

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Ibn Khaldoun de Tiaret
Faculté des Sciences Appliquées
Département de Génie Mécanique



MÉMOIRE DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de Master

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie Mécanique

Parcours : Master

Spécialité : Construction Mécanique

➤ **Thème**

Modélisation numérique de la prothèse d'un membre inférieur amputé

Préparé par:

- KADDOUR Wissem Amira
- MANDI Amina

Soutenu publiquement le : devant le jury composé de :

M.SAAD Mohamed	Maître de Conférences "A" (Univ.Ibn Khaldoun)	Président
M.BENARBIA Djamila	Maître de Conférences "A" (Univ.Ibn Khaldoun)	Examinateur
M.MOULGADA Abdelmadjid	Maître de Conférences "A" (Univ.Ibn Khaldoun)	Examinateur
M.ZAGANE Mohammed El salah	Maître de Conférences "A" (Univ.Ibn Khaldoun)	Encadrant

Année universitaire : 2023 – 2024

Remerciement

En préambule à ce mémoire je remercie ALLAH qui m'a donné la patience et le courage durant ces longues années d'étude. Je voudrais exprimer mes sincères remerciements aux personnes qui m'ont aidé et contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire.

En premier lieu, je tiens à remercier vivement mon encadrant, **M. Zagane Mohammed El Salah**, pour la qualité de son encadrement, son soutien et les conseils qu'il a bien voulu me prodiguer. Je remercie également la doctorante **BENKOUACHI Narimane** pour son soutien moral durant la réalisation de ce mémoire.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à mes parents et à ma famille pour leur soutien inconditionnel, leur patience et leur compréhension tout au long de ces années d'études. Leur amour et leur encouragement m'ont toujours poussé à donner le meilleur de moi-même.

Mes remerciements vont également à mes collègues et amis, dont les échanges et le soutien moral ont été une source d'inspiration et de motivation. Leur camaraderie a rendu ce parcours plus agréable et moins solitaire.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce mémoire. Que leurs noms ne figurent pas ici ne diminue en rien la reconnaissance que je leur porte.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

*La doctorante BENKOUACHO Narimane pour son soutien moral précieux
durant l'élaboration de ce mémoire.*

*Mes parents, pour leur amour, leur soutien indéfectible et leurs sacrifices
constants, qui ont rendu ce chemin possible.*

Mes sœurs Ikram Asma, et Sanaa pour leurs aide, conseils et encouragements.

Tous mes amis pour leur compagnie.

*Toutes les personnes amputées des membres inférieurs, pour qui j'espère que ce
travail contribuera à améliorer leur qualité de vie.*

Kaddour Wissem Amira

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

À celui qui a embelli mon nom des plus beaux titres, m'a soutenu sans limites, et m'a donné sans rien attendre en retour, à mon premier soutien dans mon parcours, mon pilier et ma force, à ma fierté et mon honneur, mon père.

À celui qui a un cœur tendre et qui a été la bougie qui éclairait mes nuits secrètes, ma force et mon succès, ma mère.

À celui qui est mon pilier solide et le refuge de mes jours, mon frère Mohammed, et à mes sœurs Ismahane, Fatima et Ouahiba.

À mes neveux Adem et Wael.

À ma nièce Israa.

À celles qui ont été un soutien et une aide sur ce chemin, mes amies Sara, Souhila et Nour.

Merci BENKOUACHO Narimane.

Mandi Amina

Tables des matières

Introduction générale.....	1
Chapitre I : Amputations des membres inférieurs	
I.1. Introduction	4
I.2. Les problèmes après amputation d'un membre inférieur.....	5
I.2.1 Les problèmes dans le moignon	5
I.2.2. Problèmes de motricité.....	6
I.3.1.Prothèse Trans-tibiale.....	9
I.3.2. Prothèse Trans-fémorale.....	10
I.3.3. Manchon prothétique.....	11
I.3.4. L'emboîture.....	14
I.3.4.1 Conceptions d'emboîture.....	15
I.3.4.1.1. Conceptions d'emboîture Trans-tibiale.....	15
I.3.4.1.2. Conceptions d'emboîture Trans-fémorale.....	18
I.3.4.2. Matériaux d'emboîture.....	24
Chapitre II : Etat de l'art sur la modélisation des membres inférieurs	
II.1. Introduction	27
II.2 Etude 1.....	27
II.2.1. Introduction.....	27
II.2.2. Méthode.....	28
II.2.3. Résultat.....	29
II.2.4. Conclusion	31
II.3 Etude 2.....	31
II.3.1.Introduction	31
II.3.2. Méthode	31
II.3.3. Résultat.....	33
II.3.4. Conclusion.....	34
II.4. Etude 3.....	35
II.4.1.Introduction	35
II.4.2. Méthode.....	35
II.4.3. Résultat.....	37

II.4.4. Conclusion	38
II.5.Etude 4.....	39
II.5.1. Introduction.....	39
II.5.2. Méthode.....	39
II.5.2. Résultat	40
II.5.4. Conclusion.....	41
II.6.Etude 5.....	42
II.6.1. Introduction.....	42
II.6.2. Méthode.....	42
II.6.3. Résultat.....	43
II.6.4. Conclusion.....	44
Chapitre III : Modélisation numérique des membres inférieurs	
III.1. Introduction	47
III.2.1. Propriété mécanique.....	47
III.2.2. Conditions aux limites	49
III.2.3. Maillage	50
III.3. Résultat	51
III.3.1. Les contraintes de Von Mises dans l'os fémoral	52
III.3.2. La pression de contact dans l'emboiture	52
III.3.3 Les contraintes de cisaillement longitudinal 1 sur la surface du l'emboiture.....	54
III.3.4. Les contraintes de cisaillement longitudinal sur la surface du l'emboiture	54
III.3.5. La pression de contact sur l'interface moignon-prothèse.....	55
III.3.6. Les contraintes de cisaillement longitudinal 1 sur la surface du moignon.....	57
III.3.7. Les contraintes de Von Mises sur le muscle	58
III.4. Conclusion	60

LISTE DES FIGURES

Chapitre I

Figure I.1 : Prothèse de type tibiale.

Figure I.2 : Prothèse Trans-fémorale.

Figure I.3 : Différentes façons de personnaliser la conception du liner.

Figure I.4 : Vue latérale et antérieure des différentes configurations de conception du PTB.

Figure I.5 : Le manchon de contact total (total contact bearing) est serré uniformément autour du moignon

Figure I.6 : Comparaison des principales formes génériques d'emboiture.

Figure I.7 : Amputation fémorale, emboiture avec ischion intégré.

Figure I.8 : Emboiture de contention ischio-ramale.

Figure I.9 : Vue antérieure et supérieure de la prise quadrilatérale pour un amputé Trans fémoral gauche. A : antérieur, B : lateral, M : médial, * : siège ischiatique

Figure I.10 : Section transversale du système de suspension sous vide. Notez que l'espace d'air scellé ne s'étend pas jusqu'à la cuisse. Le joint entre le haut du manchon de doublure et la manche d'étanchéité isole le membre du vide.

Figure I.11 : Matériaux utilisés dans la fabrication des prothèses.

