx sont affectées par le vieillissement. De plus, l'évolution de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dépend de l'orientation de la plaque et lors du test expérimental et on estime l'erreur d'orientation de la plaque lors du test comme étant d'environ $\pm 2^\circ$ (Figure III.21). Ainsi, ces limites peuvent en partie expliquer des différences entre les résultats issus de la simulation EF et ceux expérimentaux.

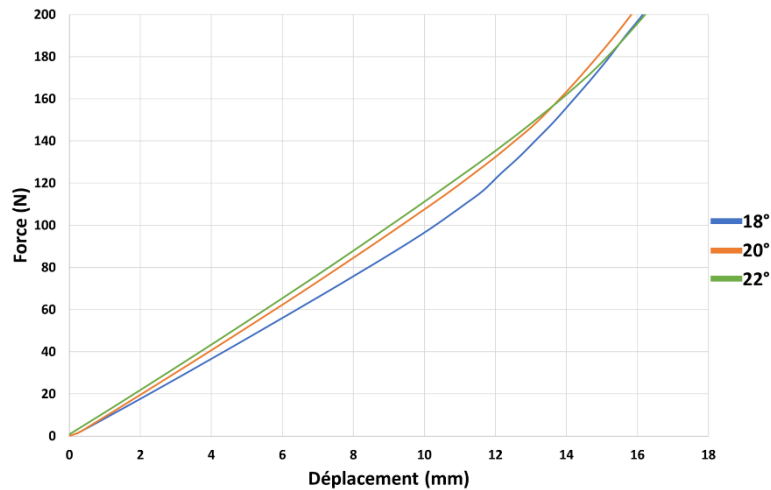


Figure III.21: Influence de l'orientation de l'appui avant sur le prototype R en PLA Tough issue de la simulation EF

III.2.3.2. Test de résistance à la fatigue

Afin de pouvoir comparer la résistance à la fatigue des prototypes R imprimés par DFF en PLA Tough et en Onyx et ceux imprimés par DFF/CFF en Onyx renforcé de FRFG, la courbe force-déplacement de ces prototypes doit être similaire. Lors du test de résistance à la fatigue, le chargement à l'avant-pied et au talon est de 200 N. Les évolutions de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse pour chaque prototype, lors de la dernière acquisition (3 paliers de chargement à 200 N) sont tracées (Figure III.22). On considère uniquement les 3 derniers paliers de chargement car les prototypes sont testés en fatigue à l'issue du test de résistance à la charge. Dans le cas d'un chargement à l'avant-pied et au talon, les déplacements de la traverse sous un chargement à 200 N sont similaires entre les prototypes.

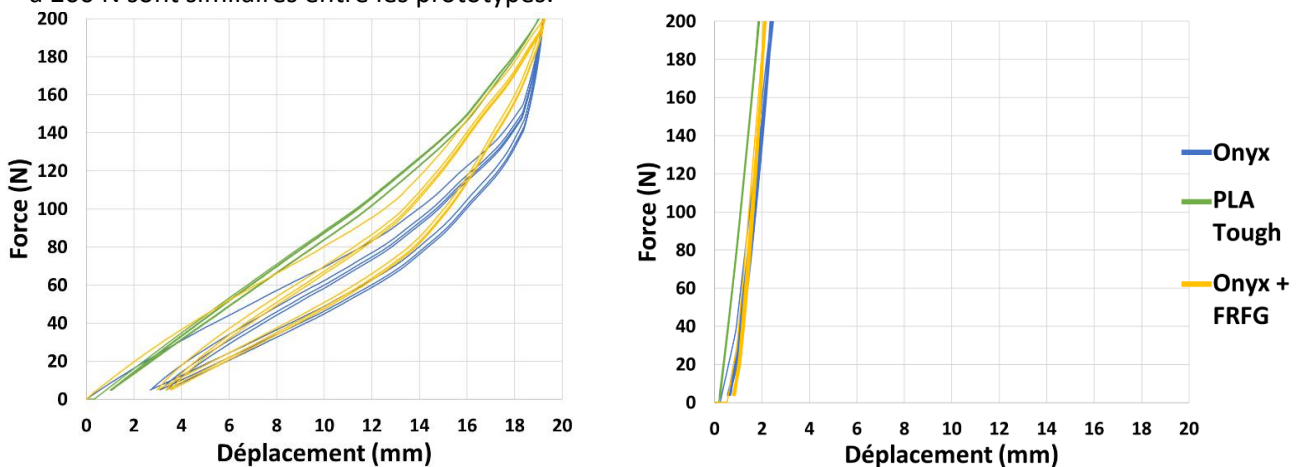


Figure III.22: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) lors des 3 derniers paliers de chargement à 200 N

Cas du prototype R imprimé par DFF en PLA Tough et en Onyx

Dans un premier temps, le prototype R imprimé par DFF en PLA Tough est étudié. La rupture du prototype a été observée après environ 23 000 cycles, ce qui est largement inférieur à l'objectif qui était de 500 000 cycles (Figure III.23). La rupture est apparue à la jonction entre la lame avant et la lame du talon.



Figure III.23: Localisation de la rupture lors du test de résistance à la fatigue après 23 000 cycles du prototype R en PLA Tough

Dans un second temps, le prototype R imprimé par DFF en Onyx est étudié. Au bout d'un nombre de cycles inférieur à 2 000 cycles, le pied présente une déformation résiduelle de 5°, même après un temps de relaxation de plusieurs heures (Figure III.24). Le pied a néanmoins retrouvé sa position initiale au bout de plusieurs jours.

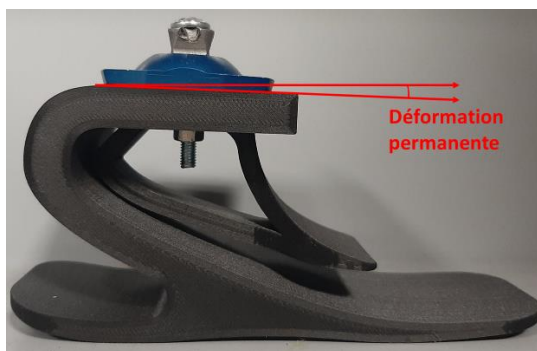


Figure III.24: Déformation résiduelle du prototype R en Onyx

L'évolution de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse en début de test et après 2 000 cycles est présentée (Figure III.25). Lors du test de résistance à la charge, l'inclinaison du pied est calculée entre la plaque et la partie supérieure du pied afin de prendre en compte l'endommagement de la lame avant. On observe que le contact entre la lame avant et la lame supérieure survient sous un chargement plus faible dans le cas où le prototype a subi 2 000 cycles de chargement par rapport à la situation initiale, ce phénomène est dû à l'endommagement du pied. Suite au contact, comme la partie supérieure n'est pas endommagée, la raideur du pied après 2 000 cycles est similaire à la raideur initiale.

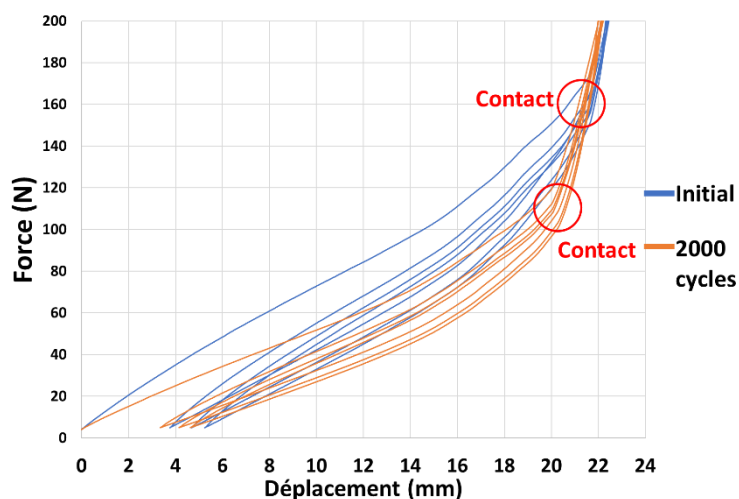


Figure III.25: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R imprimé en Onyx dans le cas d'un appui à l'avant-pied suite au test de résistance à la fatigue

Cas du prototype R imprimé par DFF/CFF en Onyx + FRFG

Le prototype R imprimé par DFF/CFF en Onyx renforcé avec des FRFG est étudié. Le pied prothétique n'a pas cassé suite aux 500 000 cycles mais une déformation résiduelle du prototype de 2° a été observée après 100 000 cycles, cette déformation résiduelle n'a pas évolué par la suite. L'évolution de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse en début de test et après 250 000, 370 000 et 500 000 cycles est présentée (Figure III.26). Comme précédemment, lors du test de résistance à la charge, l'inclinaison du pied est calculée entre la plaque et la partie supérieure du pied afin de prendre en compte l'endommagement de la lame avant. On observe que le contact entre la lame avant et la lame supérieure survient sous un chargement plus faible dans le cas où le prototype a subi 250 000 cycles par rapport à la situation initiale. Ce contact n'a pas évolué entre 250 000 et 370 000 cycles. Le test de résistance à la charge pour le prototype ayant subi 500 000 cycles a été testé après une relaxation du pied de deux jours et on remarque que le contact entre la lame avant et supérieure se fait sous un chargement supérieur par rapport au prototype ayant subi 370 000 cycles dû à la relaxation du prototype.

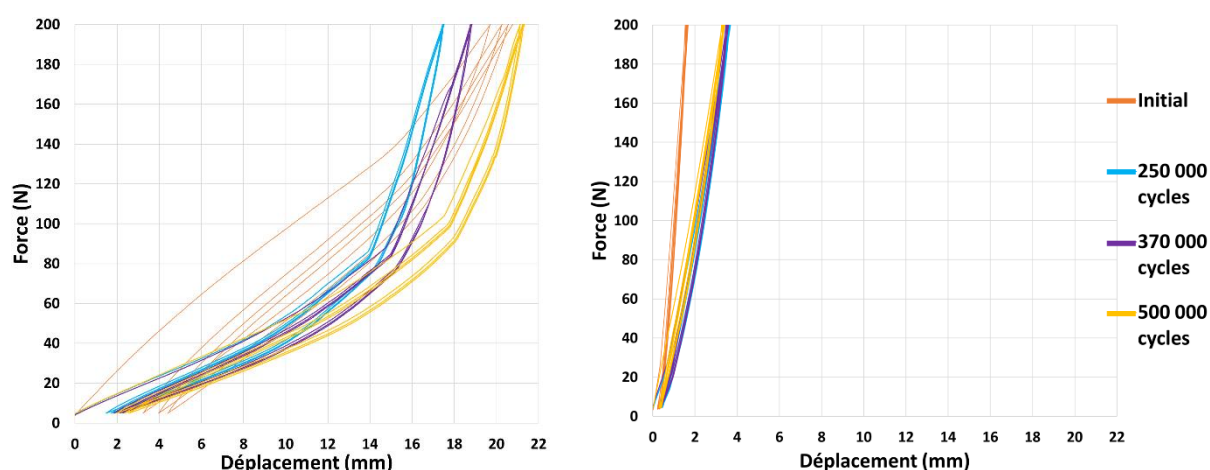


Figure III.26: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R imprimé en Onyx + FRFG dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) suite au test de résistance à la fatigue

Ainsi, les mécanismes d'endommagement entre le prototype en PLA Tough et en Onyx sont différents et les deux prototypes ont été endommagés sous un nombre de cycles très inférieur à l'objectif. L'ajout de FRFG a permis de limiter la déformation résiduelle du prototype.

Comparaison de la répartition des contraintes principales

La répartition des contraintes maximales et minimales principales lors d'un chargement à l'avant-pied et au talon sous 200 N est reportée dans le cas des prototypes R en PLA Tough, Onyx et Onyx renforcé par des FRFG (Tableau III-15).

Dans le cas du prototype R en PLA Tough, au niveau de la localisation de la rupture, lors de l'appui à l'avant-pied, les contraintes maximales principales sont de 33 MPa et lors de l'appui talon les contraintes minimales principales sont de -20 MPa. L'étude des contraintes permet de définir une valeur de contrainte menant à la rupture en fatigue à un nombre de cycles inférieur à 500 000 cycles. La valeur des contraintes maximales et minimales est supérieure dans le cas du prototype en Onyx comparé au prototype en PLA Tough, ce qui peut expliquer l'endommagement très rapide de la matrice.

Finalement, dans le cas du prototype en Onyx renforcé par des FRFG, La valeur de contrainte dans la matrice est largement inférieure à celle du prototype en Onyx ce qui explique un endommagement moindre du prototype.

III.2.3.3. Synthèse

Le premier objectif de cette étude était de comparer la tenue à la fatigue des prototypes imprimés par DFF en Onyx et en PLA Tough. Les résultats ont montré que les exigences de tenue en fatigue n'ont pas été respectées. Dans le cas du prototype en PLA Tough, le pied a cassé sous 23 000 cycles ce qui est largement inférieur à l'objectif de 500 000 cycles. Néanmoins, aucune déformation résiduelle de la structure n'a été observée. Dans le cas du prototype en Onyx, le pied a subi une déformation résiduelle importante des 2 000 cycles, qui a perduré même après un temps de relaxation de plusieurs heures. Le test de résistance à la fatigue a donc été arrêté.

Le second objectif était de comparer la tenue en fatigue des prototypes imprimés par DFF en Onyx et par DFF/CFF en Onyx renforcé par des FRFG. Les résultats ont montré que le prototype en Onyx renforcé par des FRFG n'a pas cassé sous 500 000 cycles mais a subi une déformation résiduelle dès 100 000 cycles. Cette déformation résiduelle était néanmoins inférieure à celle du prototype en Onyx et n'a pas évolué dans la suite du test. Ainsi, l'ajout de filament renforcé limite la déformation résiduelle de l'Onyx, ces résultats sont en accord avec les tests de fluage réalisés dans la section I.2.4.

L'Onyx renforcé par des FRFG issus de DFF/CFF semble être une combinaison intéressante dans le cas de la conception d'un pied prothétique. En effet, l'ajout de FRFG améliore la tenue en fatigue par rapport à une impression en Onyx seule. Cependant, l'Onyx n'est pas le matériau idéal pour la conception de prothèse dû à son comportement ductile. Pour améliorer la tenue en fatigue du prototype en PLA Tough, une solution serait d'adapter sa géométrie et notamment le talon, en ajoutant par exemple un coin talonnier.

Conception de prototype de pied prothétique issu de fabrication additive

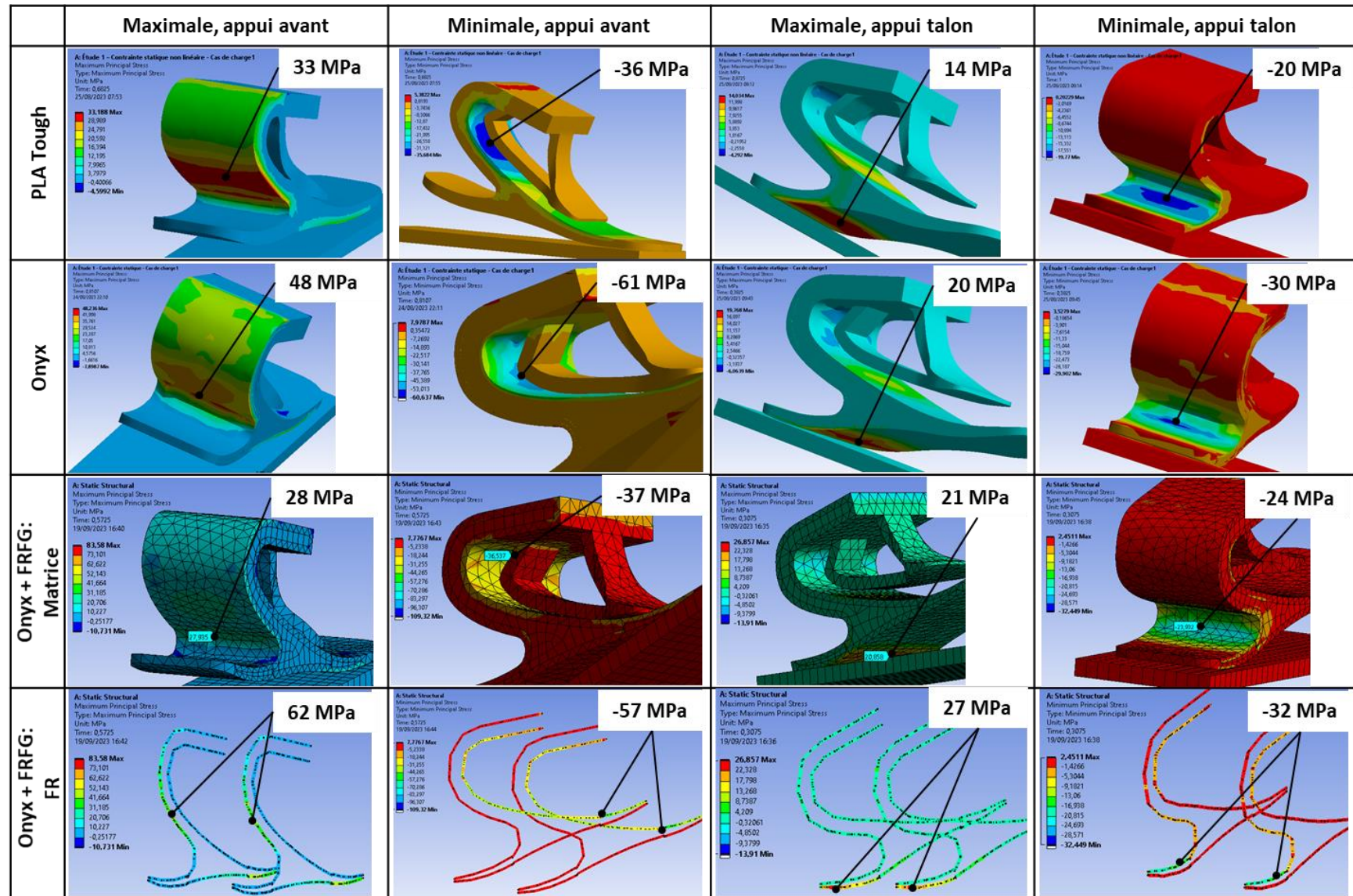


Tableau III-15: Répartition des contraintes principales et valeurs des maximums et minimums des prototypes R dans le cas d'un chargement à l'avant-pied et au talon de 200 N

III.2.4. Résultats et discussion : Application au surf (prototype taille réelle imprimé par dépôt de fil fondu)

En 2022, l'équipe de France de parasurf est devenue vice-championne du monde. Le para surf se répartit en différentes catégories en fonction du type de handicap. Dans le cas des personnes amputées du membre inférieur, elles sont réparties selon 2 catégories respectivement appelées Stand 2 et 3 qui incluent tout surfeur qui surfe une vague en position debout avec une amputation au-dessus (respectivement en dessous) du genou (FFS, 2023).