Chapitre II

Figure II.1 : Modèles 3D multi matériaux de (a) un moignon dans lequel chaque partie est distinguée par couleur : os (jaune), muscle (rouge) et graisse (vert) ; (b) un manchon de technique de moulage par compression manuelle (MCCT) ; et (c) un manchon de l'Université de Californie à Los Angeles (UCLA).

Figure II.2 : Cartographie de la pression du résidu pendant les étapes complètes de l'enfilage.

Figure II.3 : (a) Modèle LLMS FE pour le membre résiduel et le membre résiduel du patient ; (b) coque (4 mm), écartement (1 mm), revêtement (2 mm), maillage du membre résiduel et distribution de l'épaisseur des éléments dans le modèle, ainsi que les surfaces externe et interne de la coque, allongées vers le bas de 20 mm.

Figure II.4 : (a) Distribution des contraintes de surface dans le membre résiduel pendant la phase d'appui, dans les vues antérieure (gauche) et postérieure (droite), et (b) distribution des contraintes dans les tissus profonds (vue en coupe).

Figure II.5 : Distribution des contraintes en fonction de la réduction d'échelle du membre résiduel, dans les vues antérieure (en haut) et postérieure (en bas).

Figure II.6 : Représentation schématique du modèle STI en 3D et modèle par éléments finis (EF) (os, tissu mou, liner et coque).

Figure II-7 : Représentation schématique du revêtement prothétique (EF).

Figure II.8 : Répartition de la pression de contact à l'interface du moignon pour les six types de revêtements multicouches.

Figure II.9 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinales à l'interface du moignon pour les six types de revêtements multicouches.

Figure II.10 : Image des méthodes de moulage en plâtre de Paris (POP) et en billes de polystyrène (PS). Remarque : (A) POP : moulage en plâtre de Paris ; (B) PS : moulage en billes de polystyrène.

Figure II.11 : Géométries importées dans SpaceClaim. De gauche à droite : moignon, fémur, socket et revêtement.

Figure II.12 : A) Distribution des pressions de contact entre la socket et le moignon dans la simulation avec frottement et sans revêtement ; B) Distribution des pressions de contact entre la socket et le moignon dans la simulation avec à la fois frottement et revêtement. Toutes les cartographies de distribution rapportées se réfèrent à l'instant final de la simulation d'enfilage.

Chapitre III

Figure III.1 : Représentation des modèles EF (A : sans implant, B : avec implant).

Figure III.2 : Représentation schématique de la géométrie de l'implant.

Figure III.4 : La variation des forces appliquées sur la prothèse lors de la marche normale.

Figure III.3 : représentation schématique de la charge et des conditions aux limites.

Figure III.5 : maillage du modèle analyse FE (A: Monchan, B: fémur, C: muscle, D: l'emboiture).

Figure III.6 : Distribution des contraintes de Von Mises (MPa) dans l'os cortical du fémur avec et sans implant.

Figure III.7 : Distribution de la pression de contact (MPa) sur l'emboiture.

Figure III.8 : Variation de la pression de contact maximale de l'emboiture en fonction du temps avec et sans implant.

Figure III.9 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal 1 (MPa) sur la surface de l'emboiture.

Figure III.10 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal 2 (MPa) sur la surface de l'emboiture.

Figure III.11: Distribution de la pression de contact (MPa) sur l'interface moignon-prothèse.

Figure III.12 : Variation de la pression de contact maximale du muscle en fonction du temps avec et sans implant.

Figure III.13 : Variation de la contrainte équivalente de Von Mises maximale du muscle en fonction du temps avec et sans implant.

Figure III.14 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal (MPa) sur la surface du moignon.

Figure III.15: Distribution de la contrainte de cisaillement longitudinale (MPa) sur l'interface moignon-prothèse.

Figure III.16 : Distribution des contraintes de Von Mises (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

Figure III.17 : Distribution de la contrainte de cisaillement τ_{xz} (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

Figure III.18 : Distribution des contraintes suivant la direction σ_{zz} (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.1 : Propriétés des matériaux.

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques des différents composants du modèle.

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale

Environ 200 à 500 millions d'amputations majeurs sont réalisées chaque année à l'échelle mondiale. Tandis qu'en Algérie, on recense entre 7800 et 13000 nouveaux cas d'amputations annuellement. Bien que des solutions techniques existent pour rétablir la mobilité des patients, les complications cliniques demeurent fréquentes, ce qui conduit un nombre important de patients à abandonner l'utilisation des prothèses. Les prothésistes, jouent un rôle crucial dans la prise en charge, font face à des défis en l'absence d'indicateurs précis, ce qui les amène souvent à revoir plusieurs fois leurs patients avant de trouver une solution adéquate.

La perte d'un membre inférieur est une tragédie personnelle qui peut résulter de diverses causes telles que les maladies vasculaires, le diabète, les infections, ou les traumatismes sévères. Cette amputation a des répercussions considérables sur la mobilité et la qualité de vie des patients. Afin de restaurer autant que possible la fonctionnalité perdue et améliorer le quotidien des personnes amputées, le développement et l'optimisation de prothèses des membres inférieurs sont essentiels.

Le patient amputé s'adapte à sa nouvelle condition et reprendra autant que possible le cours d'une vie normale. Parmi ces solutions, la plus efficace est la prothèse. Malheureusement, les utilisateurs ne seront pas satisfaits à cause des pressions et des cisaillements dans l'interface moignon/prothèse.

La modélisation numérique est une méthode innovante et puissante pour la conception, l'analyse et l'amélioration des prothèses. Elle permet de simuler et d'évaluer les performances des prothèses sous différentes conditions sans nécessiter de prototypes physiques coûteux et chronophages. Cette approche offre également la possibilité de personnaliser les dispositifs en fonction des besoins individuels des patients, optimisant ainsi leur confort et leur efficacité.

Ce mémoire comporte trois chapitres :

Le premier chapitre offre une introduction générale à l'amputation, en fournissant des statistiques sur les causes principales de celle-ci. Il explore également les défis rencontrés par les personnes amputées des membres inférieurs, notamment les problèmes liés à l'interface entre le moignon et la prothèse, ainsi que les difficultés de marche et de mouvement. Ce chapitre aborde aussi les prothèses et leurs composants.

Introduction générale

Le deuxième chapitre présentera un état de l'art détaillé des techniques et des avancées récentes dans la modélisation des membres inférieurs, en mettant en lumière les approches les plus prometteuses et les défis persistants dans ce domaine.

Dans le troisième chapitre, nous avons effectué deux types de simulations différentes : la première concerne le fémur avec un implant, et la seconde sans implant, toutes deux lors de la marche sur un sol plat. Nous avons également évalué la pression à l'interface emboîture-membre résiduel à l'aide d'analyses par éléments finis (EF).

Chapitre I

Amputations des membres inférieurs

I.1. Introduction

L'amputation d'un membre inférieur est une intervention chirurgicale consistant à enlever tout ou partie d'un membre. Elle peut être classée comme mineure ou majeure, selon l'étendue de l'amputation. Une amputation majeure concerne la perte d'une partie du membre allant de la cheville jusqu'à un niveau proximal, incluant éventuellement la hanche. Les niveaux d'amputation majeurs les plus courants sont les niveaux trans-tibiaux (TT) et trans-fémoraux (TF). Les individus ayant subi une amputation majeure nécessitent une rééducation intensive, comprenant notamment un apprentissage de la marche avec une prothèse [1].

Les causes de l'amputation sont diverses et peuvent être classées en trois catégories principales : les causes traumatiques, pathologiques et congénitales. Les accidents, tels que les accidents de la route, domestiques ou du travail, ainsi que les gelures ou les brûlures par électrocution, représentent environ 20% des cas d'amputation. Les maladies constituent la majorité des causes (environ 80%), avec une prédominance chez les personnes âgées de plus de 65 ans. Ces maladies incluent les tumeurs, les cancers, les fractures ouvertes, les infections des tissus ou des os, l'insuffisance artérielle des membres inférieurs causée par le diabète et le tabagisme, ainsi que la gangrène ischémique et les lésions septiques. Enfin, les amputations congénitales, qui surviennent dans environ 10 à 15 cas pour 100 000 naissances, sont dues à des anomalies du développement du membre, telles que l'aplasie ou l'absence congénitale de tissu ou d'organe, pouvant entraîner une amputation ou une malformation du membre [2].

Diverses affections, notamment les cancers, peuvent entraîner une amputation. Environ la moitié des amputations au niveau du genou ou de la hanche sont liées à des tumeurs, visant à empêcher la propagation des cellules cancéreuses dans d'autres parties du corps. Les amputations dues à des infections sont devenues rares grâce aux progrès significatifs des traitements médicamenteux tels que les antibiotiques et les vaccins. Cependant, il est important de rester vigilant en cas de plaies présentant des signes d'inflammation. Les amputations liées à des affections restent prédominantes, bien que les amputations traumatiques persistent également [3].

L'amputation d'un membre représente une épreuve physique et psychologique considérable pour le patient. En plus de la perte immédiate de fonction et de l'image corporelle, elle entraîne de nombreuses conséquences et complications qui nécessitent une

évaluation et une prise en charge approfondies. Pour obtenir les meilleurs résultats fonctionnels possibles, tant au niveau de la rééducation que de l'appareillage, il est essentiel de prendre en compte tous ces aspects [4].

I.2. Les problèmes après amputation d'un membre inférieur

I.2.1 Les problèmes dans le moignon

Les complications locales liées à l'amputation peuvent inclure, plus fréquemment au niveau trans-tibial qu'au niveau trans-fémoral, des problèmes tels que des difficultés de cicatrisation, des affections cutanées, des réactions allergiques aux matériaux prothétiques, des œdèmes, des douleurs (notamment les douleurs fantômes et les douleurs au niveau du moignon), ainsi que des contractures des articulations environnantes. Il est important de noter que ces complications peuvent survenir à n'importe quel niveau d'amputation [5].

La pathologie cutanée peut être causée soit par une hygiène insuffisante du moignon, soit par des frottements entre le moignon et l'emboîture de la prothèse, soit par une réaction allergique aux matériaux constituant la prothèse [6].

Les défauts cutanés sont variés et peuvent résulter soit d'une mauvaise cicatrisation du moignon, soit d'un défaut au niveau de la prothèse. Parmi ces défauts, on observe des érosions cutanées, des infections cutanées, des ulcérations précoces et des cicatrices vicieuses [7].

Les signes d'irritation mécanique apparaissent là où il y a pression : à l'extrémité du moignon, sous les fesses et entre les cuisses pour les amputations au niveau de la hanche, derrière le genou et sur le côté de la jambe pour les amputations au niveau du genou. L'érythème, qui est une rougeur de la peau, peut indiquer une irritation due à la pression. Les callosités, ou zones épaissies de la peau, peuvent se former à cause du frottement ou de la pression, mais elles ne sont généralement pas douloureuses. Les bosses sont des zones surélevées de la peau qui peuvent se transformer en plaies ouvertes. Les plaies peuvent commencer comme de petites lésions cutanées et s'aggraver si la pression persiste. Les bosses, qui sont des zones enflées et rouges, peuvent apparaître rapidement si l'emboîture est trop serrée. Les bursites, qui sont des sacs de liquide, peuvent se former là où les os frottent contre la peau, provoquant une irritation [6].

La taille et la forme du membre fantôme peuvent changer. Souvent, il semble plus petit et plié [8].

La sensibilité du membre résiduel peut rendre difficile le fait de se lever et de rester debout. Cela peut également réduire la capacité à effectuer des activités quotidiennes comme marcher et conduire [9].

L'ischémie artérielle peut entraîner une coloration caractéristique du moignon, appelée le "moignon tricolore". Cette coloration varie du rouge en haut, au blanc au milieu, puis au bleu voire au noir dans sa partie inférieure. Elle est principalement observée au niveau de la cuisse [10].

I.2.2. Problèmes de motricité

En raison de la perte musculaire et de la diminution des récepteurs sensoriels et articulaires au niveau de l'amputation, les patients amputés au niveau fémoral rencontrent des déficits importants tant sur le plan moteur que sensoriel. Le membre prothétique ne peut pas entièrement remplacer le membre amputé en termes de mobilité, et ses mouvements sont contrôlés de manière indirecte par l'emboîture. Par conséquent, les patients amputés rencontrent des difficultés lors de la posture debout et de la marche avec la prothèse [11].

➤ Problèmes posturaux

L'équilibre est maintenu par une série de réactions neuromusculaires qui visent à stabiliser la posture. Cela implique une modification de la posture et une réorganisation des activités musculaires pour rapprocher le centre de gravité de l'individu du centre du polygone de sustentation. Ces ajustements posturaux sont essentiels pour maintenir l'équilibre [12].

L'amputation entraîne une diminution de la condition physique, une altération de la perception du corps, une réduction des capacités fonctionnelles, une perte de force musculaire, et une difficulté à s'adapter aux prothèses et aux aides techniques. Tous ces facteurs augmentent le risque de chute. Même après avoir été appareillés, les patients amputés, en particulier ceux dont les sensations proprioceptives sont altérées, restent exposés au risque de chute. En effet, leur équilibre tant statique que dynamique est compromis, ce qui entraîne une instabilité posturale [12].

Selon une récente revue de littérature, les personnes amputées présentent une instabilité relative en position debout par rapport à celles qui ne le sont pas. Cette instabilité est plus prononcée chez les patients ayant subi une amputation fémorale que chez ceux ayant subi une

amputation tibiale, et elle est également plus marquée chez les patients récemment amputés que chez ceux ayant terminé leur rééducation. Ces problèmes posturaux se traduisent par une incidence accrue de chutes chez les personnes amputées par rapport à la population générale [11].

De plus, la perte sensorielle causée par l'amputation, notamment l'absence d'informations cutanées et proprioceptives provenant du membre amputé, est associée à une dépendance accrue aux informations visuelles pour le contrôle postural [11].

➤ **Problèmes de marche**

L'amputation des membres inférieurs affecte l'intégrité corporelle et perturbe nécessairement la marche, car les membres concernés sont essentiels pour cette activité motrice. En plus de l'impact direct de l'alignement sur l'apparence en position debout, les amputés peuvent modifier leur démarche normale pour compenser les problèmes de confort et de fonction de leur prothèse. Cela peut entraîner une boiterie et une asymétrie de la marche [13].