Le surf peut être décomposé en trois grandes étapes : la rame, le « take-off » et la phase de surf sur la vague. Lors de la rame, le surfeur rame vers les vagues avec les bras de chaque côté de la planche, en étant allongé sur le torse, les jambes légèrement surélevées. Dans le cas des personnes amputées au-dessus du genou, la préflexion des genoux empêche la traînée de la jambe à l'arrière de la planche, ce qui pourrait réduire sa vitesse. Lors du « take-off », le surfeur passe rapidement d'une position allongée à une position debout. Les personnes amputées transfémorales surfant avec la jambe prothétique à l'avant de la planche doivent effectuer un mouvement de rotation pour placer cette jambe à l'avant de la planche. Ainsi, la longueur de la prothèse est raccourcie afin de faciliter ce mouvement. Finalement, lors de la phase de surf sur la vague, le surfeur doit réaliser un grand nombre d'actions en fonction de la vague. Par exemple, deux actions récurrentes sont le virage frontside et le virage backside qui sont explicités dans la Figure III.27.

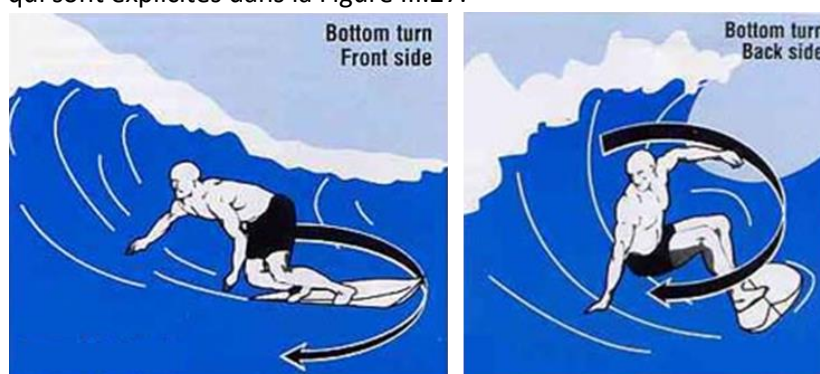


Figure III.27: Virage Frontside (à gauche) et virage backside (à droite) (BIC Surfboards)

Les prothèses doivent être adaptées à l'utilisation, ainsi, Proteor™ a développé un genou sportif polyvalent pour les sports de glisse et le vélo : le genou Easy Ride (Figure III.28). Ce genou est adapté à une utilisation pour la pratique du surf. Cependant, il n'existe pas dans le commerce de pied prothétique spécifiquement dédié au surf. Ainsi, les surfeurs doivent utiliser un pied adapté à une autre utilisation comme par exemple le Flex-Walk de Össur™ qui est adapté pour la marche (Schvitz et al., 2018).



Figure III.28: Genou prothétique Easy Ride (Proteor™)

Comme mentionné précédemment, la technique de DFF est intéressante dans le cadre de la conception de pied prothétique pour le sport car elle offre une grande liberté de conception et la possibilité d'imprimer des géométries complexes. De plus, c'est un procédé qui est peu onéreux, rapide et qui propose une large gamme de matériaux. Cependant, la faisabilité de cette technique appliquée à la conception de pied prothétique pour le surf n'a jamais été investiguée.

En effet, les pieds prothétiques appliqués au surf ont des exigences biomécaniques différentes des pieds prothétiques pour la marche, par exemple ils doivent permettre une bonne stabilité aux utilisateurs sous d'importantes perturbations et doivent permettre de toujours garder le contact avec la planche. Les pieds prothétiques adaptés à la pratique du surf ont également des exigences matériaux particulières. En effet, les matériaux ne doivent pas s'endommager au contact du sable, de l'eau de mer ou du soleil. Les exigences biomécaniques et les matériaux doivent être enrichis en fonction de l'expérience, du besoin et du ressenti des utilisateurs.

Dans cette partie, le prototype S va être amélioré au regard des tests de fatigue du prototype R. Dans un premier temps, le comportement mécanique ainsi que les performances de cette prothèse lors de la marche vont être étudiés. Dans un second temps, une étude préliminaire sera réalisée sur l'application de ce prototype au surf. À l'issue de cette étude, des pistes d'améliorations seront proposées.

III.2.4.1. Amélioration du prototype S

L'objectif de cette étude est d'améliorer le prototype S au regard des tests mécaniques réalisés sur le prototype R. Le prototype S sera imprimé en PLA Tough pour des raisons de coût et car les propriétés mécaniques du Nylon et l'Onyx se détériorent rapidement avec le temps et l'humidité (Patel et al., 2022) (Section I.2.4)

Les tests de fatigue du prototype R imprimé en PLA Tough ont montré que la rupture avait lieu au niveau du talon. Ainsi le profil du talon a été allongé et un coin talonnier imprimé en TPU 95 (Ultimaker) a été ajouté (Figure III.29). De plus, la partie supérieure de l'avant-pied a été remplie afin d'améliorer la tenue en cas d'un choc important (Figure III.29).

Lors de l'analyse de la marche, une semelle en mousse a été ajoutée afin d'éviter le glissement de l'utilisateur.



Figure III.29: Prototype S amélioré

III.2.4.2. Sécurité du prototype S

Tests de résistance à la charge

Un test de résistance à la charge et une simulation EF ont été réalisés sur le prototype S afin d'investiguer son comportement mécanique. Les courbes force-déplacement de la traverse obtenues expérimentalement et issues de la simulation EF ont été tracées (Figure III.30). Sous 1230 N le déplacement est de 39 mm dans le cas de l'appui à l'avant-pied et de 8 mm dans le cas de l'appui talon. Ainsi d'après le projet AOPA, l'avant-pied est classé comme dynamique (déplacement ≥ 25 mm) et le talon comme amorti (< 13 mm). Dans les deux cas, suite aux chargements à 1230 N, aucune déformation résiduelle n'a été enregistrée.

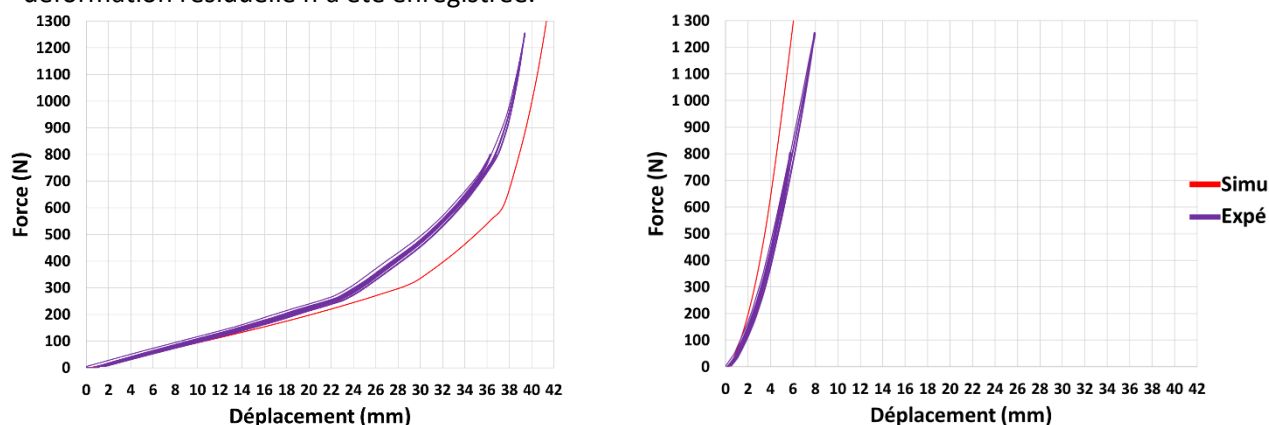


Figure III.30: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype S dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite)

Les contraintes principales du prototype S sous 1230 N sont reportées dans la Figure III.31. L'analyse des contraintes principales du modèle EF à l'avant-pied montre une concentration de contrainte au niveau de l'angle du talon qui est très localisée. La contrainte maximale dans la lame avant de la prothèse est de 48 MPa et la contrainte minimale de -53 MPa. Dans le cas de l'appui talon, les contraintes maximales sont situées au niveau de la lame talon et sont de 31 MPa et les contraintes minimales sont localisées au talon et au col et sont de -29 MPa. Ces contraintes sont inférieures à la contrainte de limite élastique du PLA Tough, ce qui explique qu'aucun endommagement n'ait été observé. Cependant, on ne peut pas conclure au sujet de la résistance à la fatigue du prototype.

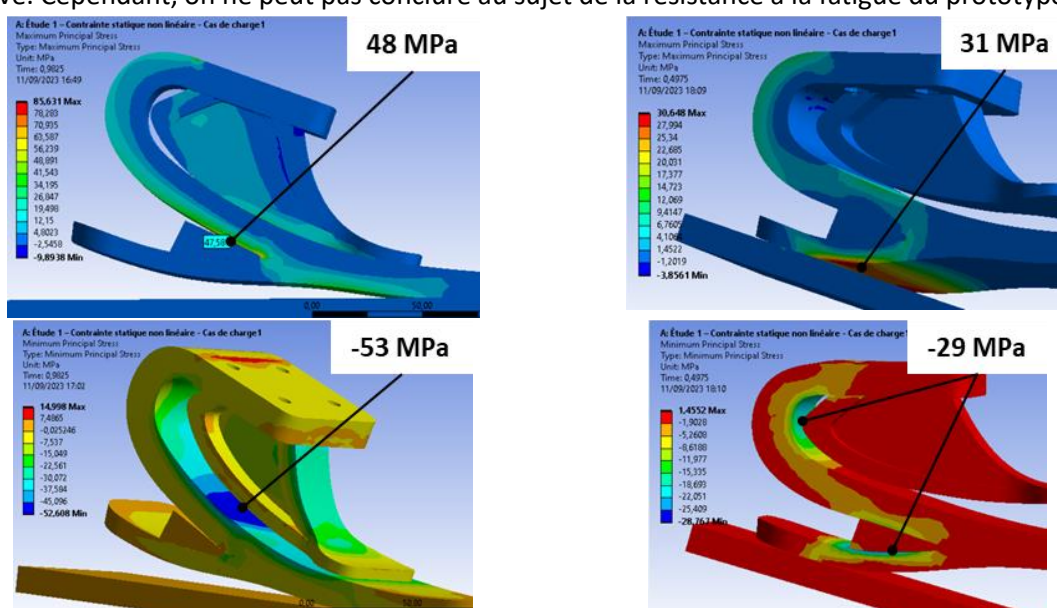


Figure III.31: Contrainte maximale principale (en haut) et minimale principale (en bas) du prototype S imprimé en PLA Tough lors d'un essai de résistance à la charge avec un appui avant (à gauche) et talon (à droite) sous un chargement à 1230

Test de résistance à la fatigue

Afin de garantir la sécurité des utilisateurs, un test de résistance à la fatigue a été réalisé. Le protocole des tests d'analyse du mouvement prévoit que les utilisateurs ne porteront pas le prototype plus de 1 heure. Ainsi, le test de résistance à la fatigue sur le tapis de marche a été réalisé pendant 3 heures consécutives. À l'issue de ces 3 heures, un test de résistance à la charge a été effectué pour vérifier l'endommagement du prototype (Figure III.32).

À l'issue du test de fatigue, dans le cas de l'appui avant-pied une déformation résiduelle de 0,5 mm sous 1230 N est observée. Ainsi, La résistance à la fatigue du prototype sous le poids de l'utilisateur, durant 3 heures, a bien été démontrée.

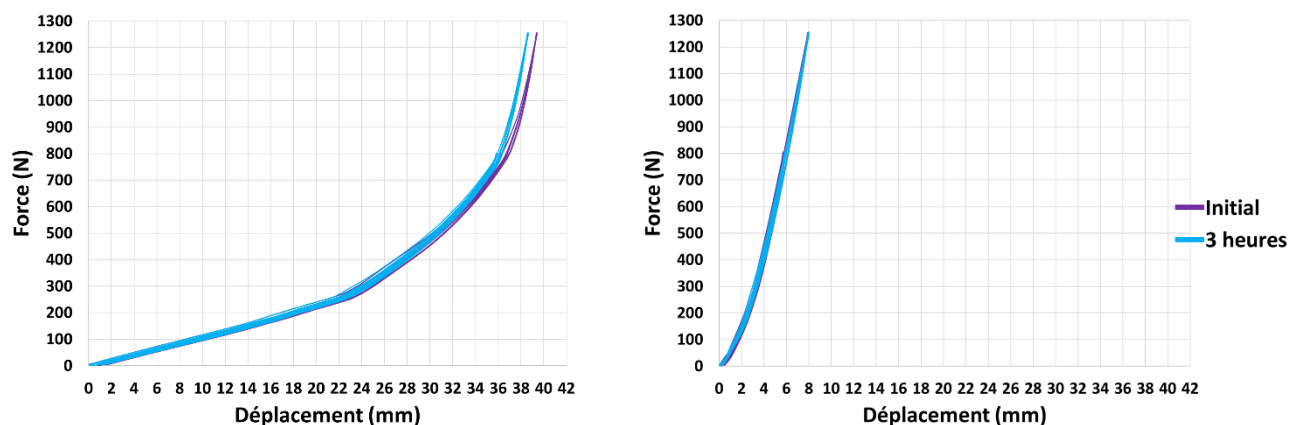


Figure III.32: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype S dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) suite au test de résistance à la fatigue

III.2.4.3. Performances du prototype S

Dans un premier temps, les performances du prototype S vont être investiguées grâce au test ROS et à l'analyse du mouvement pendant la marche. En effet, les surfeurs doivent marcher pour rejoindre le lieu de surf sur des terrains inégaux ce qui peut causer des difficultés (Schvitz et al., 2018). Les tests ont été réalisés selon la méthodologie définie à la Section II.3.2. Les surfeurs amputés de membre inférieur surfent en position debout, ainsi, dans une première approche, la stabilité en position debout statique (test SOT) sera investiguée selon la méthodologie définie à la Section II.3.2.

Les tests ont été réalisés par un unique sujet non amputé. Les caractéristiques du sujet sont présentées dans le Tableau III-16. Le sujet a réalisé les tests d'analyse de la marche dans les configurations non-équipé (NE) ainsi qu'en étant équipé des simulateurs de prothèses sur lesquels les prothèses Dynatrek de module M3 étaient montées (M3) et sur lesquels les prototypes S étaient montés (Proto S).

Sujet	Age	Sexe	Masse (kg)	Hauteur du centre de masse (mm)
1	40	M	77,7	910,2

Tableau III-16: Caractéristiques du sujet ayant testé le prototype S

Test ROS

Les moyennes et les écarts-types de la raideur en flexion sur l'ensemble des mouvements d'avant en arrière et d'arrière en avant ont été calculés pour le prototype S et comparé avec les résultats trouvés pour les prothèses Dynatrek de module M1, M3 et M6 et calculés dans la Section II.3.3.1. Les résultats sont présentés dans le Tableau III-17.

On observe que la raideur du prototype S est égale à $332,4 \pm 8,4 \text{ Nm/rad}$ et se situe entre celle de M3 égale à $297,8 \pm 7,5 \text{ Nm/rad}$ et celle de M6 égale à $417,2 \pm 8,1 \text{ Nm/rad}$. La prothèse M3 est adaptée aux sujets entre 75 et 89 kg avec une activité élevée (Proteor™, 2023). Le prototype S a été dimensionné pour un utilisateur de 80 kg, ainsi, ce prototype semble adapté au poids de l'utilisateur.

	Raideur en flexion (Nm/rad)			
	M1	M3	M6	Proto S
N cycle *	7	7	10	7
Moyenne	203,1	297,8	417,2	332,4
Écart-type	6,2	7,5	8,1	8,4

(*) nombre de mouvement d'avant en arrière et d'arrière en avant

Tableau III-17: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion du prototype S calculée par la méthode de Curtze et al. (Curtze et al., 2009)

De plus, le ROS de chaque prothèse (Proto S, M1, M3 et M6) a été relevé et a été normalisé par une longueur de jambe de 1 m (Hansen & Wang, 2010) (Figure III.33). Le ROS a été approximé par une portion d'arc de cercle (Figure III.33) et le rayon normalisé par une longueur de jambe de 1 m a été reporté dans le Tableau III-18. Le rayon normalisé est similaire entre le prototype S (0,39) comparé à la prothèse M1 (0,38). Les études Adamczyk et al. montrent qu'un rayon de $0,3 \times$ la longueur de jambe est optimal d'un point de vue consommation métabolique pendant la marche (Adamczyk et al., 2006). Ainsi, les rayons sont légèrement supérieurs à cette valeur de référence pour chaque prothèse.

M1	M3	M6	Proto S
0,38	0,42	0,45	0,39

Tableau III-18: Rayon de la portion d'arc cercle approximant le roll-over shape normalisé par une longueur de jambe de 1m

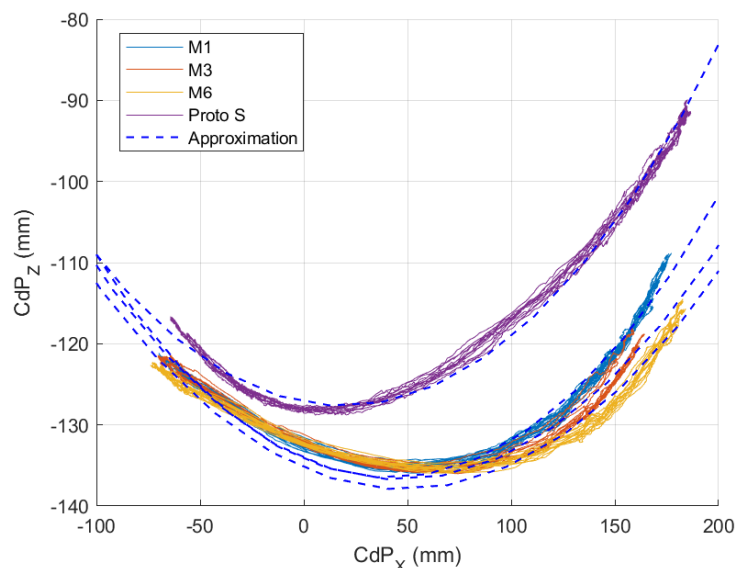


Figure III.33: ROS et approximation par une portion d'arc de cercle du roll-over shape du prototype S et des prothèses Dynatrek de module M1, M3 et M6

On observe que la raideur du prototype se rapproche de la raideur M3 et que son rayon de la portion d'arc de cercle approximant le ROS se rapproche de M1. Il n'y a donc pas de corrélation entre la raideur et le ROS, cela est dû au fait que le prototype S n'a pas la même géométrie que les prothèses Dynatrek.

Analyse de la marche

Les courbes du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville ont été tracées pour le sujet 1 dans la configuration Proto S et ces courbes ont été comparées avec celles dans les configurations NE, M1, M3 et M6 trouvées dans la Section II.3.3.1. (Figure III.34).

La raideur a été calculée dans le cas du sujet 1 dans la configuration Proto S, cette raideur est égale à 348,2 Nm/rad, ce qui est proche de la raideur de la configuration M6 ($344,1 \pm 35,8$ Nm/rad) ou NE ($342,2 \pm 120,0$ Nm/rad).

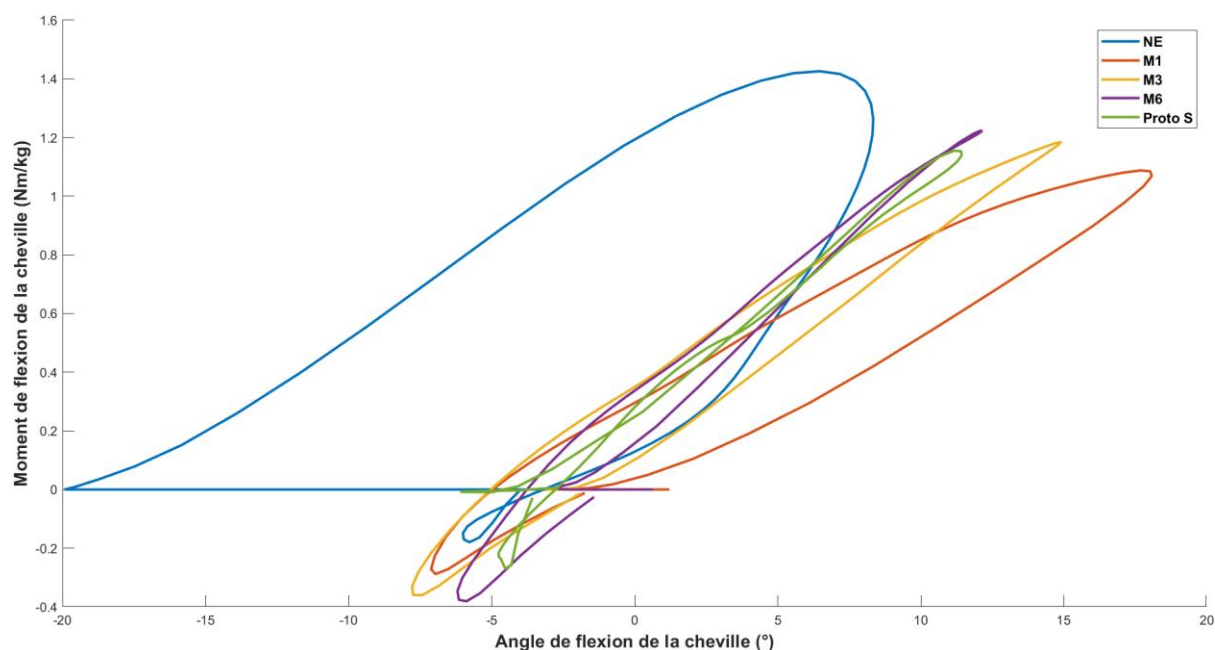


Figure III.34: Moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville dans le cas du sujet 1 dans la configuration Proto S et comparaison avec les moyennes sur l'ensemble des sujets de l'étude définie lors de la Section I.3.2.3. du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville pour toutes les situations

Test de stabilité

Le sujet 1 a réalisé le test SOT dans les deux situations : yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Afin d'évaluer la stabilité posturale statique, les valeurs de l'AP range et du ML range du sujet 1 dans les configurations NE, M3 et Proto S pour chaque situation sont calculées et reportées dans le Tableau III-19. On observe que les valeurs dans les configurations NE et M3 sont similaires à celles trouvées dans la Section II.3.3.2. De plus, on observe que l'AP range est supérieur dans la situation Proto S comparée à la situation M3 dans la situation YO et YF, ce qui traduit d'une perte de stabilité pour ce sujet.

Configuration	NE		M3		Proto S	
Situation	YO	YF	YO	YF	YO	YF
AP range (% hauteur CdM) (mm/mm)	1,7	2,4	2,6	3,5	3,2	5,3
ML range (% hauteur CdM) (mm/mm)	0,7	0,6	1,3	1,3	0,9	1,5
θ_{ell} (°)	11,4	6,3	6,9	7,3	1,7	1,1

AP : antéro-postérieur, CdM : Centre de Masse, ML : Médio-Latéral, YF : Yeux Fermés, YO : Yeux Ouverts

Tableau III-19 : AP range et ML range en % de la hauteur du centre de masse et θ_{ell} du sujet 1 dans les configurations NE, M3 et Proto S

Pour le sujet 1, l'AP range exprimée en pourcentage de la hauteur du centre de masse a été tracé en fonction de la raideur normalisée pour les configurations YO et YF dans la configuration Proto S et ces résultats sont comparés avec les résultats pour les situations M1, M3, M6 trouvées dans la Section II.3.3.2. (Figure III.35).

On observe que dans les deux situations (YO et YF), les valeurs trouvées pour M3 sont comprises dans les intervalles de confiance à 95% de l'évolution de l'AP range en fonction de la raideur normalisée (Figure III.35). Les résultats trouvés pour le sujet 1 sont donc cohérents avec ceux trouvés dans la Section II.3.3.2.

Dans le cas du prototype S, la valeur dans la situation YO est en dehors des intervalles de confiance à 95% de l'évolution de l'AP range en fonction de la raideur normalisée (Figure III.35). Dans le cas du sujet 1, le prototype S altère de manière plus importante la stabilité par rapport à une prothèse Dynatrek avec une raideur normalisée similaire. Cependant, dans le cas YF la perte de stabilité se situe dans ces intervalles de confiance à 95% (Figure III.35). L'altération de la stabilité avec le prototype S observée pour le sujet 1 dans la configuration YO pourrait résulter d'une perte d'équilibre dû au sujet (perte d'attention, fatigue...) ou de l'alignement de ce prototype (Kolarova et al., 2013).

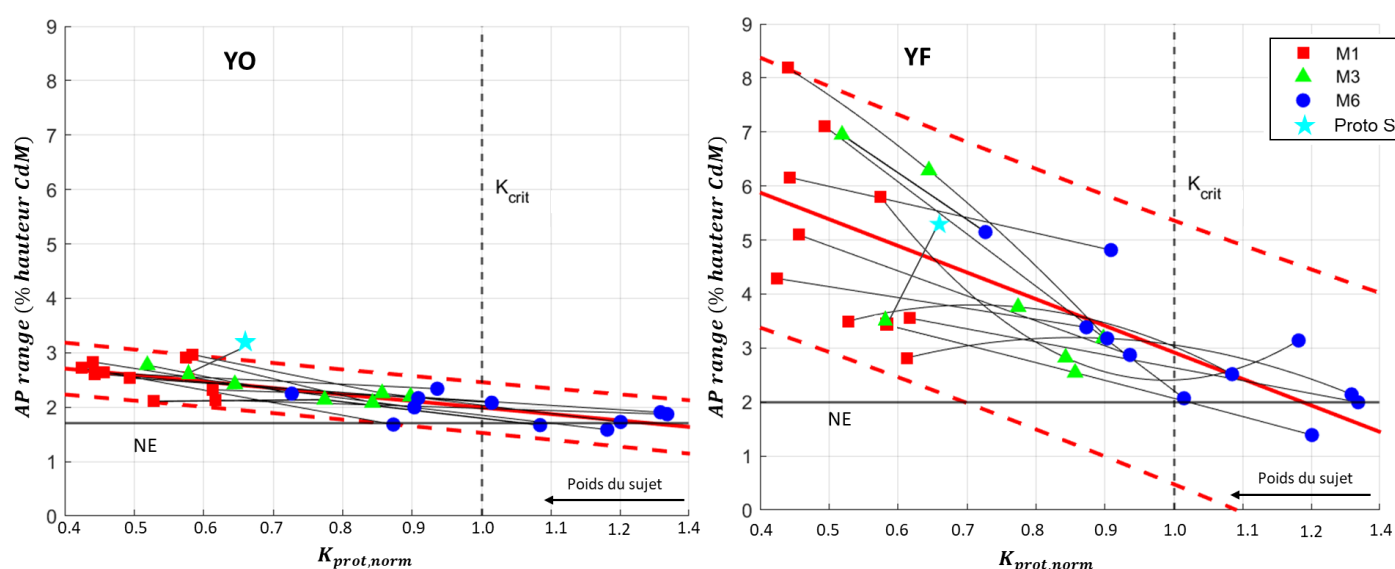


Figure III.35 : AP range normalisée par la hauteur du centre de masse en fonction de la raideur normalisée par la valeur critique dans les conditions yeux ouverts (gauche) et yeux fermés (droite) du Proto S et comparaison avec les prothèses Dynatrek de module M1, M3 et M6

III.2.4.4. Ouverture : application au surf

Dans un deuxième temps, l'application au surf de ce prototype a été investiguée. Ainsi, le prototype a été testé par un sportif de haut niveau de handi-surf amputé unilatéral transfémoral et équipé d'un genou Easy Ride de Proteor™. Le sujet a été équipé avec le prototype S. Comme cela a été vu précédemment, la longueur de la prothèse de surf est inférieure à celle de la jambe controlatérale afin de faciliter le « take-off ». De ce fait, les protocoles d'analyse de la marche ainsi que les tests de stabilité développés dans la Section II.3.2. n'ont pas pu être réalisés. Il a été demandé au sujet de se positionner en position de surf (Position de référence) et à partir de cette position réaliser les mouvements d'un virage frontside et d'un virage backside (Figure III.36).



Figure III.36: Position de référence, virage frontside et virage backside avec le prototype S

Les ressentis de l'utilisateur lors de la réalisation de ces mouvements ont été relevés. Le premier ressenti était que le talon rigide et l'augmentation progressive de la raideur de l'avant-pied était des propriétés intéressantes pour permettre de garder le contact et de contrôler la planche de surf. Cependant, le sujet a également ressenti que l'avant-pied était trop souple ce qui rendait le contrôle de la planche plus difficile. Finalement, le sujet a également mentionné le fait que la mobilité médio-latérale du pied ne soit pas permise était une limite importante de ce prototype, en effet, cette mobilité permet de garder le contact entre le pied et la planche (Schvitz et al., 2018).

III.2.4.5. Synthèse

L'analyse des performances du prototype S lors de la marche a permis de conclure que sa raideur ainsi que son ROS étaient similaires à ceux des prothèses Dynatrek. Ainsi, les performances lors de la marche de ce prototype semblent satisfaisantes. De plus, l'analyse de la stabilité en position debout dans les situations YO et YF ont montré que l'équilibre était davantage perturbé avec le prototype S comparé à la prothèse Dynatrek M3, cependant, l'utilisateur est toujours en capacité de maintenir son équilibre.

Ces études ont été menées avec un unique sujet, ce qui ne permet pas de conclure quant aux performances et à la stabilité de ce prototype, ainsi, il serait intéressant d'augmenter le nombre de sujets.

Dans un second temps, l'application au surf de ce prototype a été investiguée et les retours faits par l'utilisateur sont encourageants. Cependant des modifications du prototype sont à prévoir. Entre autres, la raideur à l'avant-pied devra être augmentée afin de permettre un meilleur contrôle de la planche et une mobilité latérale (pronation/supination) devra être ajoutée afin d'améliorer le contact entre le pied et la planche.

Il serait intéressant d'investiguer le choix du PLA Tough pour cette application. Ainsi, des tests de résistance à l'abrasion du sable et au vieillissement dans l'eau de mer pourraient également être mis en place.

Les conditions du surf sont difficilement reproductibles en laboratoire, ainsi il serait intéressant de tester le prototype dans les conditions réelles d'utilisation. Une planche de surf instrumentée à l'aide de plateformes de force, d'accéléromètres et de gyroscopes a été développée à l'I2M de Bordeaux

(Lestrade et al., 2015). Cet outil pourrait être intéressant pour déterminer les niveaux de chargement appliqué sur la prothèse durant les différentes phases de surf et implémenter ces données dans les tests de résistance à la charge et à la fatigue des prototypes. De plus, cette planche instrumentée pourrait être couplée à des centrales inertielles ce qui permettrait d'enregistrer le mouvement du sujet et de développer un protocole de mesure en laboratoire ou de comparer différents prototypes entre eux.

III.2.5. Conclusion

Dans un premier temps, cette partie avait pour objectif d'investiguer la résistance à la fatigue de pied prothétique imprimé par DFF en PLA Tough et en Onyx. Les résultats du test de résistance à la fatigue ont montré que, dans les deux cas, les objectifs de tenue en fatigue n'étaient pas atteints. Cependant, le comportement mécanique entre ces deux prototypes était différent. Le prototype imprimé en PLA Tough a cassé au niveau du talon et le prototype imprimé en Onyx a subi une déformation résiduelle importante dès les premiers cycles. L'impression par DFF est un procédé intéressant pour le prototypage de pieds prothétiques car il permet de réaliser rapidement des prototypes fonctionnels pour réaliser des tests avec des sujets et ainsi valider une idée ou un concept. Cependant, les résultats obtenus ne permettent pas d'envisager une application directe en raison de la tenue en fatigue limitée.

Dans un second temps, l'influence de l'ajout de filament renforcé en fibre de verre (FRFG) sur la résistance à la fatigue de l'Onyx a également été investiguée. Les résultats du test de résistance à la fatigue ont montré que les FRFG avaient considérablement amélioré la tenue à la fatigue du prototype. En effet, le prototype a atteint l'objectif des 500 000 cycles. Cependant, le prototype a subi une déformation résiduelle mais cette déformation était plus faible que celle du prototype imprimé en Onyx. Ainsi, l'impression par DFF/CFF semble être un procédé intéressant pour une application aux pieds prothétiques, il faudrait néanmoins modifier la géométrie du prototype afin de diminuer les contraintes. Afin d'améliorer la géométrie de ce prototype, un modèle EF modélisant également les renforts a été développé dans cette étude. Ce modèle EF fourni des résultats satisfaisants sous de faibles niveaux de chargement, cependant il ne prend pas en compte les phénomènes de décohésion ou de délaminage qui pourraient intervenir. De plus, le post-traitement devrait être amélioré pour obtenir les contraintes et les déformations dans les filaments renforcés et au niveau de l'interface afin de pouvoir améliorer le dimensionnement du prototype.

Finalement, l'application de ce prototype au surf a été investiguée. Les performances lors de la marche ainsi que la stabilité en statique ont tout d'abord été étudiées et elles semblent satisfaisantes. Ce résultat reste cependant préliminaire car seul un sujet a testé le prototype, il serait donc intéressant de réaliser une nouvelle étude pour valider le comportement du prototype. L'application au surf de ce prototype a ensuite été explorée. Un sportif de haut niveau de parasurf a testé le prototype de pied et ces ressentis ont été relevés. Les retours de l'utilisateur étaient encourageants et ont permis de cibler plusieurs pistes d'amélioration de ce prototype. Dans une étude future, il serait intéressant d'étudier ce prototype en condition réelle d'utilisation et d'investiguer de manière plus spécifique les comportements des matériaux issus de DFF et DFF/CFF dans les conditions spécifiques au surf.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

L'objectif de ces travaux de thèse était de définir une démarche de conception et de prototypage d'un pied prothétique issu de Fabrication Additive (FA) prenant en compte les paramètres caractérisant les fonctions biomécaniques. Afin de répondre à cet objectif, deux verrous scientifiques et technologiques devaient être levés. Ces verrous sont l'application des matériaux et procédés de FA à la réalisation d'un pied prothétique dont le comportement mécanique correspond à des objectifs fonctionnels et également la traduction de ces objectifs fonctionnels en paramètres biomécaniques utilisables pour la conception du pied prothétique. Ainsi, la première partie de ce manuscrit a étudié la caractérisation mécanique des matériaux issus de FA et la seconde partie a étudié l'influence du pied prothétique sur la mobilité et sur la stabilité posturale du sujet. Les résultats obtenus ont permis d'étudier, lors de la dernière partie de ce manuscrit, une démarche de conception du prototype de pied prothétique issu de FA. Les paragraphes suivants présentent les conclusions principales de ces études.

La revue de littérature des différentes techniques de FA, réalisée dans la première partie de ce manuscrit de thèse, a permis d'identifier les techniques de dépôt de fil fondu (DFF) avec et sans ajout de renforts en fibres longues comme étant des techniques intéressantes pour une application à la réalisation de pieds prothétiques. Les principaux avantages de la technique de DFF sont sa rapidité, son coût relativement faible, la possibilité d'imprimer des géométries complexes et sa polyvalence en termes de matériaux d'impression. Cependant, les matériaux issus de cette technique présentent des propriétés mécaniques moins intéressantes que celles des matériaux résultants de méthodes plus traditionnelles, ainsi qu'une durabilité limitée dans le temps. La technique d'ajout de renforts en fibres longues représente une possible solution à ces limitations tout en assurant le même niveau de légèreté. Dans le cas de l'impression par DFF, le PLA Tough est un matériau qui semble avantageux pour la réalisation de pieds prothétiques car il est optimisé pour imprimer de grandes pièces avec des géométries complexes, tout en étant facile d'utilisation. Dans le cas de l'ajout de renforts en fibres longues la matrice utilisée sera imprimée en Onyx, qui est un matériau en Nylon renforcé de fibres courtes de carbone et les renforts seront en fibres de verre.

D'autre part, la revue de littérature sur la caractérisation mécanique des matériaux issus de FA met en évidence l'influence considérable des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques du matériau résultant ainsi que sur la génération de défauts dans la structure interne tels que les porosités, les défauts d'alignement des renforts ou encore de cohésion entre les couches. Certains paramètres d'impression sont inhérents à l'environnement, aux matériaux et aux techniques d'impression, tandis que d'autres paramètres tels que le type et le taux de remplissage, le nombre de rings de matrice ainsi que le volume, la position et le type de renforts peuvent être contrôlés en amont de l'impression. Puisque la technique d'ajout de renforts en fibre longue est relativement nouvelle, l'étude de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques des matériaux nécessite des investigations plus poussées. La littérature nous a montré que l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en traction a déjà été largement étudiée dans la littérature. Cependant, comme le pied prothétique travaille majoritairement en flexion, nous avons fait le choix de cibler notre étude sur l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion des matériaux. En particulier, le nombre de rings de renforts, le placement des renforts ainsi que le type et le taux de remplissage ont été investigués. En effet, leur influence sur les propriétés en flexion n'a pas été étudiée précédemment dans la littérature. Nous avons fait le choix d'étudier des taux de renforts relativement faibles (entre 1 et 15%) car les taux plus élevés sont davantage documentés et dans le cadre de la conception d'un pied prothétique, un faible taux de renforts permet de garder le bon niveau de souplesse de la structure. Lors de cette étude, un modèle

Éléments Finis (EF) permettant de modéliser l'ajout de renforts en fibre longue a été développé afin de pouvoir simuler le comportement mécanique des pièces résultantes.

Ainsi, un plan d'expérience a été défini et les propriétés en flexion ont été déterminé à partir d'essais de flexion 3 points sur des éprouvettes imprimées. Les résultats de cette étude ont permis de valider le modèle EF et la comparaison entre les résultats expérimentaux et ceux issus de la simulation EF a permis de mettre en évidence l'influence de certains défauts d'impression.

Si la revue de littérature a montré que le fait d'ajouter un volume important de renforts augmentait le taux de porosités dans la matière, cette étude a montré qu'un volume trop faible de renforts (1%) entraînait un problème de cohésion entre les renforts et entre les renforts et la matrice.

De plus, le placement des renforts à proximité des surfaces externes peut provoquer leur sortie de la matrice (« pull-out »). Par conséquent, si une position extrême des renforts (par rapport à la ligne neutre) est recherchée pour améliorer la rigidité en flexion de la structure, ce positionnement doit également prendre en compte les conséquences en termes de génération de défauts majeurs comme le « pull-out ».