En plus des difficultés liées à l'adaptation entre le moignon et la prothèse, la fatigue lors de la marche avec la prothèse est également signalée comme une limitation. Certains individus, en particulier les personnes âgées, constatent une diminution de leurs capacités fonctionnelles, ainsi qu'une incapacité à marcher sur de longues distances. D'autres font part des limitations techniques de la prothèse et expriment leur déception face à l'impossibilité de réaliser certaines actions motrices avec celle-ci. En outre, certains expriment des inquiétudes concernant les risques potentiels de chute [14].

Les limitations d'activité se réfèrent aux difficultés que rencontrent les individus pour accomplir leurs activités, que ce soit en termes de qualité ou de quantité. Parmi les difficultés les plus courantes rencontrées dans les activités quotidiennes des personnes amputées de membres inférieurs, on retrouve la station debout et la marche prolongée. Chez les patients amputés en raison de problèmes vasculaires, la diminution de la qualité de vie est principalement due à leur mobilité réduite. Les déficits musculaires et les limitations articulaires ne sont pas entièrement compensés par la prothèse, ce qui entraîne une asymétrie dans le cycle de marche et augmente le coût énergétique de la marche [15].

En général, les personnes amputées marchent à une vitesse plus lente et dépensent plus d'énergie pour une même vitesse de marche que les individus en bonne santé. Cette

augmentation de la consommation énergétique varie en fonction de la cause et du niveau de l'amputation. À niveau d'amputation équivalent, les personnes amputées pour des raisons vasculaires ont tendance à marcher plus lentement que celles amputées pour d'autres causes, telles que les traumatismes. Les personnes amputées suite à des traumatismes peuvent maintenir une vitesse de marche normale malgré la nécessité d'une dépense énergétique accrue pour marcher. De plus, pour une même cause d'amputation, la marche d'une personne amputée au niveau de la cuisse nécessitera plus d'énergie que celle d'une personne amputée au niveau du tibia [16].

I.3. Prothèses de membre inférieur

Les prothésistes cherchent à rétablir la capacité des personnes amputées à bien fonctionner dans les activités de la vie quotidienne en garantissant un ajustement adéquat de la prothèse. La non-utilisation ou l'utilisation limitée des dispositifs prothétiques est une préoccupation pour toute équipe de réadaptation. La fourniture d'une bonne prothèse est la clé d'une réadaptation réussie des personnes amputées. La mobilité, le confort et la satisfaction de l'utilisateur sont associés à l'ajustement de la douille et au choix approprié du système de suspension [17].

Les progrès technologiques, ainsi que les facteurs environnementaux, sociaux et économiques, ont entraîné des améliorations significatives dans le domaine des prothèses. Cependant, la satisfaction liée à l'utilisation des prothèses reste une notion subjective. Les professionnels de l'orthoprothèse prennent en compte les aspects biomécaniques, mais les personnes amputées du membre inférieur expriment souvent une insatisfaction à l'égard de leurs prothèses. L'objectif principal de toute prothèse est de fournir une fonctionnalité confortable, mais le confort est largement subjectif et difficile à standardiser. Il dépend principalement des pressions exercées entre l'emboîture et le moignon résiduel. L'ajustement de l'emboîture, le type de suspension prothétique et l'alignement de la prothèse peuvent influencer ces pressions. Les éléments essentiels de toute prothèse sont l'emboîture et le système de suspension, qui assurent la connexion entre le moignon résiduel et le dispositif. Une compréhension approfondie de la biomécanique des interactions entre le moignon résiduel, l'emboîture et la fixation contribue à l'amélioration des performances de la prothèse. En améliorant la fonctionnalité et le confort, on peut espérer accroître la satisfaction des patients [18].

Une prothèse de membre inférieur est souvent utilisée pour restaurer l'apparence et les fonctions perdues chez les personnes amputées. Avec la demande croissante sur le marché des prothèses de membre inférieur, tant en quantité qu'en qualité, la conception de la douille prothétique revêt une importance capitale. En effet, la douille joue un rôle crucial dans la qualité de l'ajustement en assurant un lien efficace entre le membre résiduel et la prothèse. Les tissus mous doivent supporter le poids corporel et la force d'inertie, ce qui peut s'avérer difficile car ils ne sont pas adaptés à cette charge. Une répartition incorrecte de la charge sur le membre résiduel peut entraîner des inconforts ou des lésions cutanées [19].

I.3.1. Prothèse Trans-tibiale

La prothèse tibiale (voir Figure 1) de type contact se compose d'un manchon conçu pour répartir les pressions sur les reliefs osseux sensibles du moignon, d'une emboîture, d'un segment jambier et d'un pied prothétique [20].



Figure I.1 : Prothèse de type tibiale [20].

Toutes les amputations au-dessus de l'amputation trans-tibiale exigent l'utilisation d'une prothèse pour assurer le contact avec le sol. Comparée à l'amputation trans-fémorale, l'amputation trans-tibiale offre une meilleure mobilité du membre inférieur. D'une part, elle préserve l'articulation du genou, facilitant ainsi la transition du pas à la marche avec une prothèse. D'autre part, une prothèse de jambe est moins lourde qu'une prothèse de membre inférieur, ce qui la rend moins énergivore lors des activités fonctionnelles. Selon Collette Marshall et ses collaborateurs, la marche avec une prothèse de jambe nécessite entre 25 et 40

% d'énergie supplémentaire par rapport à la marche normale, tandis que cette augmentation atteint entre 65 et 100 % avec une prothèse de membre inférieur [21].

I.3.2. Prothèse Trans-fémorale

Une prothèse trans-fémorale est une prothèse artificielle qui remplace une jambe manquante au-dessus du genou. Les personnes amputées trans-fémorales peuvent rencontrer de nombreuses difficultés pour retrouver une mobilité normale. En règle générale, un amputé trans-fémoral doit dépenser environ 80 % d'énergie supplémentaire pour marcher par rapport à une personne ayant deux jambes complètes. Cela est dû aux défis associés au mouvement du genou. Grâce aux avancées technologiques récentes, les prothèses trans-fémorales ont bénéficié de l'utilisation de composants hydrauliques, de fibres de carbone, de liaisons mécaniques, de moteurs, de microprocesseurs et de combinaisons innovantes de ces technologies pour offrir un meilleur contrôle à l'utilisateur[22].

La prothèse trans-fémorale (Fig2) se compose d'une emboîture de contact avec un appui préférentiel dans la région du massif ischiatique, d'un genou et d'un pied prothétique [20].

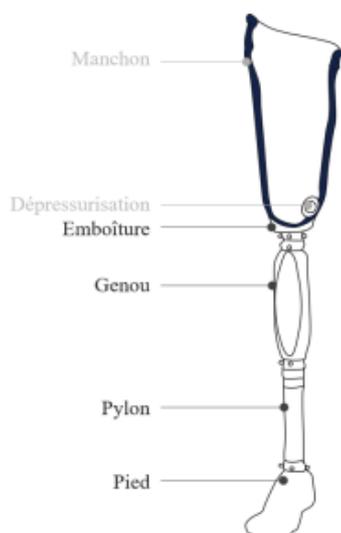


Figure I.2 : Prothèse Trans-fémorale [23].