Finalement, cette étude a permis de valider la répétabilité de ce procédé, de mettre en évidence que l'Onyx était très sensible au vieillissement et que ces propriétés mécaniques étaient très différentes d'une bobine à l'autre.

Dans un second temps, un travail original a été proposé pour investiguer l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue au fluage en traction et en flexion des matériaux issus de DFF. Cette étude était préliminaire car seul un échantillon a été testé par configuration. Cette étude a mis en évidence que l'ajout de renforts semblait améliorer la tenue au fluage et les déformations résiduelles en traction et en flexion. Ces résultats montrent que la durée dans le temps est améliorée et constituent un indice pour conclure que la tenue à la fatigue en traction et en flexion est améliorée par l'ajout de renforts.

La Partie I a donc permis de définir des règles d'impression pour améliorer les propriétés mécaniques en flexion des matériaux résultants. Ces règles pourront être appliquées au prototype de pied prothétique. Les résultats des tests de fluage nous ont également permis de faire l'hypothèse que l'ajout de renforts améliore la tenue en fatigue des matériaux issus de DFF.

La seconde partie de ce manuscrit de thèse a étudié l'influence du pied prothétique sur la mobilité et sur la stabilité posturale du sujet. Le pied prothétique doit remplir les fonctions du pied et de l'articulation de la cheville. La revue de littérature réalisée dans cette partie a montré que les paramètres biomécaniques quantifiant les fonctions à remplir pendant la marche ont été largement étudiés et ceux caractérisant la stabilité posturale et le confort en position debout statique ont plus rarement été associés aux paramètres de conception des pieds prothétiques. Pourtant, la position debout représente une part importante des situations de vie quotidienne (41%) (Pitta et al., 2005) et peut être vécu comme limitante par les personnes amputées (Thomas-Pohl et al., 2019), elle requiert donc une attention particulière.

La revue de littérature a également montré que lors de la conception de pied prothétique, sa raideur doit être un compromis pour permettre la mobilité et la stabilité de la prothèse. Cependant, l'étude de l'influence de la raideur du pied prothétique sur la stabilité posturale a toujours été faite en faisant varier le modèle de la prothèse, ainsi il n'était pas possible de quantifier l'influence de la raideur seule sur la stabilité des sujets.

Aux vues de ces résultats, une quantification de l'influence de la raideur du pied prothétique sur la stabilité posturale a été menée. Dans cette étude, la raideur seule a été modifiée en utilisant le même modèle de prothèse avec des raideurs différentes et en utilisant un simulateur de prothèse permettant de symétriser l'appareillage. La stabilité en position debout statique a été quantifiée à

partir d'un protocole et de paramètres dont le choix a été justifié dans l'étude. La stabilité en position debout a été testée avec les yeux ouverts et fermés afin d'altérer l'équilibre des sujets. Cette étude a permis de définir une méthode permettant de quantifier l'influence de la raideur des pieds prothétiques sur la stabilité en position debout des sujets avec ou sans altération de l'équilibre. Ainsi, cette méthode permet également, dans le cadre d'une démarche de conception, de comparer la stabilité des prothèses développées par rapport aux prothèses disponibles sur le marché avec une raideur similaire.

La Partie II a donc permis de définir des critères de conception de pied prothétique en se basant sur sa raideur et également de définir une méthode de validation de la mobilité et de la stabilité des pieds prothétiques développés en se comparant aux prothèses commercialisées.

La dernière partie de ce manuscrit de thèse étudie la démarche de conception des pieds prothétiques issus de FA. Cette démarche de conception a été définie en s'appuyant sur une démarche de cycle en V, qui est un modèle d'organisation des activités de développement d'un produit. Un état de l'art des pieds prothétiques issus de FA a été réalisé. Cette revue de littérature souligne la faisabilité de développer un pied prothétique issu de FA d'un point de vue de la tenue mécanique mais met cependant en évidence les difficultés à surmonter pour réaliser un pied qui permet de bonnes performances lors de la marche tout en ayant une tenue en fatigue satisfaisante.

À partir des normes encadrant la résistance à la charge et à la fatigue des pieds prothétiques, l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue mécanique et en fatigue des pieds prothétiques a fait l'objet d'une étude. Dans cette dernière étude, le modèle EF permettant de simuler l'ajout de renfort dans une pièce développée lors de la Partie I. a été adapté au pied prothétique. Un premier prototype de pied prothétique a été imprimé avec et sans renforts en suivant les règles d'impression définies lors de la Partie I et a été testé lors de tests de résistance à la charge conformément aux normes. Ces tests ont permis de valider la sécurité des utilisateurs portant ces prototypes. La comparaison des résultats expérimentaux et issus des simulations EF ont permis valider le modèle EF lors d'un chargement égal au poids de l'utilisateur et ont mis en évidence les mécanismes d'endommagement du prototype imprimé avec des renforts sous un chargement plus élevé. Conformément aux normes, les tests de résistance à la fatigue ont été réalisés sur les prototypes issus de l'impression par DFF avec et sans renforts. Même si aucun des prototypes n'a réussi le test de fatigue, cette étude montre que le PLA Tough est un matériau intéressant pour une application aux pieds prothétiques car il ne présente pas de déformation résiduelle au cours du test de fatigue. De plus, l'ajout de 21% de renfort en fibres de verre dans une matrice en Onyx entraîne une amélioration de la tenue en fatigue du prototype. Dans ce cas, la limite de ce prototype était le caractère ductile de l'Onyx qui a conduit à une déformation résiduelle trop importante.

Le développement d'une gamme de prothèses stratifiées en matériaux composites avec des procédés de fabrication classique (moulage, ...) nécessite des investissements importants en termes de développement et d'outillage. Nous avons montré en introduction et dans la Partie I que la technique de DFF a d'autant plus d'intérêt pour concevoir des pieds prothétiques avec une application spécifique à certaines activités dont la diffusion demeure restreinte et qui ont une rentabilité très faible.

Dans le cadre des activités de l'IBHGC, nous avons eu la possibilité de rencontrer un sportif de haut niveau en parasurf dont les besoins sont plus exigeants que la marche et le maintien de la position debout. Concevoir un pied de surf dans ce contexte représentait un challenge intéressant dans le cadre de cette thèse même si, pour des raisons temporelles, il s'agit d'une étude préliminaire de faisabilité.

L'investigation des performances lors de la marche et de la stabilité a été réalisée en s'appuyant sur les études réalisées lors de la Partie II. et es résultats ont montré que le comportement du prototype semble satisfaisant pour ces deux critères. Finalement, un sportif de haut niveau de parasurf a testé le prototype de pied et ses ressentis ont été relevés. Les retours de l'utilisateur étaient encourageants et ont permis de cibler plusieurs pistes d'amélioration de ce prototype.

L'étude de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés en flexion des matériaux issus de DFF avec renforts en fibre longue présentée dans la Partie I. a fait l'objet d'une communication orale (AFC 2022) et un article scientifique est également en cours d'écriture. L'étude de l'influence de l'ajout de renforts sur la tenue au fluage des matériaux issus de DFF, également présentée dans la Partie I. a fait l'objet d'une communication orale (JNC 2023).

L'étude de la quantification de la stabilité posturale statique en fonction de la raideur des prothèses présentée dans la Partie II. a fait l'objet d'une publication (Louessard et al., 2022), ainsi que d'un résumé dans le journal *Gait&Posture* et de deux communications orales (Société de Biomécanique 2021 et ESMAC 2022).

Finalement, le prototype de pied appliqué au surf issu de DFF présenté dans la Partie III. a remporté le prix Camille Mathieu 2023 décerné par la Fondation HandiTecAM récompensant les aides techniques opérationnelles au handicap.

Lors de ces travaux de thèse, un modèle EF a été développé afin de prédire le comportement mécanique des matériaux issus de DFF avec et sans ajout de renfort. Ce modèle EF pourrait être amélioré, notamment dans le cas des matériaux avec ajout de renfort. Par exemple, la visualisation et le calcul des contraintes au niveau de l'interface entre les renforts et la matrice serait un point à investiguer car la rupture de cette interface a été reportée lors du chargement du prototype de pied prothétique.

De plus, seul un test quasi-statique avec un appui à l'avant-pied et au talon a été simulé. Ces tests ont été établis conformément à la norme EN ISO 10328 afin de tester la sécurité des pieds prothétiques, cependant ils ne reproduisent pas les conditions réelles de la marche. Il serait donc intéressant de simuler d'autres tests, tel que le test du roll-over shape qui a été explicité dans ce manuscrit, afin d'observer comportement mécanique du prototype dans des conditions s'approchant plus de celle de la marche.

La tenue en fatigue des pieds prothétiques issus de DFF est un point clé lors de la conception. Plusieurs paramètres influent sur la tenue en fatigue des pieds prothétiques, tels que la géométrie du prototype, les matériaux et les procédés de fabrication.

Le test de fatigue des pieds prothétiques proposé par la norme EN ISO 10328 et développé dans ce manuscrit est coûteux en temps et en matière car il nécessite une impression complète du prototype. De plus, afin de comparer la tenue en fatigue des prototypes entre eux, leur raideur doit être similaire. Il n'est pas possible d'obtenir des prototypes avec une raideur similaire en faisant varier uniquement les matériaux (PLA Tough ou Onyx) et les techniques d'impression (ajout de renforts en fibres longues). Ainsi, afin d'étudier l'influence de ces paramètres sur la tenue en fatigue des matériaux, il serait intéressant de réaliser des tests de fatigue sur des éprouvettes auxquelles un niveau de contrainte proche de celui auquel les pieds prothétiques sont soumis lors des tests de fatigue serait appliqué. Ces valeurs de contraintes pourraient être choisies en s'appuyant sur la simulation EF.

De plus, les résultats des tests de fatigue sur les pieds prothétiques nous ont permis de souligner que l'ajout de renforts était une technique prometteuse pour améliorer la tenue en fatigue des matériaux mais qu'elle était limitée par le comportement ductile de l'Onyx. L'imprimante Markforged™ est l'imprimante qui a été utilisée dans ces travaux de thèse et elle ne propose pas d'autres alternatives satisfaisantes à ce choix de matrice. Néanmoins, l'imprimante Anisoprint™, qui permet également

l'ajout de renforts en fibres longues, a pour avantage de permettre d'utiliser une gamme plus importante de matériau. Les premiers essais d'impression avec cette imprimante montrent cependant que la maturité de technologie n'est pas encore suffisante et nécessite de plus amples développements.

La géométrie du prototype a également une influence sur la tenue en fatigue des pieds prothétiques. Suite aux essais de fatigue, plusieurs points d'amélioration ont été mis en évidence telle que la modification du contact entre la lame supérieure et inférieure ou l'ajout d'un coin talonnier.

Finalement, un premier prototype de pied appliqué au surf a été développé lors de cette thèse. Les retours utilisateur nous ont permis de dégager plusieurs améliorations de la géométrie telles que l'ajout d'une fente sur la longueur de la lame avant afin de permettre une mobilité médio-latérale ou bien la modification de la lame supérieure de la prothèse pour augmenter la rigidité de la lame avant et ainsi permettre un meilleur contrôle de la planche.

Des investigations plus poussées au sujet des matériaux et techniques de fabrication seraient également importantes dans la démarche de conception et notamment l'étude du vieillissement des matériaux à l'eau de mer et au sable.

Finalement, afin d'améliorer le comportement mécanique du prototype de pied prothétique, un protocole d'étude du surf devrait être établi. Par exemple, afin d'améliorer la conception du prototype, une planche instrumentée avec des plateformes de force (Lestrade et al., 2015) pourrait être utilisée afin de déterminer le chargement auquel est soumis la prothèse en condition réelle. De plus, afin de valider le prototype de prothèse de surf dans des conditions s'approchant des conditions réelles, un simulateur de vague, comme celui développé par Wavegarden, pourrait être utilisée pour contrôler l'environnement et ainsi comparer la prothèse de surf existante avec le prototype de pied prothétique en se basant sur des paramètres biomécaniques telles que l'amplitude angulaire ou le chargement de la prothèse.

Ainsi, ces travaux ouvrent la voie à la conception de prothèses mieux adaptées aux projets de vie multiples des personnes amputées et s'inscrit ainsi dans l'amélioration de la qualité de vie de ces personnes.

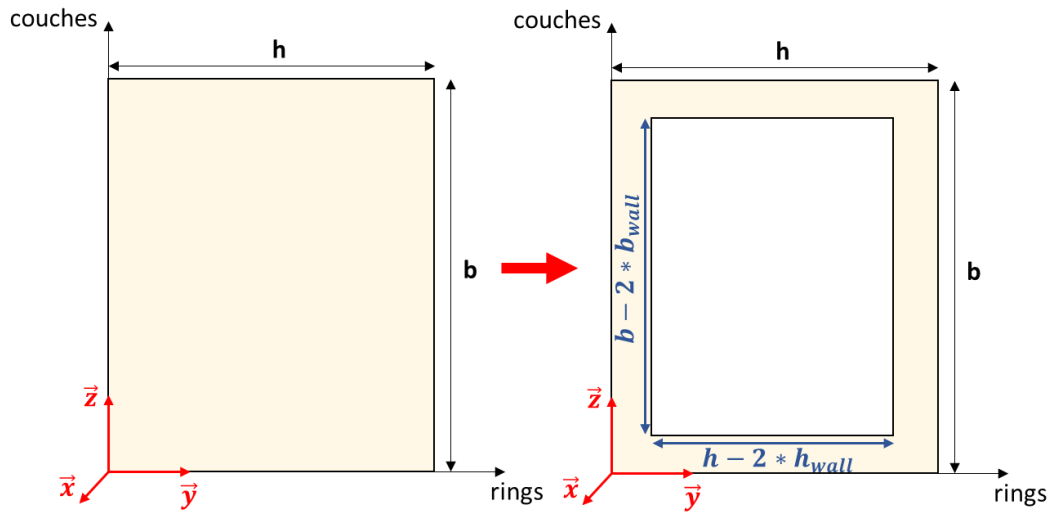
ANNEXES

Annexe A. Calcul du module de flexion équivalent

Etape 1

On considère une section avec un module de flexion égal à celui de la matrice ($E_{f,m}$). On soustrait à la section totale (en jaune) de l'échantillon, la section du remplissage (en blanc) définie dans la figure ci-dessous. On obtient :

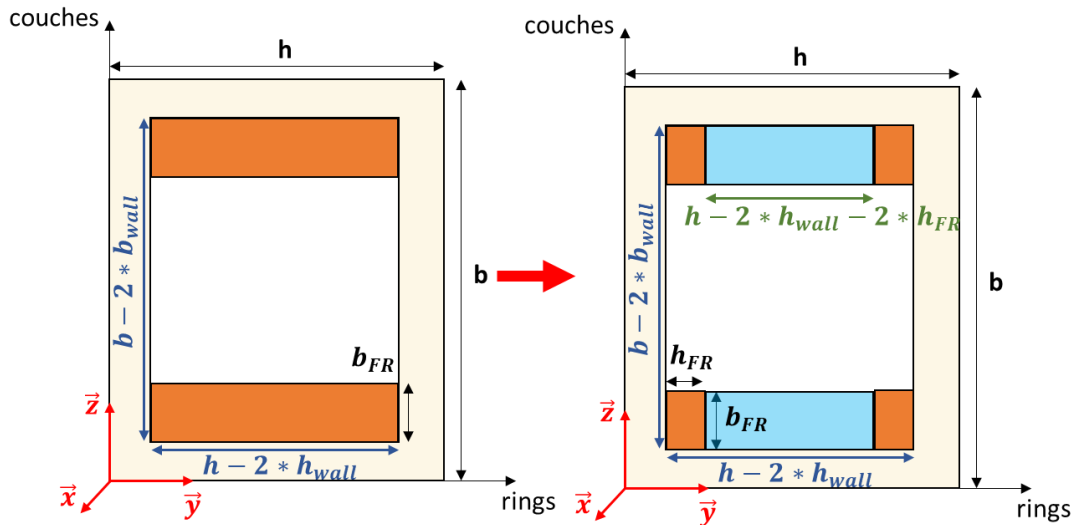
$$\langle E_{f,eq} * I_z \rangle_1 = E_{f,m} * \frac{b * h^3}{12} - E_{f,m} * \frac{(b - 2 * h_{wall}) * (h - 2 * h_{wall})^3}{12} \quad (Eq. 1)$$



Etape 2

On considère une section avec un module de flexion égal à celui des FR ($E_{f,FR}$). On soustrait aux la sections totales (en orange), les sections en bleu définies dans la figure ci-dessous. On obtient :

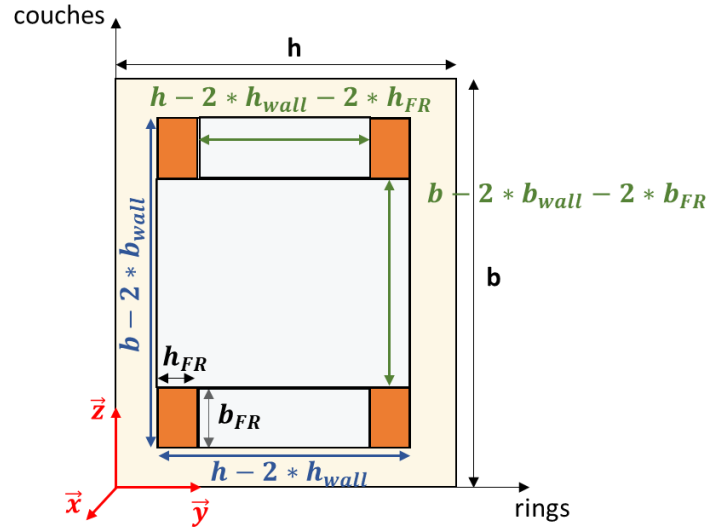
$$\langle E_{f,eq} * I_z \rangle_2 = E_{f,FR} * \frac{2 * b_{FR} * ((h - 2 * h_{wall})^3)}{12} - E_{f,FR} * \frac{2 * b_{FR} * (h - 2 * h_{wall} - 2 * h_{FR})^3}{12} \quad (Eq. 2)$$



Etape 3

On considère trois sections avec un module de flexion égal à celui du remplissage ($t * E_{f,m}$), avec t le taux de remplissage. On additionne ces trois sections (en gris) définies dans la figure ci-dessous. On obtient :

$$\langle E_{f,eq} * I_z \rangle_3 = t * E_{f,m} * \frac{(b-2*b_{wall}-2*b_{FR}) \cdot (h-2*h_{wall})^3}{12} + t * E_{f,m} * \frac{2*b_{FR} \cdot (h-2*h_{wall}-2*h_{FR})^3}{12} \quad (Eq. 3)$$



Etape 3

Afin d'obtenir le module équivalent on somme les équations (Eq. 1), (Eq. 2) et (Eq. 3). On obtient :

$$\begin{aligned} \langle E_{f,eq} * I_z \rangle &= E_{f,m} * \left(\frac{b \cdot h^3}{12} - \frac{(b-2*b_{wall}) \cdot (h-2*h_{wall})^3}{12} \right) \\ &+ E_{f,FR} * \left(\frac{2*b_{FR} \cdot ((h-2*h_{wall})^3)}{12} - \frac{2*b_{FR} \cdot (h-2*h_{wall}-2*h_{FR})^3}{12} \right) \\ &+ t * E_{f,m} * \left(\frac{(b-2*b_{wall}-2*b_{FR}) \cdot (h-2*h_{wall})^3}{12} + \frac{2*b_{FR} \cdot (h-2*h_{wall}-2*h_{FR})^3}{12} \right) \end{aligned} \quad (Eq. 4)$$

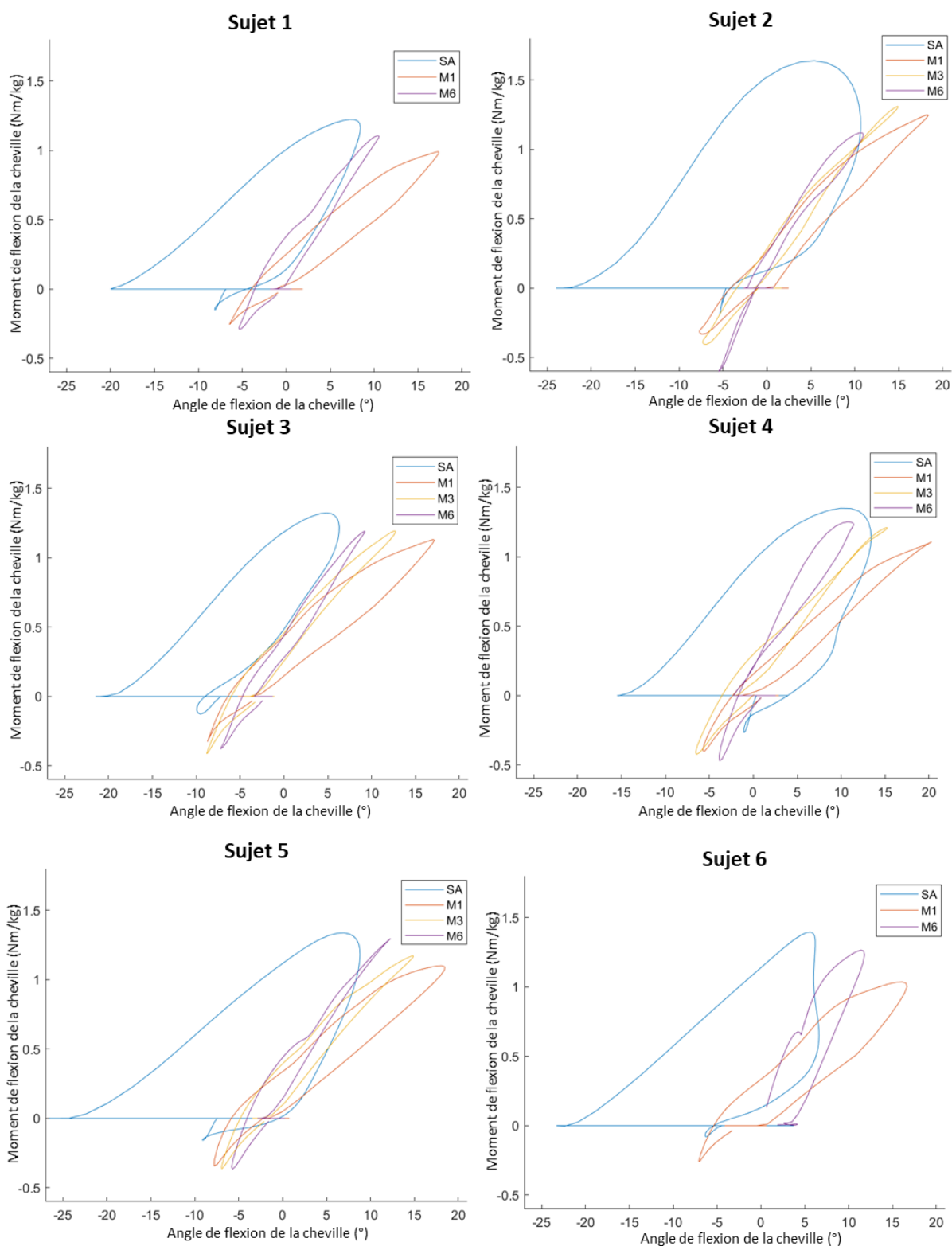
Le moment quadratique est égal à

$$I_z = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (Eq. 5)$$

En combinant les équations (Eq. 4) et (Eq. 5), on obtient :

$$\begin{aligned} E_{f,eq} &= \frac{E_{f,m}}{b \cdot h^3} * (b \cdot h^3 - (b-2*b_{wall}) \cdot (h-2*h_{wall})^3) \\ &+ \frac{E_{f,FR}}{b \cdot h^3} * (2*b_{FR} \cdot ((h-2*h_{wall})^3 - (h-2*h_{wall}-2*h_{FR})^3)) \\ &+ \frac{t * E_{f,m}}{b \cdot h^3} * ((b-2*b_{wall}-2*b_{FR}) \cdot (h-2*h_{wall})^3 + 2*b_{FR} \cdot (h-2*h_{wall}-2*h_{FR})^3) \end{aligned} \quad (Eq. 6)$$

Annexe B. Moyenne sur chaque passage de marche du moment angulaire de la cheville en fonction de l'angle de dorsiflexion de la cheville pour chaque sujet en fonction des configurations



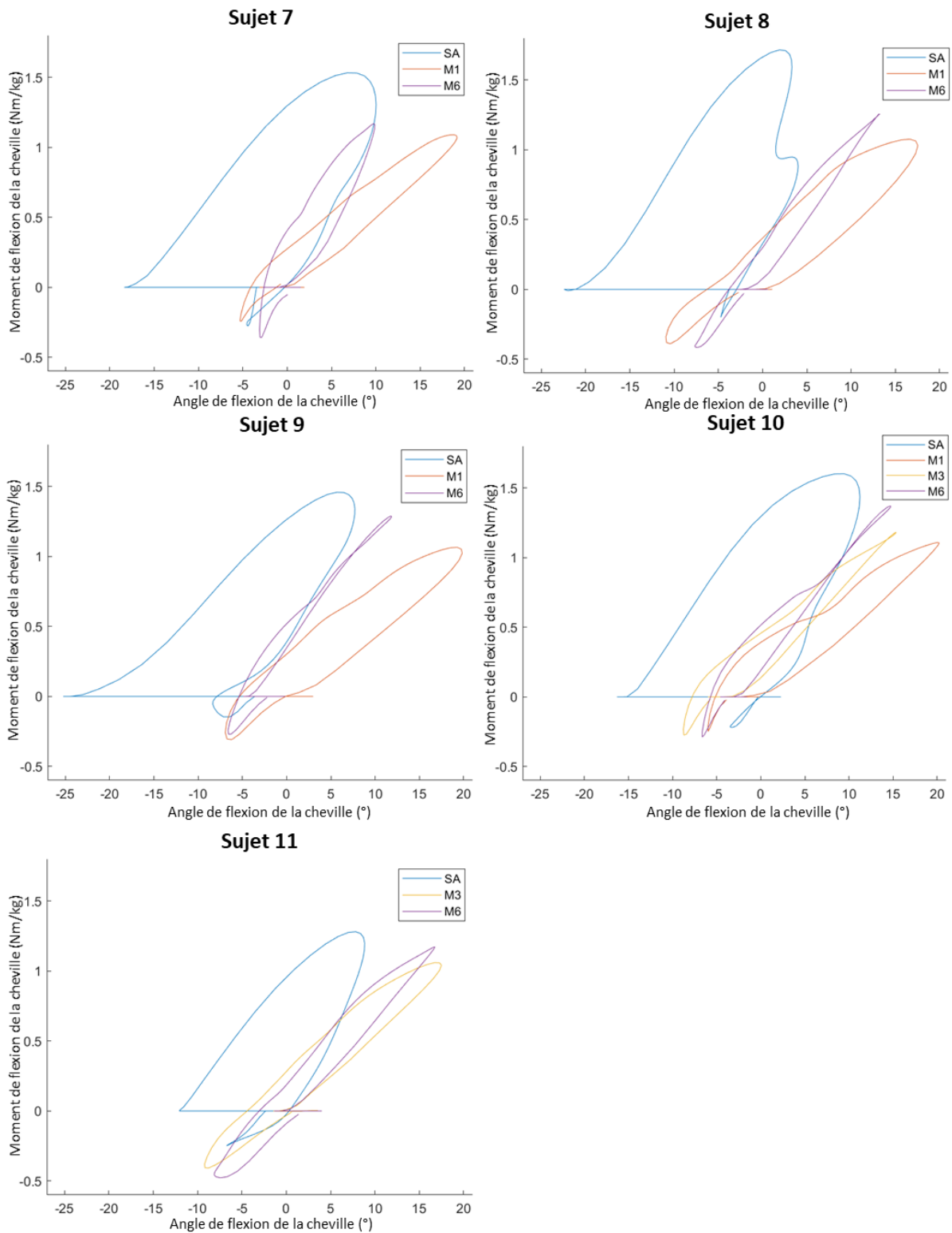


Figure 0.1: Moyenne sur chaque passage de marche du moment angulaire de la cheville en fonction de l'angle de dorsiflexion de la cheville pour chaque sujet et pour toutes les configurations

Annexe C. Moyenne et écart-type de la raideur en flexion normalisée calculée pendant la marche en fonction de la configuration

	Raideur en flexion (Nm/°/kg)			
	NE	M1	M3	M6
Moyenne	0,08	0,05	0,06	0,08
Écart-type	0,02	0,005	0,009	0,01

Tableau 0-1: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion normalisée par la masse du sujet dans les configurations NE et des prothèses Dynatrek (Proteor™) calculées durant la marche

LISTE DES FIGURES

Figure 0.1: Schéma d'une prothèse fémorale (adapté de Chevalier, 2016)	3
Figure I.1: L'installation pour la photosculpture inventée par Willème en 1859-1860 (Wikipedia) et de la topographie (Bourell et al., 2009)	8
Figure I.2: Explication du procédé de Frittage Sélectif par Laser (adapté de 3dnatives)	10
Figure I.3: Explication du procédé de Dépôt de Fil Fondu (adapté de 3dprint).....	10
Figure I.4: Explication du procédé de stéréolithographie (adapté de 3dprint)	11
Figure I.5: Définition du vocabulaire propre à l'impression par dépôt de fil fondu	12
Figure I.6: Définition des premières et dernières couches de l'impression par dépôt de fil fondu	12
Figure I.7: Explication du procédé d'ajout de support (adapté de Patel et al., 2022).....	12
Figure I.8: Procédé d'impression avec ajout de fibres longues par Markforged™ (à gauche) et Anisoprint™ (à droite).....	13
Figure I.9: Exemple de dépose concentrique (en haut) et isotropique (en bas) (Pyl et al., 2018)	14
Figure I.10: Définition des paramètres liés à l'impression par dépôt de fil fondu (adapté de Sheoran & Kumar, 2020).....	15
Figure I.11 : Porosités dans les filaments renforcés (à gauche), inhomogénéité des fibres dans les filaments renforcés (à droite) (Dickson et al., 2017)	15
Figure I.12: Ondulation des filaments renforcés lors de la dépose (à gauche) (adapté de Ichihara et al., 2023) et rupture du filament renforcé à cause de l'angle (à droite) (adapté de Goh et al., 2018).....	16
Figure I.13: Définition des différents types de fluage (François, 2008)	18
Figure I.14: Comparaison courbes élongation-contrainte du PLA, PLA Tough et ABS (adapté de Spectrum Filament, 2022).....	20
Figure I.15: Comparaison du comportement en fatigue éprouvette avec matrice en Nylon avec un remplissage de 20% triangulaire avec une dépose de filaments renforcés isotropique à 0° (adapté de Pertuz et al., 2020)	20
Figure I.16: Géométrie de l'éprouvette du test de flexion 3 points	24
Figure I.17: Géométrie de l'éprouvette du test quasi-statique et de fluage dans le cas de tests de traction et de flexion 4 points (adapté de Bois et al., 2022).....	26
Figure I.18: Placement des FR dans la configuration du Test2F. En jaune les FR et en violet le support d'impression.....	26
Figure I.19: Essai de flexion 3 points.....	27
Figure I.20: Test de traction	28
Figure I.21: Force de chargement en fonction du temps lors du test de fluage en traction (en haut à gauche), déformation de l'extensomètre en fonction du temps (en bas à gauche) et zoom sur un cycle de chargement de la courbe de déformation-temps (à droite)	29
Figure I.22: Test de flexion 4 points.....	29
Figure I.23: Modélisation de l'essai de flexion 4 points.....	30
Figure I.24: Analyse de la microstructure d'une éprouvette issue du Test1 S0/90 (en haut), Test8 S0/90 (milieu) et Test9 S0/90 (en bas)	31
Figure I.25: Paramètres géométriques des éprouvettes utilisées lors du test de flexion 3 points	32
Figure I.26: Conditions aux limites du modèle élément fini du test de flexion 3 points	34
Figure I.27: Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 lors du test de flexion 3 points, influence du paramètre bFR	37
Figure I.28: Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 du Test9 (Onyx).....	37

Figure I.29: Courbe contrainte-déformation lors du test de flexion 3 points, influence du type et du taux de remplissage	39
Figure I.30 : Courbe contrainte-déformation des échantillons dans les configurations S0/90 lors du test de flexion 3 points, influence du nombre de rings de filament renforcé	40
Figure I.31: Courbe contrainte-déformation lors du test de flexion 3 points dans la configuration S±45, comparaison entre 2 bobines d'Onyx.....	41
Figure I.32: Répartition des contraintes principales maximales (à gauche) et minimales (à droite) dans le « wall » en Onyx (en haut), dans le remplissage en Onyx (milieu) et au centre des FRFG (en bas) issus de la modélisation élément fini dans la configuration Test1 S0/90	43
Figure I.33: Test quasi-statique en traction du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)	44
Figure I.34: Test de fluage en traction du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)	45
Figure I.35: Test quasi-statique en flexion 4 points du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)	47
Figure I.36: Test de fluage en flexion 4 points du Test1 F (à gauche) et Test2 F (à droite)	47
Figure II.1: Pied SACH (Ottobock™) (à gauche) et pied à restitution d'énergie Dynacity (Proteor™) (à droite)	52
Figure II.2: Directions anatomiques, plans et axes de référence (adapté de Wikimedia Commons, 2014)	54
Figure II.3: Mouvements de l'articulation de la cheville (adapté de Tarrade, 2020).....	54
Figure II.4: Définition du repère du pied (à droite) et du tibia (à gauche)	55
Figure II.5: Repère du pied et du tibia dans le plan sagittal et définition de l'angle de flexion de la cheville (adapté de Hansen et al., 2004).....	55
Figure II.6: Définition du cycle de marche et des rôles des articulations du genou et de la cheville lors des différentes phases du cycle (Duraffourg, 2021)	56
Figure II.7: Modèle du pendule simple inversé (adapté de Winter et al., 1998) (à gauche), modèle du pendule double inversé (Colobert et al., 2006) (milieu) dans le plan sagittal et modèle musculosquelettique (Delp et al., 2007) (à droite) utilisés pour modéliser le contrôle de l'équilibre postural.....	58
Figure II.8: Polygone de sustentation d'un sujet en position debout.....	58
Figure II.9: Schéma des forces appliquées sur le pied et du moment de flexion de la cheville (adapté de Hansen, Childress, & Knox, 2004)	59
Figure II.10: Tracé de l'évolution de l'angle de flexion de la cheville (a) et du moment de flexion de la cheville (b) en fonction du pourcentage du cycle de marche et tracé de l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville et des approximations linéaires (c) (adapté de Pillet et al., 2014)	60
Figure II.11: Robot marcheur dynamique passif (McGeer, 1990b)	60
Figure II.12: (Gauche) Évolution du centre de pression exercé par le pied sur le sol et du segment du tibia dans le repère de la salle. (Droite) Évolution du centre de pression dans le repère du tibia (en noir) superposé avec le modèle du roll-over-shape (ROS) (en bleu) (adapté de Hansen, Childress, & Knox, 2004)	61
Figure II.13: Effet de l'alignement de la prothèse sur l'orientation du ROS (adapté de Hansen et al., 2000)	61
Figure II.14: Variation de la raideur de flexion du pied prothétique en faisant varier les sections (à gauche) (Klodd et al., 2010) ou la géométrie (milieu) (Fey et al., 2011) (à droite) (Adamczyk et al., 2017)	62
Figure II.15: Variation de la raideur de flexion du pied prothétique en faisant varier la position des ressorts (à gauche) (Major et al., 2014), la raideur des ressorts (à droite) (Zelik et al., 2011) ou le complexe ressort-came (Shepherd et al., 2018).....	63
Figure II.16: Modèle musculosquelettique d'une personne amputée transtibiale (Fey et al., 2013) ..	65

Figure II.17: Stratégie de la cheville, du pas, de la hanche et combinaison des articulations (adapté de Johannsen et al., 2017)	67
Figure II.18: Déplacement du CdP et ellipse de confiance dans le cas de la situation debout et assise (Clavel et al., 2017)	69
Figure II.19: Déplacement du centre de pression dans les différentes directions lors d'un test LOS (Clark & Zernicke, 1981)	69
Figure II.20: Modèle du pendule simple inversé dans le plan sagittal (adapté de Winter et al., 2001)	70
Figure II.21: Énergie potentielle totale d'un pendule simple inversé avec un ressort de torsion en fonction de la raideur du ressort pour une masse de 71 kg avec une longueur de tige de 1m	71
Figure II.22: Paramètres utilisés pour modéliser la raideur de flexion en fonction du rayon du roll-over shape (ROS) (adapté de Hansen & Wang, 2010)	74
Figure II.23: Roll-over shape lors de la marche (vert), de l'oscillation antéro-postérieure (rouge) et de la position statique (noir) (à gauche) et diagramme en boîte du rayon du Roll-over shape normalisé par la taille du sujet pour la marche et l'oscillation antéro-postérieure (à droite) (adapté de Hansen & Wang, 2010)	74
Figure II.24: Courbe de l'évolution du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville adapté du modèle ci-dessus pour un sujet de 71 kg avec une longueur de jambe de 1 m (adapté de Hansen & Wang, 2010)	75
Figure II.25: Prothèse Dynatrek (Proteor™, 2023)	78
Figure II.26: Test ROS et position des marqueurs réels et virtuels	79
Figure II.27: Pied ROS imprimé en PLA Tough	80
Figure II.28: Simulateur de prothèse	81
Figure II.29: Set de marqueur utilisé pour cette étude (adapté de Duraffourg, 2021)	82
Figure II.30: Définition du repère global du CdP dans le plan transverse	84
Figure II.31: Exemple d'ellipse de confiance à 95% du CdP global filtré exprimé dans le repère global du CdP	85
Figure II.32: Exemple de traitement du test LOS	85
Figure II.33: Moyenne sur les sujets du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville pour toutes les situations	86
Figure II.34: Raideur en flexion de la prothèse normalisée par la raideur critique en fonction de la masse totale des sujets	88
Figure II.35: AP range normalisée par la hauteur du centre de masse en fonction de la raideur normalisée par la valeur critique dans les conditions YO (gauche) et YF (droite) des prothèses Dynatrek™	91
Figure III.1: De gauche à droite ; orthèse de cheville (Piro™), manchon prothétique (Augo™) et pied prothétique enfant (Mecuris™) issus de FA	96
Figure III.2: Configuration initiale des méthodes d'essais dans le cas des tests de résistance à la charge et à la rupture (adapté de EN ISO 10328, 2006)	100
Figure III.3 : Exemple de courbe de la force appliquée sur la prothèse en fonction du déplacement de la prothèse (adapté de AOPA, 2010)	102
Figure III.4: Modèle élément fini des tests de résistance à la charge, déplacement imposé de la plaque (à gauche) (adapté de Tabucol et al., 2021) et application d'une force (à droite) (Vijayan et al., 2020)	105
Figure III.5: Modèle EF du test de résistance à la fatigue défini par la norme EN ISO 22675 (Tryggvason et al., 2020)	105
Figure III.6: Exemple d'optimisation topologique (Tao et al., 2017)	106