I.3.3. Manchon prothétique

Il s'agit de l'interface appliquée sur le moignon. De nos jours, un manchon est systématiquement prescrit, quel que soit le niveau d'amputation. Ce manchon offre une protection cutanée, un confort accru, facilite l'enfilage (pour les prothèses fémorales) et assure la suspension du moignon dans l'emboîture. Il existe différentes matières de manchons, chacune avec ses caractéristiques et indications spécifiques : mousse thermoformée, latex, gel

de copolymère, silicone, uréthane. Deux systèmes de suspension sont disponibles : l'accrochage distal (plongeur sur le manchon) et la dépressurisation (valve antiretour dans l'emboîture, gaine d'étanchéité ou collerette sur le manchon) [4].

Le manchon remplit trois fonctions principales :

- Faciliter l'insertion du moignon dans l'emboîture ;
- Assurer un niveau de confort satisfaisant en assurant le contact et l'amortissement du moignon dans l'emboîture, réduisant ainsi les éventuelles douleurs et améliorant la tolérance du moignon;
- Assurer une congruence suffisante en créant une forme extérieure similaire à un moignon, ce qui permet de rendre compatible le manchon avec une emboîture de contact, même en présence d'un moignon déformé [24].

Ces dernières années ont vu l'émergence et l'adoption de nouveaux types de manchons, désormais intégrés dans la nomenclature, fabriqués à partir de gel de silicone, d'uréthane ou de polymère, avec ou sans système d'accrochage distal. Ces avancées ont été très bien accueillies, notamment parmi les amputés traumatiques, en raison de l'amélioration du confort qu'ils offrent (bien que la question de la transpiration dans ce volume hermétique reste un défi à relever) et de la réduction des conflits entre le manchon et la peau du moignon [25].

➤ **Manchons avec tailles**

Il existe de nombreuses options disponibles pour les utilisateurs de prothèses, y compris l'utilisation de doublures, de chaussettes, de coussinets et de sockets ajustables. L'ajout ou le retrait de chaussettes prothétiques tout au long de la journée est une méthode courante et pratique pour s'adapter aux changements de volume du membre. Les chaussettes prothétiques sont disponibles dans différentes tailles, épaisseurs et matériaux, ce qui permet de les personnaliser en fonction des besoins. Elles peuvent être portées individuellement ou empilées pour atteindre l'épaisseur désirée. Les chaussettes sont également abordables, faciles à entretenir et offrent la flexibilité d'être ajoutées ou retirées au besoin pour compenser les fluctuations de volume tout au long de la journée [26].

➤ Manchon personnalisée

Des chercheurs de l'Université de Bath ont développé une nouvelle méthode qui repose sur la numérisation digitale, la modification dans un logiciel de CAO, et la fabrication grâce à l'usinage CNC cryogénique. Cette méthode utilise de la mousse de néoprène en raison de sa compatibilité avec la peau humaine et de sa température de transition vitreuse propice à l'usinage CNC. Il s'agit d'une doublure pour membre inférieur qui ne peut pas être enfilée directement sur le membre, nécessitant ainsi une manche de suspension externe [27].

Parallèlement, des chercheurs de l'Université de Pittsburgh ont créé une doublure personnalisée pour membres inférieurs en silicone perforée à double couche en utilisant une méthode de moulage assistée par impression 3D. Cette doublure est basée sur une forme de cône uniforme en plâtre, avec des trous régulièrement espacés et structurés pour permettre l'évacuation de la transpiration. La fabrication de cette doublure implique l'utilisation d'un moule imprimé en 3D avec des protubérances coniques pour créer les perforations dans la doublure [27].

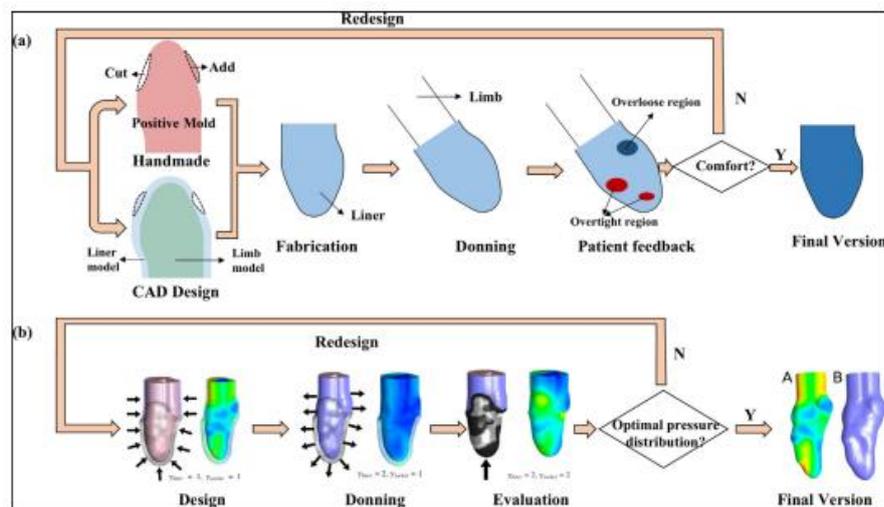


Figure I.3 : Différentes façons de personnaliser la conception du liner [27].

I.3.4. L'emboîture

L'emboîture est un des composants clés de la prothèse puisqu'il s'agit de l'élément faisant le lien entre le membre prothétique et le corps de la personne amputée. De plus, elle doit pouvoir répondre à deux besoins difficilement conciliables. D'une part, l'emboîture doit transmettre les efforts exercés par le sol sur le pied prothétique au reste du squelette, et inversement les efforts du corps de la personne amputée à la prothèse. D'autre part,

l'interface doit être suffisamment confortable pour ne pas nuire à l'intégrité des tissus sous-jacents. Ces deux fonctions sont d'autant plus difficiles à concilier que cela dépend grandement des préférences de la personne amputée, de sa condition physique ou encore du contexte d'utilisation de la prothèse. L'emboîture doit également être adaptée aux spécificités du membre résiduel de chacun afin de répondre aux besoins précédemment cités [28].

L'emboîture est un composant qui assure la suspension et la stabilisation entre le moignon et la prothèse lors du maintien debout et lors des activités locomotrices. L'emboîture, avec ou sans manchon sert également à distribuer les charges du moignon afin d'éviter toute forme de lésion de la peau. Malgré les avancées technologiques en matière d'emboîture et de manchon, il n'existe pas de type idéal ou préféré par la plupart des PAMI. Si d'un côté, les emboîtures à contact total permettent une meilleure distribution des charges, elles peuvent augmenter la transpiration et dégrader l'état d'hygiène du moignon. Pour une autre illustration, Datta et coll. (2004) ont comparé deux types d'emboîture lors de la marche, le PTB et l'ICEX 2. Ils ont trouvé que, malgré la différence considérable de coût entre ces composants, les différences biomécaniques et de confort révélées sont mineures [29].

Pendant la marche, l'emboîture d'une prothèse permet la transmission de la charge corporelle du membre résiduel vers le sol. Une emboîture correctement ajustée permet à son utilisateur de contrôler de manière optimale sa prothèse et d'éviter que les effets de pression et de cisaillement ne lui causent douleurs et blessures. La bonne distribution des pressions à l'intérieur de l'emboîture prothétique est importante pour le confort et l'optimisation de la marche de l'amputé [30].