Figure III.7: Comparaison entre le modèle élément fini et le modèle expérimental lors d'un test de résistance à la rupture au niveau du talon (adapté de Rochlitz & Pammer, 2017).....	107
Figure III.8: Prototype de pied prothétique avec un simulateur de prothèse (Kamel et al., 2020; Yap & Renda, 2015)	108
Figure III.9: Utilisation de la fabrication additive pour faire varier la raideur sans modifier la structure des pieds prothétiques (adapté de Fey et al., 2011)	108
Figure III.10: Prothèses de natation (ADEPA), de course (Handisport-nature) et de vélo (OPR)	111
Figure III.11: Démarche de conception générale du prototype de pied développé dans cette étude	113
Figure III.12: Schéma du prototype de pied.....	114
Figure III.13: Schéma d'un essai de flexion simple	115
Figure III.14: Exemple de pied prothétique en J (à gauche) et en C (à droite) (adapté de Zagoya-López et al., 2021)	116
Figure III.15: Prototype de pied prothétique, version V0 (à gauche) et V1 (à droite)	116
Figure III.16: Paramètres d'impression par dépôt de fil fondu sans renfort (à gauche) et avec renforts (à droite)	117
Figure III.17: Test de résistance à la charge avec un appui talon (à gauche) et un appui avant-pied (à droite)	118
Figure III.18: Banc de test de résistance à la fatigue de prototype de pied enfant.....	119
Figure III.19: Principe du banc de test de résistance à la fatigue lors de la marche (à gauche) (Duraffourg, 2021) et banc de test de résistance à la fatigue lors de la marche développé par Proteor™ (à droite) (L'Usine Nouvelle)	120
Figure III.20: Conditions aux limites et maillage lors des tests de résistance à la charge avec un appui talon (à gauche) et un appui avant-pied (à droite).....	121
Figure III.21: Influence de l'orientation de l'appui avant sur le prototype R en PLA Tough issue de la simulation EF.....	126
Figure III.22: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) lors des 3 derniers paliers de chargement à 200 N	126
Figure III.23: Localisation de la rupture lors du test de résistance à la fatigue après 23 000 cycles du prototype R en PLA Tough	127
Figure III.24: Déformation résiduelle du prototype R en Onyx.....	127
Figure III.25: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R imprimé en Onyx dans le cas d'un appui à l'avant-pied suite au test de résistance à la fatigue	128
Figure III.26: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype R imprimé en Onyx + FRFG dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) suite au test de résistance à la fatigue	128
Figure III.27: Virage Frontside (à gauche) et virage backside (à droite) (BIC Surfboards)	131
Figure III.28: Genou prothétique Easy Ride (Proteor™).....	131
Figure III.29: Prototype S amélioré	132
Figure III.30: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype S dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) ..	133
Figure III.31: Contrainte maximale principale (en haut) et minimale principale (en bas) du prototype S imprimé en PLA Tough lors d'un essai de résistance à la charge avec un appui avant (à gauche) et talon (à droite) sous un chargement à 1230	133

Figure III.32: Courbe de la force appliquée sur le prototype en fonction du déplacement de la traverse dans le cas du prototype S dans le cas d'un appui à l'avant-pied (à gauche) et au talon (à droite) suite au test de résistance à la fatigue	134
Figure III.33: ROS et approximation par une portion d'arc de cercle du roll-over shape du prototype S et des prothèses Dynatrek de module M1, M3 et M6	135
Figure III.34: Moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville dans le cas du sujet 1 dans la configuration Proto S et comparaison avec les moyennes sur l'ensemble des sujets de l'étude définie lors de la Section I.3.2.3. du moment en fonction de l'angle de flexion de la cheville pour toutes les situations.....	136
Figure III.35 : AP range normalisée par la hauteur du centre de masse en fonction de la raideur normalisée par la valeur critique dans les conditions yeux ouverts (gauche) et yeux fermés (droite) du Proto S et comparaison avec les prothèses Dynatrek de module M1, M3 et M6	137
Figure III.36: Position de référence, virage frontside et virage backside avec le prototype S	138
Figure 0.1: Moyenne sur chaque passage de marche du moment angulaire de la cheville en fonction de l'angle de dorsiflexion de la cheville pour chaque sujet et pour toutes les configurations	149

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I-1: Influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques en flexion	17
Tableau I-2: Prix et propriétés en flexion des thermoplastiques proposés par Markforged™	23
Tableau I-3: Prix et propriétés en flexion des filaments renforcés proposés par Markforged™	23
Tableau I-4: Plan d'expérience des essais de caractérisation de l'influence de la fraction volumique et du placement des filaments renforcés sur les propriétés mécaniques en flexion lors d'un essai quasi-statique de flexion 3 points	25
Tableau I-5: Plan d'expérience des essais de caractérisation des mécanismes d'endommagement ..	26
Tableau I-6: Propriétés matériaux utilisées dans les simulations EF	34
Tableau I-7: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) du taux de porosité (V_{por}) et du module de flexion ($E_f, exp, 3pts$) de chaque échantillon pour chaque test.....	36
Tableau I-8: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) du module de flexion de chaque échantillon pour le Test2, 6 et 10 dans la configuration S0/90	40
Tableau I-9: Moyenne, écart-type et coefficient de variation (CV) de E_{exp} de chaque échantillon pour le Test9 dans la configuration S±45	41
Tableau I-10: Valeurs du module de flexion analytique, obtenu par simulation élément fini (EF) et de la moyenne expérimentale pour la configuration S0/90. Erreur relative entre les valeurs analytiques et obtenues par simulation et entre les valeurs expérimentales et obtenues par simulation	42
Tableau I-11: Valeurs des contraintes maximales dans les différentes parties de l'éprouvette dans la configuration Test1 calculées analytiquement et issues de la simulation éléments finis	42
Tableau I-12: Déformation lors de l'essai de fluage en traction pour chaque palier du Test1 F (Onyx)	45
Tableau I-13: Déformation lors de l'essai de fluage en traction pour chaque palier du Test2 F (Onyx + FRFG)	45
Tableau I-14: Déformation lors de l'essai de fluage en flexion 4 points pour chaque palier du Test1 F (Onyx)	48
Tableau I-15: Déformation lors de l'essai de fluage en flexion 4 points pour chaque palier du Test2 F (Onyx + FRFG)	48
Tableau II-1: Synthèse de l'influence de la raideur de flexion du pied prothétique sur les paramètres cinématiques et dynamiques	66
Tableau II-2: Synthèse des articles traitant de la stabilité posturale	73
Tableau II-3: Choix du module en fonction de la masse et de l'activité du patient (Proteor™, 2023) ..	78
Tableau II-4: Caractéristique des sujets de l'étude préliminaire sur l'influence du pied ROS sur la stabilité posturale statique des utilisateurs	80
Tableau II-5: Caractéristiques des sujets de l'étude sur l'influence de la raideur du pied prothétique sur la stabilité posturale statique des utilisateurs	81
Tableau II-6: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion des prothèses Dynatrek (Proteor™) calculée par la méthode de Curtze et al. (Curtze et al., 2009)	87
Tableau II-7 : Moyenne et écart-type de la raideur en flexion de sujets NE et des prothèses Dynatrek (Proteor™), calculées durant la marche	87
Tableau II-8: Moyenne (écart-type) de l'AP range et du ML range en % de la hauteur du centre de masse et de θ_{ell} en fonction de la configuration et de la situation dans le cas de l'étude préliminaire sur l'influence du pied ROS sur la stabilité posturale statique	90
Tableau II-9: Moyenne (écart-type) de l'AP range et du ML range en % de la hauteur du centre de masse, de θ_{ell} et de l'amplitude de 95% des valeurs ($2 \times$ écarts-types) des angles de cheville, genou et	

hanche en fonction de la configuration et de la situation dans le cas de l'étude sur l'influence de la raideur des pieds prothétiques sur la stabilité posturale statique.....	90
Tableau II-10: Déplacement du centre de pression dans la direction antéro-postérieure et médio-latérale en % du déplacement obtenu dans la situation NE (sujet pied nu) en fonction de la situation dans le cas d'un test LOS.....	93
Tableau III-1: Exigence et méthodes d'essai en fonction de la catégorie de résistance du test permettant d'évaluer le comportement mécanique des prothèses de membre inférieur (adapté de EN ISO 10328, 2006).....	99
Tableau III-2: 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 EN ISO 10328, 2006)	100
Tableau III-3: 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 EN ISO 10328, 2006)	101
Tableau III-4: 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 EN ISO 22675, 2016)	101
Tableau III-5: Classification de l'avant-pied d'un pied prothétique à restitution d'énergie (AOPA, 2010)	103
Tableau III-6: Classification du talon d'un pied prothétique à restitution d'énergie (AOPA, 2010) ...	103
Tableau III-7: État de l'art des pieds prothétiques issus de fabrication additive.....	109
Tableau III-8 : Longueur, largeur et hauteur des prototypes S et R	114
Tableau III-9 : Valeur des flèches des poutres modélisant l'avant-pied et le talon dans le cas du prototype S et du prototype R.....	114
Tableau III-10: Valeur des épaisseurs maximale des lames avant et talon dans le cas du prototype S et du prototype R.....	115
Tableau III-11 : Valeur des épaisseurs minimale des lames avant et talon dans le cas du prototype S et du prototype R.....	116
Tableau III-12: Prix et propriétés en flexion du PLA Tough, PLA et ABS (Ultimaker).....	117
Tableau III-13: Courbe de la force appliquée sur le Prototype R en fonction du déplacement de la traverse	122
Tableau III-14: Répartition des contraintes principales et valeurs des maximums et minimums des Prototypes R dans le cas d'un chargement à l'avant-pied et au talon	125
Tableau III-15: Répartition des contraintes principales et valeurs des maximums et minimums des prototypes R dans le cas d'un chargement à l'avant-pied et au talon de 200 N.....	130
Tableau III-16: Caractéristiques du sujet ayant testé le prototype S.....	134
Tableau III-17: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion du prototype S calculée par la méthode de Curtze et al. (Curtze et al., 2009)	135
Tableau III-18: Rayon de la portion d'arc cercle approximant le roll-over shape normalisé par une longueur de jambe de 1m.....	135
Tableau III-19 : AP range et ML range en % de la hauteur du centre de masse et θ_{ell} du sujet 1 dans les configurations NE, M3 et Proto S	136
Tableau 0-1: Moyenne et écart-type de la raideur en flexion normalisée par la masse du sujet dans les configurations NE et des prothèses Dynatrek (Proteor™) calculées durant la marche	150

REFERENCES

- Académie Nationale de Médecine. (2023). *Dictionnaire de l'Académie Nationale de Médecine*. <http://dictionnaire.academie-medecine.fr/>
- Adamczyk, P. G., Collins, S. H., & Kuo, A. D. (2006). The advantages of a rolling foot in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 209(20), 3953–3963. <https://doi.org/10.1242/jeb.02455>
- Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2013). Mechanical and energetic consequences of rolling foot shape in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 216(14), 2722–2731. <https://doi.org/10.1242/jeb.082347>
- Adamczyk, P. G., Roland, M., & Hahn, M. E. (2017). Sensitivity of biomechanical outcomes to independent variations of hindfoot and forefoot stiffness in foot prostheses. *Human Movement Science*, 54, 154–171. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.04.005>
- ADEPA. (2018). *Association de Défense et d'Etude des Personnes Amputées (ADEPA)*.
- Afroze, M. F., Masood, S. H., Iovenitti, P., Nikzad, M., & Sbarski, I. (2016). Effects of part build orientations on fatigue behaviour of FDM-processed PLA material. *Progress in Additive Manufacturing*, 1(1–2), 21–28. <https://doi.org/10.1007/s40964-015-0002-3>
- Al Rashid, A., & Koç, M. (2021). Creep and Recovery Behavior of Continuous Fiber-Reinforced 3DP Composites. *Polymers*, 13(10), 1644. <https://doi.org/10.3390/polym13101644>
- Albertsen, I. M., Ghédira, M., Gracies, J.-M., & Hutin, É. (2017). Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27–33. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.005>
- Alqahtani, M. S., Al-Tamimi, A., Almeida, H., Cooper, G., & Bartolo, P. (2020). A review on the use of additive manufacturing to produce lower limb orthoses. *Progress in Additive Manufacturing*, 5(2), 85–94. <https://doi.org/10.1007/s40964-019-00104-7>
- Ansari, A. A., & Kamil, M. (2021). Effect of print speed and extrusion temperature on properties of 3D printed PLA using fused deposition modeling process. *Materials Today: Proceedings*, 45, 5462–5468. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.02.137>
- Ansari, A. A., & Kamil, M. (2022). Investigation of flexural properties in 3D printed continuous fiber-reinforced polymer composites. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1248(1), 012070. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1248/1/012070>
- AOPA. (2010). *AOPA's prosthetic foot project*. American Orthotic and Prosthetic Association.
- Araya-Calvo, M., López-Gómez, I., Chamberlain-Simon, N., León-Salazar, J. L., Guillén-Girón, T., Corrales-Cordero, J. S., & Sánchez-Brenes, O. (2018). Evaluation of compressive and flexural properties of continuous fiber fabrication additive manufacturing technology. *Additive Manufacturing*, 22, 157–164. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.05.007>
- Arifin, N., Osman, N. A. A., & Ali, S. (2014). The effects of prosthetic foot type and visual alteration on postural steadiness in below-knee amputees. *BioMedical Engineering OnLine*, 10.
- ASTM International. (2012). *ASTM F2792-12A, Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies*.

- AZO Materials. (2001, August). *E-Glass Fibre*. <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=764>
- Barnett, C. T., Vanicek, N., & Polman, R. C. J. (2013). Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. *Gait & Posture*, 37(3), 319–325. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.023>
- Bendsøe, M. P., & Sigmund, O. (2004). *Topology Optimization*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-05086-6>
- Blok, L. G., Longana, M. L., Yu, H., & Woods, B. K. S. (2018). An investigation into 3D printing of fibre reinforced thermoplastic composites. *Additive Manufacturing*, 22, 176–186. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.04.039>
- Bois, C., Hochard, C., Lahellec, N., & Montagnier, O. (2022). Failure of composite laminates under fatigue loading: A focus on the effect of matrix damage on residual strength. *Composites Meet Sustainability – Proceedings of the 20th European Conference on Composite Materials*.
- Bonnet, X. (2009). *Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur* [Thèse].
- Borg, F. G., & Laxåback, G. (2010). Entropy of balance—Some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 38. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-38>
- Borg, J., & Östergren, P.-O. (2015). Users' perspectives on the provision of assistive technologies in Bangladesh: Awareness, providers, costs and barriers. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(4), 301–308. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.974221>
- Bourell, D. L., Beaman, J. J., Leu, M. C., & Rosen, D. W. (2009). A Brief History of Additive Manufacturing and the 2009 Roadmap for Additive Manufacturing: Looking Back and Looking Ahead. *Workshop On Rapid Technologies*.
- Brooks, H., Tyas, D., & Molony, S. (2017). Tensile and fatigue failure of 3D printed parts with continuous fibre reinforcement. *International Journal of Rapid Manufacturing*, 6(2/3), 97. <https://doi.org/10.1504/IJRAPIDM.2017.082152>
- Buckley, J. G., O'Driscoll, D., & Bennett, S. J. (2002). Postural Sway and Active Balance Performance in Highly Active Lower-Limb Amputees: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(1), 13–20. <https://doi.org/10.1097/00002060-200201000-00004>
- 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(14), 2384. <https://doi.org/10.3390/polym13142384>
- Butowicz, C. M., Yoder, A. J., Farrokhi, S., Mazzone, B., & Hendershot, B. D. (2021). Lower limb joint-specific contributions to standing postural sway in persons with unilateral lower limb loss. *Gait & Posture*, 89, 109–114. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.020>
- Camargo, E. J. de, Moreschi, E., Baseggio, W., Cury, J. A., & Pascotto, R. C. (2009). Composite depth of cure using four polymerization techniques. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5), 446–450. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572009000500018>
- Campbell, T., Williams, C., Ivanova, O., & Garrett, B. (2011). Could 3D Printing Change the World? Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing. *Atlantic Council*.

- Catapano, A., Montemurro, M., Balcou, J.-A., & Panettieri, E. (2019). Rapid Prototyping of Variable Angle-Tow Composites. *Aerotecnica Missili & Spazio*, 98(4), 257–271. <https://doi.org/10.1007/s42496-019-00019-0>
- Chabaud, G., Castro, M., Denoual, C., & Le Duigou, A. (2019). Hygromechanical properties of 3D printed continuous carbon and glass fibre reinforced polyamide composite for outdoor structural applications. *Additive Manufacturing*, 26, 94–105. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.01.005>
- Chadha, A., Ul Haq, M. I., Raina, A., Singh, R. R., Penumarti, N. B., & Bishnoi, M. S. (2019). Effect of fused deposition modelling process parameters on mechanical properties of 3D printed parts. *World Journal of Engineering*, 16(4), 550–559. <https://doi.org/10.1108/WJE-09-2018-0329>
- Chen, A. Y., Baehr, S., Turner, A., Zhang, Z., & Gu, G. X. (2021). Carbon-fiber reinforced polymer composites: A comparison of manufacturing methods on mechanical properties. *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture*, 4(4), 468–479. <https://doi.org/10.1016/j.ijlmm.2021.04.001>
- 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*.
- Cima, M., & Cornie, J. (1990). Three-Dimensional Printing: Rapid Tooling and Prototypes Directly from a CAD Model. *Annals of the CIRP*, 39(1).
- Clark, L. A., & Zernicke, R. F. (1981). Balance in lower limb child amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 5(1), 11–18. <https://doi.org/10.3109/03093648109146223>
- Clavel, L., Attali, V., Jacq, O., Nierat, Mc., Similowski, T., Rouch, P., & Sandoz, B. (2017). Breathing through a spirometer perturbs balance. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), S41–S42. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382851>
- Colobert, B., Crétual, A., Allard, P., & Delamarche, P. (2006). Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 427–434. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.003>
- Curtze, C., Hof, A. L., Postema, K., & Otten, B. (2012). The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees. *Gait & Posture*, 36(2), 276–281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.010>
- 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(11), 1746–1753. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.009>
- Dahmani, L., Khennane, A., & Kaci, S. (2010). Crack identification in reinforced concrete beams using ANSYS software. *Strength of Materials*, 42(2), 232–240. <https://doi.org/10.1007/s11223-010-9212-6>
- Dantas, F., Couling, K., & Gibbons, G. J. (2020). Long-fibre reinforced polymer composites by 3D printing: Influence of nature of reinforcement and processing parameters on mechanical performance. *Functional Composite Materials*, 1(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s42252-020-00010-0>
- De Joannis, P., Quentin, F., Aubourg, R., & Collignon, C. (2021). Parcours du dispositif médical en France. *Haute Autorité de Santé (HAS)*.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 54(11), 1940–1950.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

Dichgans, J., Mauritz, K. H., Allum, J. H., & Brandt, T. (1976). Postural sway in normals and atactic patients: Analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 17(C Spec No), 15–24.