L'emboîture assure la suspension de la prothèse, la transmission des forces au cours de l'appui et la mobilisation de la prothèse par le membre résiduel. Par son intermédiaire, l'amputé doit facilement mobiliser et contrôler la prothèse. Une adaptation parfaite entre l'emboîture et le membre résiduel est indispensable pour assurer un appui franc sans douleur quel que soit l'environnement ou l'activité du patient amputé. Tout jeu excessif est source d'une pseudarthrose qui favorise la perte de la prothèse ou son manque de contrôle et génère des mouvements de compensation. Le confort de l'emboîture est étroitement lié à la qualité de la répartition des contraintes et de la diminution des pressions sur les zones sensibles. Le choix des matériaux utilisés contribue au confort et à la tolérance cutanée. Les vibrations issues de la prothèse et transmises par l'intermédiaire de l'emboîture constituent une source d'informations proprioceptives précieuse pour le contrôle de la prothèse [13].

Aujourd'hui, les membres prothétiques sont généralement fabriqués à l'aide du savoir-faire du prothésiste et peu d'analyses sont effectuées pour concevoir les emboîtures. Par conséquent, le niveau de confort de la prothèse dépend de l'expérience du prothésiste [24].

L'emboîture est réalisée par un orthoprothésiste dont la tâche est de concevoir une interface entre le membre résiduel et la prothèse. La géométrie de cette interface, c'est-à-dire les surfaces de contact et le serrage, doit assurer le transfert des actions mécaniques entre la prothèse et le membre résiduel tout en étant la plus confortable possible. Cela se fait grâce à différents aspects de conception de l'emboîture. En effet, les surfaces de contacts de l'emboîture doivent, entre autres, permettre le recrutement des muscles du membre résiduel, comme les extenseurs de hanche, pour assurer le déroulement du pas lors de la marche appareillée [28].

I.3.4.1. Conceptions d'emboîture

I.3.4.1.1. Conceptions d'emboîture Trans-tibiale

➤ Emboîture de prothèse de type PTB (patellar tendon bearing)

Historiquement, pour réduire les complications souvent rencontrées au niveau de l'interface entre le moignon et l'emboîture, le type d'emboîture "contact" a progressivement remplacé l'emboîture "classique". L'emboîture contact, également connu sous le nom d'"emboîture à forme orientée", se distingue par sa surface intérieure qui ne reproduit pas exactement la forme du moignon, mais qui est plutôt contrainte à certains endroits spécifiques. Cette contrainte vise principalement à améliorer l'adhérence et le maintien de l'emboîture sur le moignon. Par conséquent, la répartition des pressions est plus uniforme que dans le cas de l'emboîture classique. Ce concept d'emboîture contact a été développé et mis en pratique aux États-Unis dès 1956, sous le nom de PTB (Patellar Tendon Bearing), souvent traduit simplement par "prothèse tibiale basse"[13].

L'emboîture PTB (Patellar Tendon Bearing) est souvent utilisée en cas d'instabilité médio-latérale du genou ou pour des moignons courts. Les découpes supérieures traversent le milieu des condyles et de la rotule. Cette forme d'emboîture est couramment associée aux manchons de nouvelle génération [12].

Jusqu'à la fin des années 90, l'emboîture PTB était la plus répandue pour les amputations trans-tibiales. Elle présente des zones de pression plus élevée pour soutenir l'emboîture et une

zone plus confortable avec des protubérances qui peuvent parfois poser des problèmes de circulation sanguine. Cette emboîture n'est pas adaptée aux peaux sensibles [24].

Un type spécifique de conception dans la catégorie des emboîtures du tendon rotulien est l'emboîture PTB (Patellar Tendon Bearing), où la charge principale est appliquée sur le tendon rotulien. Ce tendon est adapté à supporter la charge de compression antéro-postérieure car il est composé de fibres très résistantes qui s'étirent de manière insignifiante sous une traction. Les emboîtures PTB présentent des alvéoles caractérisées par une prise médio-latérale sur les condyles fémoraux. Elles se déclinent en deux versions principales : les alvéoles supracondyliennes (PTB-SC) et les alvéoles supracondyliennes/suprapatellaires (PTB-SCSP). La première version présente des parois médiales et latérales étendues qui couvrent entièrement les condyles fémoraux des deux côtés, avec un bord antérieur bas devant la rotule. La seconde version a une paroi antérieure plus étendue qui recouvre complètement la rotule. Un autre type de conception dans la famille des emboîtures du tendon rotulien est la prise de Kegel du tendon rotulien (PTK), également connue sous le nom de prise Kondylen-BeinMuenster (KBM), qui se caractérise par 13 bords médiolatéraux plus étendus par rapport aux précédents. Ces trois configurations PTB sont illustrées dans la figure 4 [31].

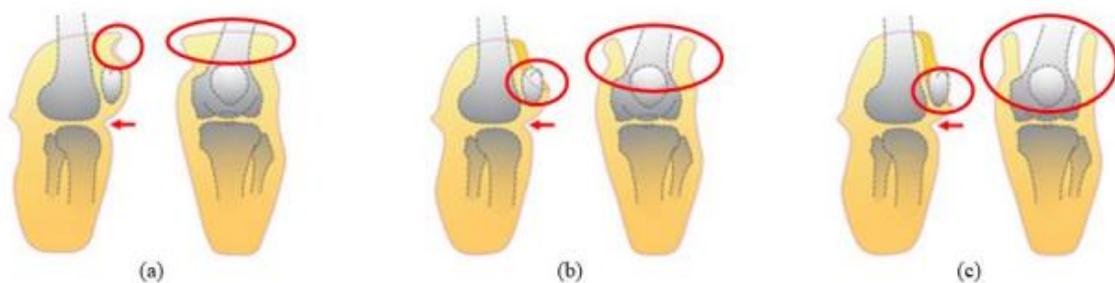


Figure I.4 : Vue latérale et antérieure des différentes configurations de conception du PTB [31].

➤ **Emboîture de prothèse de type TSB (Total Surface Bearing)**

Dans les années 1980, les chercheurs ont développé ce qu'on appelle les douilles à palier de surface totale (TSB), où la charge est répartie sur toute la surface du moignon. Cette conception vise à réduire les fortes contraintes locales à la surface du moignon, ce qui améliore le confort, l'ajustement et la proprioception globale. Une douille TSB bien ajustée nécessite un bon contrôle des tissus mous, une réduction des pics de pression et une répartition optimale de la charge sur toute la surface disponible. Les douilles TSB offrent une

stabilité accrue en réduisant le glissement grâce au contact total maintenu tout au long du cycle de marche. Elles sont considérées comme plus confortables que les douilles PTB car la pression globale est répartie de manière plus uniforme sur le moignon. Cependant, l'utilisation d'une douille TSB peut parfois entraîner une douleur à l'extrémité distale, car le poids de la douille exerce une pression sur l'ensemble du membre. De plus, les patients ayant un excès de tissu mou peuvent ressentir cette douleur. Les douilles TSB ne conviennent pas aux personnes amputées présentant des épérons osseux, ni aux nouveaux amputés en raison des changements de volume survenant dans les 12 à 18 premiers mois suivant l'amputation [31].

L'emboîture TSB (Total Surface Bearing) répartit la pression sur toute la surface du moignon, évitant ainsi la formation de zones de sur ou sous-pression. L'utilisation d'un manchon contribue à une répartition uniforme de la pression dans ce type d'emboîture [24].