Dickson, A. N., Barry, J. N., McDonnell, K. A., & Dowling, D. P. (2017). Fabrication of continuous carbon, glass and Kevlar fibre reinforced polymer composites using additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 16, 146–152. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.06.004>

Duraffourg, C. (2021). *Adaptation en temps réel d'un système prothétique pour personnes amputées transfémorales* [Thèse].

Eftekhari, M., & Fatemi, A. (2015). Tensile, creep and fatigue behaviours of short fibre reinforced polymer composites at elevated temperatures: A literature survey: Short Fibre Reinforced Polymer Composites at Elevated Temperatures. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, 38(12), 1395–1418. <https://doi.org/10.1111/ffe.12363>

EN ISO 10328. (2006). Prothèses—Essais portant sur la structure des prothèses de membres inférieurs—Exigences et méthodes d'essai. *AFNOR*.

EN ISO 14125. (1998). Fibre-reinforced plastic composites – Determination of flexural properties. *AFNOR*.

EN ISO 14971. (2019). Dispositifs médicaux—Application de la gestion des risques aux dispositifs médicaux. *AFNOR*.

EN ISO 22523. (2006). Prothèses de membre externes et orthèses externes: Exigences et méthodes d'essai. *AFNOR*.

EN ISO 22675. (2016). Prothèses—Essais d'articulations cheville-pied et unités de pied—Exigences et méthodes d'essai. *AFNOR*.

Ezeh, O. H., & Susmel, L. (2019). Fatigue strength of additively manufactured polylactide (PLA): Effect of raster angle and non-zero mean stresses. *International Journal of Fatigue*, 126, 319–326. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2019.05.014>

Ferreira, I. J. (2019). Design and Manufacture of a Customized Prosthetic Foot. *ULisboa*.

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(10), 1025–1032. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.06.007>

Fey, N. P., Klute, G. K., & Neptune, R. R. (2013). Altering prosthetic foot stiffness influences foot and muscle function during below-knee amputee walking: A modeling and simulation analysis. *Journal of Biomechanics*, 46(4), 637–644. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.051>

FFS. (2023, September). Composition de l'équipe de France pour les Mondiaux de para surf 2023. *Parasurf*.

Firesmith, D. (2013). Carnegie Mellon University—Software Engineering Institute Blogs—Using V Models for Testing. *Insights.Sei.Cmu.Edu*.

François, D. (2008). *Structural Components: Mechanical Tests and Behavioral Laws* (Wiley-ISTE).

Gaweł, A., Kuciel, S., Liber-Kneć, A., & Mierzwiński, D. (2023). Examination of Low-Cyclic Fatigue Tests and Poisson's Ratio Depending on the Different Infill Density of Polylactide (PLA) Produced by the Fused Deposition Modeling Method. *Polymers*, 15(7), 1651. <https://doi.org/10.3390/polym15071651>

Ghebretinsae, F., Mikkelsen, O., & Akessa, A. D. (2019). Strength analysis of 3D printed carbon fibre reinforced thermoplastic using experimental and numerical methods. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 700(1), 012024. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/700/1/012024>

Giri, J., Chiwande, A., Gupta, Y., Mahatme, C., & Giri, P. (2021). Effect of process parameters on mechanical properties of 3d printed samples using FDM process. *Materials Today: Proceedings*, 47, 5856–5861. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.04.283>

Goh, G. D., Dikshit, V., Nagalingam, A. P., Goh, G. L., Agarwala, S., Sing, S. L., Wei, J., & Yeong, W. Y. (2018). Characterization of mechanical properties and fracture mode of additively manufactured carbon fiber and glass fiber reinforced thermoplastics. *Materials & Design*, 137, 79–89. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.10.021>

Gomez-Gras, G., Jerez-Mesa, R., Travieso-Rodriguez, J. A., & Lluma-Fuentes, J. (2018). Fatigue performance of fused filament fabrication PLA specimens. *Materials & Design*, 140, 278–285. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.11.072>

Groothuis, A., & Houdijk, H. (2019). The Effect of Prosthetic Alignment on Prosthetic and Total Leg Stiffness While Running With Simulated Running-Specific Prostheses. *Frontiers in Sports and Active Living*, 1, 16. <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fspor.2019.00016/full>

Guzelbulut, C., Suzuki, K., Shimono, S., & Hobara, H. (2020). Shape Optimization of Running Specific Prosthesis Based on Force-Displacement Characteristics. *The 13th Conference of the International Sports Engineering Association*, 7. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049007>

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. 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*, 9.

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(3), 205–215. <https://doi.org/10.1080/03093640008726549>

Hansen, A. H., Childress, D. S., & Knox, E. H. (2004). Roll-over shapes of human locomotor systems: Effects of walking speed. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 407–414. <https://doi.org/DOI 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.001>

Hansen, A. H., Childress, D. S., Miff, S. C., Gard, S. A., & Mesplay, K. P. (2004). The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1467–1474. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.017>

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(2), 181–184. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.014>

- Hansen, A., & Starker, F. (2018). Prosthetic Foot Principles and Their Influence on Gait. In *Handbook of Human Motion* (pp. 1343–1357). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_74
- Hansen, Andrew H., Childress, D. S., Miff, S. C., Gard, S. A., & Mesplay, K. P. (2004). The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1467–1474. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.017>
- 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. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 148. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0621-x>
- Hermodsson, Y., Ekdahl, C., Person, B. M., & Roxendal, G. (1994). Standing balance in trans-tibia1amputees following vascular disease or trauma: A comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 9.
- Honert, E. C., Bastas, G., & Zelik, K. E. (2018). Effect of toe joint stiffness and toe shape on walking biomechanics. *Bioinspiration & Biomimetics*, 13(6), 066007. <https://doi.org/10.1088/1748-3190/aadf46>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Hu, M., He, Y., Hisano, G., Hobara, H., & Kobayashi, T. (2023). Coordination of Lower Limb during Gait in Individuals with Unilateral Transfemoral Amputation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 1–1. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3316749>
- Hull, C., Feygin, M., Baron, Y., Sanders, R., Sachs, E., Lightman, A., & Wohlers, T. (1995). Rapid prototyping: Current technology and future potential. *Rapid Prototyping Journal*, 11_19.
- Ichihara, N., Ueda, M., Kajiwar, K., Le Duigou, A., & Castro, M. (2023). 3D printing with tension and compaction: Prevention of fiber waviness in 3D-printed continuous carbon fiber–reinforced thermoplastics. *Advanced Composite Materials*, 1–11. <https://doi.org/10.1080/09243046.2023.2260233>
- Imeri, A., Fidan, I., Allen, M., Wilson, D. A., & Canfield, S. (2018). Fatigue analysis of the fiber reinforced additively manufactured objects. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 98(9–12), 2717–2724. <https://doi.org/10.1007/s00170-018-2398-7>
- Jaisingh Sheoran, A., & Kumar, H. (2020). Fused Deposition modeling process parameters optimization and effect on mechanical properties and part quality: Review and reflection on present research. *Materials Today: Proceedings*, 21, 1659–1672. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.11.296>
- Jerez-Mesa, R., Travieso-Rodriguez, J. A., Llumà-Fuentes, J., Gomez-Gras, G., & Puig, D. (2017). Fatigue lifespan study of PLA parts obtained by additive manufacturing. *Procedia Manufacturing*, 13, 872–879. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2017.09.146>
- Jin, Y., Plott, J., Chen, R., Wensman, J., & Shih, A. (2015). Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses – A Review. *Procedia CIRP*, 36, 199–204. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.02.125>
- Johannsen, L., Coward, S. R. L., Martin, G. R., Wing, A. M., Casteren, A. van, Sellers, W. I., Ennos, A. R., Crompton, R. H., & Thorpe, S. K. S. (2017). Human bipedal instability in tree canopy environments is

reduced by “light touch” fingertip support. *Scientific Reports*, 7(1), 1135. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-01265-7>

Kabir, S. M. F., Mathur, K., & Seyam, A.-F. M. (2021). Impact resistance and failure mechanism of 3D printed continuous fiber-reinforced cellular composites. *The Journal of The Textile Institute*, 112(5), 752–766. <https://doi.org/10.1080/00405000.2020.1778223>

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(2), 021103. <https://doi.org/10.1115/1.4046319>

Kang, H.-W., Lee, S. J., Ko, I. K., Kengla, C., Yoo, J. J., & Atala, A. (2016). A 3D bioprinting system to produce human-scale tissue constructs with structural integrity. *Nature Biotechnology*, 34(3), 312–319. <https://doi.org/10.1038/nbt.3413>

Klodd, E., Hansen, A., Fatone, S., & Edwards, M. (2010). Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(9), 899. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2009.10.0166>

Koehler-McNicholas, S. R., Savvas Slater, B. C., Koester, K., Nickel, E. A., Ferguson, J. E., & Hansen, A. H. (2018). Bimodal ankle-foot prosthesis for enhanced standing stability. *PLOS ONE*, 13(9), e0204512. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204512>

Kolarova, B., Janura, M., Svoboda, Z., & Elfmark, M. (2013). Limits of Stability in Persons With Transtibial Amputation With Respect to Prosthetic Alignment Alterations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2234–2240. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.05.019>

Koprnický, J., Šafka, J., & Ackermann, M. (2018). Using of 3D Printing Technology in Low Cost Prosthetics. *Materials Science Forum*, 919, 199–206. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.919.199>

Korkees, F., Allenby, J., & Dorrington, P. (2020). 3D printing of composites: Design parameters and flexural performance. *Rapid Prototyping Journal*, 26(4), 699–706. <https://doi.org/10.1108/RPJ-07-2019-0188>

Ku, P. X., Abu Osman, N. A., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & Posture*, 39(2), 672–682. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.006>

Kudelski, R., Cieslik, J., Kulpa, M., Dudek, P., Zagorski, K., & Rumin, R. (2017). Comparison of cost, material and time usage in FDM and SLS 3D printing methods. *2017 XIIIth International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH)*, 12–14. <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2017.7937521>

Lee, H., Lim, C. H. J., Low, M. J., Tham, N., Murukeshan, V. M., & Kim, Y.-J. (2017). Lasers in additive manufacturing: A review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, 4(3), 307–322. <https://doi.org/10.1007/s40684-017-0037-7>

Lestrade, K., Guérard, S., Lanusse, P., & Viot, P. (2015). Biomechanics of surfing: Development and validation of an instrumented surfboard to measure surfboard kinetics. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*.

Linde, H. van der, Hofstad, C. J., Geurts, A. C. H., Postema, K., Geertzen, J. H. B., & Limbeek, J. van. (2004). A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human

functioning with a lower-limb prosthesis. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(4), 555. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.06.0102>

Louessard, A., Bonnet, X., Catapano, A., & Pillet, H. (2022). Quantification of the Influence of Prosthetic Ankle Stiffness on Static Balance Using Lower Limb Prosthetic Simulators. *Prosthesis*, 4(4), 636–647. <https://doi.org/10.3390/prosthesis4040051>

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(1), 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.012>

Major, M. J., Twiste, M., Kenney, L. P. J., & Howard, D. (2016). The effects of prosthetic ankle stiffness on stability of gait in people with transtibial amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 53(6), 839–852. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2015.08.0148>

Makershop3D. (2023).

Markforged. (2022). *Material Datasheet Composites*. <https://www-objects.markforged.com/craft/materials/CompositesV5.2.pdf>

Martulli, L. M., Sala, R., Rollo, G., Kostovic, M., Lavorgna, M., Sorrentino, A., Gruppioni, E., & Bernasconi, A. (2023). Preliminary Stiffness-Driven Redesign of a Laminated Prosthetic Component Using Additive Manufacturing. *Polymers*, 15(2), 346. <https://doi.org/10.3390/polym15020346>

Mathur, K., Kabir, S. M. F., & Seyam, A.-F. M. (2022). Tensile properties of 3D printed continuous fiberglass reinforced cellular composites. *The Journal of The Textile Institute*, 113(1), 60–69. <https://doi.org/10.1080/00405000.2020.1863567>

McDonough, W. G., Hunston, D. L., & Dunkers, J. P. (2015). *ASTM D3171-15: Test Method for Constituent Content of Composite Materials*.

McGeer, T. (1990a). Passive walking with knees. *International Journal of Robotics Research*.

McGeer, T. (1990b). Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, 9(2), 62–82. <https://doi.org/10.1177/027836499000900206>

Mei, H., Ali, Z., Ali, I., & Cheng, L. (2019). Tailoring strength and modulus by 3D printing different continuous fibers and filled structures into composites. *Advanced Composites and Hybrid Materials*, 2(2), 312–319. <https://doi.org/10.1007/s42114-019-00087-7>

Melenka, G. W., Cheung, B. K. O., Schofield, J. S., Dawson, M. R., & Carey, J. P. (2016). Evaluation and prediction of the tensile properties of continuous fiber-reinforced 3D printed structures. *Composite Structures*, 153, 866–875. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2016.07.018>

Miyanaji, H., Momenzadeh, N., & Yang, L. (2018). Effect of printing speed on quality of printed parts in Binder Jetting Process. *Additive Manufacturing*, 20, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.12.008>

Modan, M., Peles, E., Halkin, H., Nitzan, H., Azaria, M., Gitel, S., Dolfen, D., & Modan, B. (1998). Increased cardiovascular disease mortality rates in traumatic lower limb amputees. *The American Journal of Cardiology*, 82(10), 1242–1247. [https://doi.org/10.1016/S0002-9149\(98\)00601-8](https://doi.org/10.1016/S0002-9149(98)00601-8)

- Mohammadizadeh, M., Fidan, I., Allen, M., & Imeri, A. (2018). Creep behavior analysis of additively manufactured fiber-reinforced components. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 99(5–8), 1225–1234. <https://doi.org/10.1007/s00170-018-2539-z>
- Mohammadizadeh, M., Imeri, A., Fidan, I., & Elkelany, M. (2019). 3D printed fiber reinforced polymer composites—Structural analysis. *Composites Part B: Engineering*, 175, 107112. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2019.107112>
- Mohieldin, A. H. A., Chidambaram, A., Sabapathivinayagam, R., & Al Busairi, W. (2010). Quantitative Assessment of Postural Stability and Balance Between Persons with Lower Limb Amputation and Normal Subjects by using Dynamic Posturography. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, 3(2), 138–143. <https://doi.org/10.3889/MJMS.1857-5773.2010.0095>
- Molina-Rueda, F., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Cuesta-Gómez, A., Miangolarra-Page, J. C., & Alguacil-Diego, I. M. (2017). Limits of stability in patients with vascular (due to diabetes) and nonvascular unilateral transtibial amputation: A cross-sectional study. *International Journal of Rehabilitation Research*, 40(3), 227–231. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000240>
- Nadollek, H., Brauer, S., & Isles, R. (2002). Outcomes after trans-tibial amputation: The relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiotherapy Research International*, 7(4), 203–214. <https://doi.org/10.1002/pri.260>
- Nath, S. D., & Nilufar, S. (2020). An Overview of Additive Manufacturing of Polymers and Associated Composites. *Polymers*, 12(11), 2719. <https://doi.org/10.3390/polym12112719>
- Naveed, N. (2021). Investigate the effects of process parameters on material properties and microstructural changes of 3D-printed specimens using fused deposition modelling (FDM). *Materials Technology*, 36(5), 317–330. <https://doi.org/10.1080/10667857.2020.1758475>
- Nederhand, M. J., Van Asseldonk, E. H. F., der Kooij, H. van, & Rietman, H. S. (2012). Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 40–45. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003311001896>
- Nikiema, D., Baland, P., & Sergent, A. (2023). Study of the Mechanical Properties of 3D-printed Onyx Parts: Investigation on Printing Parameters and Effect of Humidity. *Chinese Journal of Mechanical Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, 2(2), 100075. <https://doi.org/10.1016/j.cjmeam.2023.100075>
- 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(10), 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 Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(8), 1544–1555. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2848845>
- Oliveira, L. F., Simpson, D. M., & Nadal, J. (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiological Measurement*, 17(4), 305–312. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/17/4/008>

- Panerai, A., Canegrati, A., Martulli, L. M., Kostovic, M., Rollo, G., Sorrentino, A., Carboni, M., & Bernasconi, A. (2023). Fatigue Behaviour of Additively Manufactured Short Fibre Reinforced Polyamide. *International Journal of Fatigue*, 174, 107711. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2023.107711>
- Parandoush, P., & Lin, D. (2017). A review on additive manufacturing of polymer-fiber composites. *Composite Structures*, 182, 36–53. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2017.08.088>
- Pascual-González, C., Iragi, M., Fernández, A., Fernández-Blázquez, J. P., Aretxabaleta, L., & Lopes, C. S. (2020). An approach to analyse the factors behind the micromechanical response of 3D-printed composites. *Composites Part B: Engineering*, 186, 107820. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.107820>
- Pate, R., Pratt, M., Blair, S., Haskell, W., Macera, C., Bouchard, C., Buchner, D., Ettinger, W., Heath, G., King, A., Kriska, A., Leon, A., Marcus, B., Morris, J., Paffenbarger, R., Patrick, K., Pollock, M., Rippe, J., Sallis, J., & Wilmore, J. (1995). Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA*, 273(5), 402–407.
- Patel, R., Desai, C., Kushwah, S., & Mangrola, M. H. (2022). A review article on FDM process parameters in 3D printing for composite materials. *Materials Today: Proceedings*, 60, 2162–2166. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.02.385>
- Pedrinelli, A., Saito, M., Coelho, R. F., Fontes, R. B. V., & Guarniero, R. (2002). Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. *Prosthetics & Orthotics International*, 26(3), 195–205. <https://journals.lww.com/00006479-200226030-00005>
- Péninou, G., & Colné, P. (2018). La posture debout. Biomécanique fonctionnelle, de l'analyse au diagnostic. *Elsevier Masson*, 1.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010, June). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*.
- Pertuz, A. D., Díaz-Cardona, S., & González-Estrada, O. A. (2020). Static and fatigue behaviour of continuous fibre reinforced thermoplastic composites manufactured by fused deposition modelling technique. *International Journal of Fatigue*, 130, 105275. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2019.105275>
- Pezold, D., Rosnitschek, T., Kleuderlein, A., Döpper, F., & Alber-Laukant, B. (2021). Evaluation of Technologies for the Fabrication of Continuous Fiber Reinforced Thermoplastic Parts by Fused Layer Modeling. In K. Dröder & T. Vietor (Eds.), *Technologies for economic and functional lightweight design* (pp. 125–141). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-62924-6_11
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., & Skalli, W. (2010). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait & Posture*, 31(2), 147–152. <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(2), 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2014.02.005>