Une emboîture TSB classique se compose d'une coque externe rigide, d'une doublure interne en silicone viscoélastique ou moulé, et d'un dispositif de suspension. La chaussette TSB avec revêtement en silicone offre plusieurs avantages reconnus : (1) confort lors de la phase de stabilité, (2) facilité de mouvement lors de la phase de balancement, et (3) réduction du mouvement de piston. Bien que la prise TSB avec doublure en silicone soit généralement considérée comme une alternative à la prise PTB, elle peut présenter des problèmes d'hygiène, tels que des démangeaisons, de la transpiration, des éruptions cutanées et des odeurs [32].

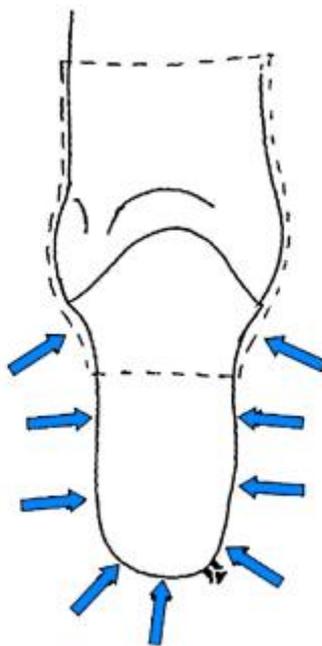


Figure I.5 : Le manchon de contact total (total contact bearing) est serré uniformément autour du moignon [33].

I.3.4.1.2. Conceptions d'emboîture Trans-fémorale

L'amputation au niveau fémoral aggrave les difficultés de compensation dynamique rencontrées au niveau tibial. En plus des problèmes de transition entre le moignon et la prothèse, il faut également gérer la compensation des deux fonctions du genou : la mobilité articulaire et l'énergie de propulsion lors de la marche. En ce qui concerne la liaison entre le moignon et l'emboîture, les emboîtures avec ischion intégré n'ont pas complètement remplacé les emboîtures quadrangulaires avec une tablette de soutien sous l'ischion. Quel que soit le choix fait, il s'agit de configurations d'emboîture doubles comprenant un manchon en matériau semi-souple qui recouvre largement une emboîture rigide en fibre de carbone [34].

Les principales formes génériques sont les emboîtures quadrilatérales, les emboîtures à ischion intégré et les emboîtures sous ischiatiques (Figure 6) [23].

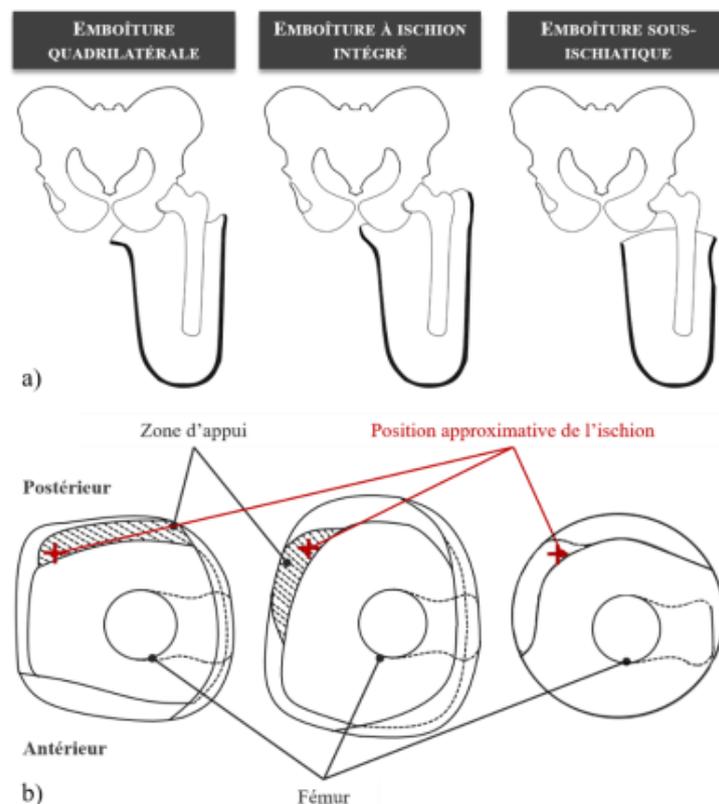


Figure I.6 : Comparaison des principales formes génériques d'emboîture [23].

A-Conception de confinement ischiatique/ramal

Ces dernières années, de nouveaux designs de douilles pour les amputations trans-fémorales ont été développés, comprenant notamment le socket médial-latéral étroit connu sous le nom de Normal Shape-Noirnai Alignment, la méthode de Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment (CAT-CAM), et le socket médial-latéral étroit (Narrow M-L). Ces conceptions innovantes sont souvent regroupées sous le nom de douilles de confinement ischiatique-ramal (IRC), car elles partagent la caractéristique de contenir la tubérosité ischiatique et le Ramus à l'intérieur de la douille. Les éléments clés du design du socket IRC comprennent des dimensions médiales-latérales étroites et antérieures-postérieures larges, ainsi qu'une absence de siège ischiatique défini en haut de la paroi postérieure, permettant le confinement de la tubérosité ischiatique et du Ramus à l'intérieur de la douille [35].

La forme d'emboîture la plus répandue chez les amputés trans-fémoraux est l'Emboîture de Confinement Ischiatique (IC). Elle se caractérise par une bordure elliptique, une largeur antéro-postérieure importante et une étroitesse médio-latérale avec une bordure latérale élevée. Connue également sous le nom de CAT CAM (Méthode de l'Alignement Contrôlé Adducteur Trochantérique) ou "emboîture ischiatique-ramale", elle enferme la tubérosité ischiatique et le Ramus dans la douille. Depuis plus de deux décennies, l'emboîture IC a largement remplacé l'emboîture quadrilatérale, en partie en raison de sa capacité à réduire le coût énergétique de la marche. Environ une décennie plus tard, Marlo Ortiz Vasquez a développé l'Emboîture Anatomique Marlo (MAS1) spécifiquement pour les amputés trans-fémoraux. Selon Trower, le MAS1 semble offrir un meilleur confinement ischiatique et une stabilité médio-latérale supérieure par rapport à d'autres emboîtures, tout en réduisant les lignes de coupe et en améliorant l'amplitude de mouvement de la hanche [36].

A-1 Emboîture ischiatique

Elle adopte une configuration anatomique afin d'éviter les compressions sur les tendons et les muscles. L'ischion est incorporé dans une cavité interne et concave, avec son bord interne aligné au niveau de la branche ischio-pubienne. Cette conception restreint les mouvements de translation dans le plan frontal, garantissant ainsi une stabilité accrue et une précision accrue dans les mouvements [37].

Les nouveaux designs d'emboîtures englobent la partie médiale de la tubérosité ischiatique, offrant ainsi un contrôle optimal de l'emboîture sans nécessiter de serrage

excessif au niveau proximal ni d'appui prononcé sur l'extrémité de la tubérosité ischiatique. Cette configuration permet au fémur de s'appuyer contre le côté latéral de l'emboîture, offrant ainsi un contrôle plus précis de la prothèse. De plus, ce concept ramène le fémur à sa position d'adduction physiologique, permettant une extension de la hanche sans exercer de pression excessive sur la tubérosité ischiatique et évitant ainsi une lordose compensatoire [33].