- Pitta, F., Troosters, T., Spruit, M. A., Probst, V. S., Decramer, M., & Gosselink, R. (2005). Characteristics of Physical Activities in Daily Life in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 171(9), 972–977. <https://doi.org/10.1164/rccm.200407-855OC>
- Popov, V. V., Muller-Kamskii, G., Kovalevsky, A., Dzhenzhera, G., Strokin, E., Kolomiets, A., & Ramon, J. (2018). Design and 3D-printing of titanium bone implants: Brief review of approach and clinical cases. *Biomedical Engineering Letters*, 8(4), 337–344. <https://doi.org/10.1007/s13534-018-0080-5>
- Popovic, R., Pappas, I. P. I., Nakazawa, K., Keller, T., Morari, M., & Dietz, V. (2000). Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *Journal of Biomechanics*, 10.
- Porras, F., Araya, M., Sánchez, O., Vargas, R., & Corrales, S. (2020). Structural Static Characterization of a Novel 3D Printed Prosthetic Foot. *Transactions on Additive Manufacturing Meets Medicine*, Vol 2 No 1 (2020): Trans. AMMM. <https://doi.org/10.18416/AMMM.2020.2009009>
- Prajapati, A. R., Dave, H. K., & Raval, H. K. (2021a). Effect of fiber volume fraction on the impact strength of fiber reinforced polymer composites made by FDM process. *Materials Today: Proceedings*, 44, 2102–2106. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.262>
- Prajapati, A. R., Dave, H. K., & Raval, H. K. (2021b). An Experimental Study on Mechanical, Thermal and Flame-Retardant Properties of 3D-Printed Glass-Fiber-Reinforced Polymer Composites. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 30(7), 5266–5277. <https://doi.org/10.1007/s11665-021-05731-2>
- 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 Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(4), 247–255. <https://doi.org/10.1109/86.340873>
- Prost, V., Johnson, W. B., Kent, J. A., Major, M. J., & Winter, A. G. (2022). Biomechanical Evaluation of Prosthetic Feet Designed Using the Lower Leg Trajectory Error Framework. *Scientific Reports*, 12(1). <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-944164/v1>
- Proteor™. (2023). *Dynatrek*. <https://fr.proteor.com/composants/pied-prothetique-dynatrek/>
- Pyl, L., Kalteremidou, K.-A., & Van Hemelrijck, D. (2018). Exploration of specimen geometry and tab configuration for tensile testing exploiting the potential of 3D printing freeform shape continuous carbon fibre-reinforced nylon matrix composites. *Polymer Testing*, 71, 318–328. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2018.09.022>
- Quai, T. M., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2005). Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clinical Rehabilitation*, 19(6), 668–676. <http://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215505cr857oa>
- Quijoux, F., Nicolai, A., Chairi, I., Bargiotas, I., Ricard, D., Yelnik, A., Oudre, L., Bertin-Hugault, F., Vidal, P., Vayatis, N., Buffat, S., & Audiffren, J. (2021). A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. *Physiological Reports*, 9(22). <https://doi.org/10.14814/phy2.15067>
- Règlement (UE) 2017/745. (2017). Règlement (UE) 2017/745 du parlement européen et du conseil relatif aux dispositifs médicaux, modifiant la directive 2001/83/CE, le règlement (CE) no178/2002 et le règlement (CE) no1223/2009 et abrogeant les directives du Conseil 90/385/ CEE et 93/42/CEE. *Journal officiel de l'union européenne*.

- Robert, T. (2019). *Analyse et simulation du maintien de l'équilibre debout chez l'humain* [Thèse].
- Rochlitz, B. (2018). Functionality and Load-Bearing Analysis of 3D-Printed Prosthetic Feet. *Materials Today*, 6.
- Rochlitz, B., & Pammer, D. (2017). Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, 61(4), 282. <https://doi.org/10.3311/PPme.11085>
- Rubega, M., Di Marco, R., Zampini, M., Formaggio, E., Menegatti, E., Bonato, P., Masiero, S., & Del Felice, A. (2021). Muscular and cortical activation during dynamic and static balance in the elderly: A scoping review. *Aging Brain*, 1, 100013. <https://doi.org/10.1016/j.nbas.2021.100013>
- Saeed, K., McIlhagger, A., Harkin-Jones, E., Kelly, J., & Archer, E. (2021). Predication of the in-plane mechanical properties of continuous carbon fibre reinforced 3D printed polymer composites using classical laminated-plate theory. *Composite Structures*, 259, 113226. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2020.113226>
- Saeed, K., McIlhagger, A., Harkin-Jones, E., McGarrigle, C., Dixon, D., Ali Shar, M., McMillan, A., & Archer, E. (2022). Characterization of continuous carbon fibre reinforced 3D printed polymer composites with varying fibre volume fractions. *Composite Structures*, 282, 115033. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2021.115033>
- Sagawa, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., & Watelain, E. (2011). Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait & Posture*, 33(4), 511–526. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.003>
- Santos, B. R., Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait & Posture*, 27(3), 408–415. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.008>
- Sarroca, N., Luesma, M. J., Valero, J., del Caso, M. P., Alonso, C., Calleja, J., Lorenzo, T., Bayod, J., & Lahoz, M. (2022). Influence of insole material density in the stability of patients with prosthetic unilateral transtibial amputation. *Scientific Reports*, 12(1), 7854. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-11564-3>
- Schvartz, E., Bensoussan, L., Tournet Couderec, B., Viton, J.-M., Delarque, A., & Kerzoncuf, M. (2018). Return to surfing using an adapted prosthesis: A case report. *Prosthetics and Orthotics International*.
- Shanmugam, V., Das, O., Babu, K., Marimuthu, U., Veerasimman, A., Johnson, D. J., Neisiany, R. E., Hedenqvist, M. S., Ramakrishna, S., & Berto, F. (2021). Fatigue behaviour of FDM-3D printed polymers, polymeric composites and architected cellular materials. *International Journal of Fatigue*, 143, 106007. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2020.106007>
- Shen, M., Zhao, W., Xing, B., Sing, Y., Gao, S., Wang, C., & Zhao, Z. (2020). Effects of exposure time and printing angle on the curing characteristics and flexural strength of ceramic samples fabricated via digital light processing. *Ceramics International*, 46(15), 24379–24384. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.06.220>
- Shepherd, M. K., Azocar, A. F., Major, M. J., & Rouse, E. J. (2018). Amputee perception of prosthetic ankle stiffness during locomotion. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 99. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0432-5>

- Shepherd, M. K., Simon, A. M., Zisk, J., & Hargrove, L. J. (2021). Patient-Preferred Prosthetic Ankle-Foot Alignment for Ramps and Level-Ground Walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29, 52–59. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3033711>
- Sheth, S., & Taylor, R. M. (2017). Numerical Investigation of Stiffness Properties of FDM Parts as a Function of Raster Orientation. *Solid Freeform Fabrication 2017: Proceedings of the 28th Annual International*.
- South, B. J., Fey, N. P., Bosker, G., & Neptune, R. R. (2010). Manufacture of Energy Storage and Return Prosthetic Feet Using Selective Laser Sintering. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(1), 015001. <https://doi.org/10.1115/1.4000166>
- Spectrum Filament. (2022). *PLA Tough*. <https://spectrumfilaments.com/en/filament/pla-tough/>
- Tabucol, J., Brugo, T. M., Povolò, 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(1), 97. <https://doi.org/10.3390/app12010097>
- 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(15), 2662–2667. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.017>
- 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. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 31(5), 2393–2398. <https://doi.org/10.1007/s12206-017-0436-2>
- Tarrade, T. (2020). Conception et fabrication additive de semelles orthopédiques: Simulation numérique, évaluation biomécanique et système expert. *Laboratoire de Biomécanique Appliquée UMR T24, Aix-Marseille Université, Université Gustave Eiffel, Podo3D, Département Scientifoot, Groupe Prodways*.
- Thapa, S., & Vihtonen, M. (2020). *3D Printing of Automobile Power Transmission System Using Tough PLA* [Thèse].
- Thomas-Pohl, M., Villa, C., Davot, J., Bonnet, X., Facione, J., Lapeyre, E., Bascou, J., & Pillet, H. (2019). Microprocessor prosthetic ankles: Comparative biomechanical evaluation of people with transtibial traumatic amputation during standing on level ground and slope. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11.
- Tian, X., Todoroki, A., Liu, T., Wu, L., Hou, Z., Ueda, M., Hirano, Y., Matsuzaki, R., Mizukami, K., Iizuka, K., Malakhov, A. V., Polilov, A. N., Li, D., & Lu, B. (2022). 3D Printing of Continuous Fiber Reinforced Polymer Composites: Development, Application, and Prospective. *Chinese Journal of Mechanical Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, 1(1), 100016. <https://doi.org/10.1016/j.cjmeam.2022.100016>
- Trinler, U., Heitzmann, D. W. W., Hitzeroth, S., Alimusaj, M., Rehg, M., & Hogan, A. (2023). Biomechanical comparison of a 3D-printed prosthetic foot with conventional feet in people with transtibial amputation: A prospective cohort study. *Prosthetics & Orthotics International*, 47(1), 94–100. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000180>
- Tryggvason, H., Starker, F., Lecomte, C., & Jonsdottir, F. (2017). Modeling of Stiffness Characteristics in a Prosthetic Foot. *Volume 2: Modeling, Simulation and Control of Adaptive Systems; Integrated*

System Design and Implementation; Structural Health Monitoring, V002T03A014.
<https://doi.org/10.1115/SMASIS2017-3781>

Tryggvason, Heimir, Starker, F., Lecomte, C., & Jonsdottir, F. (2020). Use of Dynamic FEA for Design Modification and Energy Analysis of a Variable Stiffness Prosthetic Foot. *Applied Sciences*, 12.

Ultimaker. (2022). *Tough PLA for S series*. <https://ultimaker.com/materials/s-series-tough-pla/>

Vanicek, N., Strike, S., McNaughton, L., & Polman, R. (2009). Postural Responses to Dynamic Perturbations in Amputee Fallers Versus Nonfallers: A Comparative Study With Able-Bodied Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(6), 1018–1025.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.024>

Vasudevan, G., Kothandaraman, S., & Azhagarsamy, S. (2013). Study on Non-Linear Flexural Behavior of Reinforced Concrete Beams Using ANSYS by Discrete Reinforcement Modeling. *Strength of Materials*, 45(2), 231–241. <https://doi.org/10.1007/s11223-013-9452-3>

Ventura, J. D., Klute, G. K., & Neptune, R. R. (2011). The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait & Posture*, 33(2), 220–226.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.009>

Vijayan, V., Arun Kumar, S., Gautham, S., Mohamed Masthan, M., & Piraichudan, N. (2020). Design and analysis of prosthetic foot using additive manufacturing technique. *Materials Today: Proceedings*.
<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.195>

Wallet, M. (2022). *Les différents projets d'orthèses imprimées en 3D*. 3Dnatives.
<https://www.3dnatives.com/ortheses-imprimees-en-3d-11062019/#!>

Wang, K., Chen, Y., Long, H., Baghani, M., Rao, Y., & Peng, Y. (2021). Hygrothermal aging effects on the mechanical properties of 3D printed composites with different stacking sequence of continuous glass fiber layers. *Polymer Testing*, 100, 107242. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2021.107242>

Wang, Y., Tan, Q., Pu, F., Boone, D., & Zhang, M. (2020). A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective. *Engineering*.
<https://doi.org/10.1016/j.eng.2020.07.019>

Warder, H. H., Fairley, J. K., Coutts, J., Glisson, R. R., & Gall, K. (2018). Examining the viability of carbon fiber reinforced three-dimensionally printed prosthetic feet created by composite filament fabrication. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(6), 644–651.
<https://doi.org/10.1177/0309364618785726>

Weerakkody, T. H., Lalitharatne, T. D., & Gopura, R. A. R. C. (2017). Adaptive Foot in Lower-Limb Prostheses. *Journal of Robotics*, 2017, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2017/9618375>

Wikimedia Commons. (2014). *Anatomical planes*. Wikimedia Commons.
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_Planes.svg

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.
<https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1998.80.3.1211>

- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 85(6), 2630–2633. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.6.2630>
- Yap, J., & Renda, G. (2015). Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot. *Design4Health, European Conference*.
- 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(12), 5591. <https://doi.org/10.3390/app11125591>
- Zelik, K. E., & Adamczyk, P. G. (2016). A unified perspective on ankle push-off in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 219, 3676–3683.
- 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 Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(4), 411–419. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2159018>
- Zhai, Y., Lados, D. A., & LaGoy, J. L. (2014). Additive Manufacturing: Making Imagination the Major Limitation. *JOM*, 66(5), 808–816. <https://doi.org/10.1007/s11837-014-0886-2>
- Zhuo, P., Li, S., Ashcroft, I., Jones, A., & Pu, J. (2017). 3D printing of continuous fibre reinforced thermoplastic composites. *21st International Conference on Composite Materials*, 9.
- 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(3), 422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>
- Zou, R., Xia, Y., Liu, S., Hu, P., Hou, W., Hu, Q., & Shan, C. (2016). Isotropic and anisotropic elasticity and yielding of 3D printed material. *Composites Part B: Engineering*, 99, 506–513.

Conception et prototypage d'un pied prothétique issu de fabrication additive

Résumé

Pour les personnes ayant subi une amputation du membre inférieur, la prothèse est la seule alternative permettant de remplacer le membre perdu. L'utilisation des matériaux composites a permis de faire évoluer les prothèses de pied en substituant les mobilités des différentes articulations du pied et de la cheville par la déformation d'une structure légère. Cette structure étant passive, sa déformation ne dépend que du dimensionnement et des efforts exercés par les utilisateurs. Les pieds prothétiques doivent donc être optimisés en fonction de la morphologie et du niveau d'activité physique de l'utilisateur.

Les prothèses présentes dans le commerce sont adaptées à chaque utilisation et sont déclinées en différentes catégories basées sur le poids, l'activité et la pointure des utilisateurs. Néanmoins l'ensemble des poids et des pointures ne peuvent pas être couverts, en effet, le développement d'une gamme de prothèses nécessite des investissements importants. La fabrication additive (FA) est définie comme étant un procédé d'assemblage de matériaux, généralement couche par couche, qui a pour but de fabriquer des objets personnalisés à partir de modèles 3D. La FA est un procédé qui permet notamment de pouvoir s'affranchir de l'achat d'équipements et d'outillages onéreux et de pouvoir imprimer des géométries complexes. Ce procédé semble donc être une bonne alternative à la réalisation de pieds prothétiques adaptés à une activité spécifique.

L'objectif de cette étude réside dans la conception d'une prothèse de pied issue de FA. La littérature a montré que la technique de dépôt de fil fondu (DFF) semble être la plus pertinente pour être appliquée aux prothèses de pied en raison de sa rapidité, de son coût relativement faible et de sa polyvalence en termes de matériaux. Cependant, les matériaux issus de cette technique présentent des propriétés mécaniques moins intéressantes que celles des matériaux obtenus par des méthodes plus traditionnelles, ainsi qu'une durabilité limitée dans le temps.

En 2014, un procédé d'impression permettant d'ajouter des renforts en fibres longues lors de l'impression a été développé et commercialisé. Les matériaux issus de cette technique présentent un intérêt significatif en termes de légèreté et de résistance. La première partie de ce manuscrit porte donc sur l'étude de l'influence des paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques et la durabilité dans le temps des pièces issues de cette technique.

Les prototypes de prothèse de pied doivent permettre la marche des utilisateurs ainsi que leur support en position debout. Par conséquent, le pied développé devra être déformable pour se substituer à la fonction de mobilité de la cheville tout en garantissant une stabilité en position debout. La deuxième partie de ce manuscrit étudiera comment les paramètres de conception de la prothèse de pied, tel que sa rigidité, influent sur les paramètres biomécaniques, notamment la mobilité et la stabilité.

Finalement, un prototype de pied a été réalisé grâce à la technique de DFF. La littérature a montré que la tenue en fatigue des prothèses de pied issues de FA est peu étudiée et que les résultats sont peu satisfaisants. Ainsi, la dernière partie de ce manuscrit portera sur l'influence de l'ajout de renforts en fibres longues sur la tenue en fatigue des prototypes. Cette partie portera également sur l'analyse des exigences en termes de mobilité et stabilité du prototype ainsi que son application à la pratique du surf. En effet, ce sport met particulièrement en évidence le compromis nécessaire entre mobilité et stabilité des pieds prothétiques.

Les résultats obtenus dans cette thèse démontrent le potentiel de la FA pour la conception de prototypes de pied adaptés à chaque utilisateur et à ses activités motrices. La démarche de conception proposée pourra ainsi être étendue à des applications, des matériaux et des procédés d'impression différents.

Résumé en anglais

For people who have undergone a lower-limb amputation, prosthetics are the only alternative to replace the lost limb. The use of composite materials has allowed the improvement of prosthetic feet replacing the mobility of the foot and ankle joints by the deformation of a lightweight structure. This structure is passive, so its deformation depends only on the dimensions and forces exerted by the user. Prosthetic feet must therefore be customized based on the user's morphology and level of physical activity.

Commercially available prostheses are designed for specific uses (walking, running, etc.) and are available in various categories based on the user's weight, activity level, and shoe size. These categories typically do not cover all weight and shoe size ranges as the development of a range of prostheses requires significant investments. Additive manufacturing (AM) is defined as the process of assembling materials, usually layer by layer, to produce personalized objects from 3D models. AM is a process that offers numerous advantages, including the ability to print complex geometries without the need to purchase expensive equipment and tooling. Therefore, this process appears to be a promising alternative for the production of prosthetic feet adapted to specific uses.

The aim of this study is the design of a prosthetic foot using AM. The literature has shown that the fused filament fabrication (FFF) appears to be the most relevant process for such purpose as a fast and low-cost technic with an extensive choice of materials. However, the mechanical properties of materials obtained using this technique are less interesting than those obtained using more traditional methods, and their durability is limited over time.

A printing process that added long-fiber reinforcements during printing was developed and commercialized in 2014. Materials resulting from this technique are interesting in terms of lightness and strength. Since this technique is relatively new, the first part of this manuscript studies the influence of printing parameters on the mechanical properties of parts produced with this technique, as well as the impact of adding reinforced fibers on their long-term durability.

In the context of the initial design phase, the foot prototype must enable users to walk and provide adequate support in a standing position. Consequently, the developed foot must be deformable to mimic ankle mobility while ensuring balance when standing. To achieve this goal, the second part of this manuscript studies how the design parameters of the prosthetic foot, such as its stiffness, influences biomechanical parameters such as mobility and stability.

Finally, a foot prototype was created using the FFF technique. The literature has shown that the fatigue strength of foot prostheses made by AM is poorly studied, with insufficient results. The last part of this manuscript therefore studies the influence of the addition of long-fibers reinforcements on the fatigue strength of foot prototypes. This part also focuses on the analyse of prototype's mobility and stability requirements, and its application to surfing. Indeed, this sport particularly emphasizes the necessary trade-off between mobility and stability of prosthetic feet. The results obtained in this thesis demonstrate the potential of the AM technique for designing customized foot prototypes adapted to each user and their motor activities. The proposed design approach could be extended to different applications, materials, and printing processes.