En associant une manche adhésive à une emboîture intégrant l'ischion, le patient bénéficie d'un confort et d'un contrôle suffisants sur sa prothèse, ce qui lui permet d'atteindre des distances de marche presque comparables à celles des personnes valides. Les performances fonctionnelles ultérieures du patient dépendent des dispositifs prothétiques disponibles et de leur utilisation effective [33].

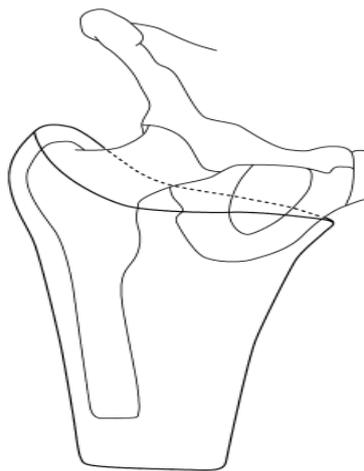


Figure I.7 : Amputation fémorale, emboîture avec ischion intégré [34].

A-2 Emboîture Ramal

Les principaux avantages de ce type de conception d'emboîture incluent :

- Une meilleure stabilité coronale grâce au soutien de la structure osseuse.
- Une réduction des lignes de coupe proximales, favorisant ainsi la préservation du tissu proximal à l'extérieur de l'emboîture.
- Une amélioration de l'amplitude de mouvement de la hanche tout en maintenant la stabilité coronale [9].

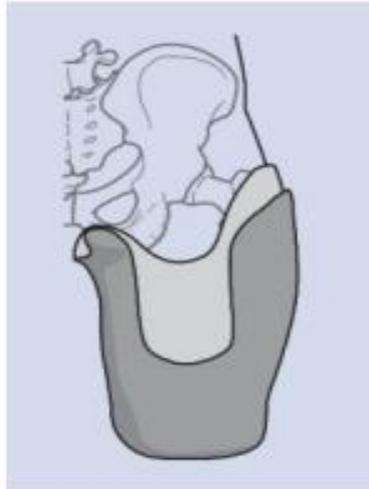


Figure I.8 : Emboîture de contention ischio-ramale [9].

B- Conception subischiale

B-1 Emboîture quadrilatérale

Le design de la prise quadrilatérale (QL) offre un excellent soutien et une stabilité pour les amputés trans-fémoraux lors de la marche, remplaçant ainsi la prise ajustée. La QL présente un contour avec des dimensions étroites antéro-postérieures et larges médio-latérales, avec un siège ischial attaché au sommet de la paroi postérieure pour soutenir le poids du corps de l'amputé (Fig.9). Bien que la prothèse QL soit standard dans le monde entier, il arrive parfois qu'un amputé trans-fémoral utilisant la QL, dont le moignon est légèrement abducté, se plaigne d'une sensation d'être poussé vers le haut par le bord de la paroi postérieure lors de l'extension de la hanche, et ressent de la douleur au niveau de la tubérosité ischiale, surtout au début de l'apprentissage de la marche [35].

Le bord postérieur de cette emboîture est aligné avec le muscle grand fessier et présente un léger aplatissement, permettant ainsi le support de l'ischion à l'extérieur de l'emboîture. En interne, elle exerce une compression au niveau des adducteurs, à l'avant au niveau du triangle de Scarpa et latéralement en regard du grand trochanter et du moyen fessier [37].

Radcliffe conclut que la conception des emboîtures quadrilatérales doit répondre à plusieurs impératifs. D'abord, l'appui de l'ischion doit être aussi éloigné que possible du centre de la tête fémorale pour réduire la sollicitation des muscles du membre résiduel, en particulier les abducteurs. De plus, pour recruter au mieux les muscles dans leur longueur de repos, le fémur doit être légèrement en adduction dans l'emboîture pour compenser l'abduction induite par les abducteurs. Pour ce faire, le mur médial de l'emboîture doit être

parallèle au sol tandis que le mur latéral, plus incliné, est plus serré au niveau distal sur le membre résiduel. Le serrage de l'emboîture se concentre principalement sur la dimension antéro-postérieure. Une partie de la charge verticale induite par le poids peut alors être supportée par un appui postérieur, ce qui permet de réduire la taille de l'appui ischiatique. Enfin, la dimension medio-latérale est ajustée pour faciliter l'enfilage de l'emboîture tout en maintenant une compression adéquate sur le membre résiduel [28].

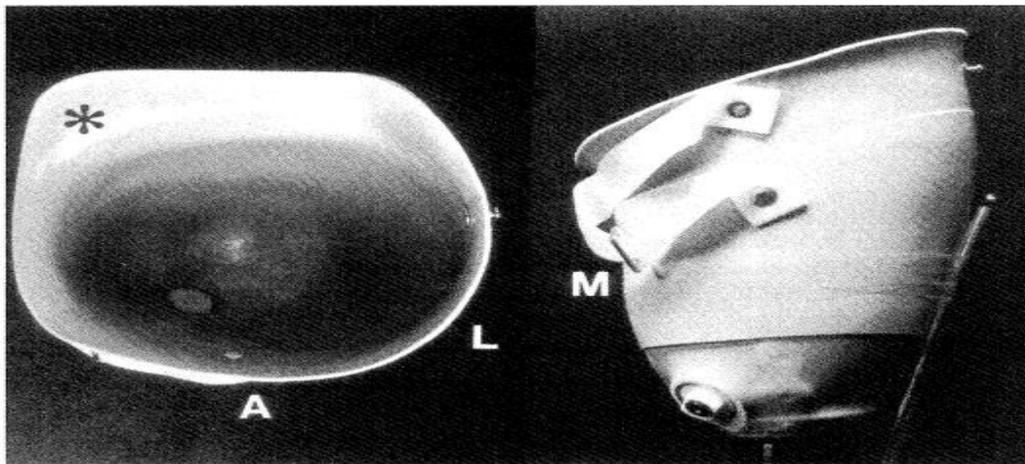


Figure I.9 : Vue antérieure et supérieure de la prise quadrilatérale pour un amputé transfémoral gauche. A : antérieur, B : lateral, M : medial, * : siège ischiatique [35].

C- Emboîture de suspension subsichiale assistée par dépression

Au cours de la dernière décennie, la suspension assistée par vide (VAS) a été intégrée à la pratique clinique. Cette technologie repose sur l'utilisation d'une pompe à vide pour éliminer l'air entre une doublure en gel et la paroi interne d'un manchon prothétique. On a théorisé que l'application d'une pression négative à cet espace scellé génère des forces de friction statique élevées, empêchant ainsi la séparation de la doublure de la paroi du manchon. Des recherches ont suggéré que la VAS pourrait réduire le mouvement relatif entre le manchon prothétique et le membre résiduel, prévenir la perte de volume du membre résiduel et diminuer les problèmes cutanés chez les personnes amputées Trans-tibiales. Les scientifiques ont émis l'hypothèse que la VAS maintient le volume du membre résiduel en limitant l'écoulement de liquide hors du membre, ce qui pourrait favoriser une meilleure circulation sanguine à l'intérieur du membre et maintenir les tissus mous du membre résiduel mieux hydratés [38].

Les emboîtures sous-ischiatiques avec suspension sous vide présentent le potentiel d'offrir une amplitude de mouvement accrue de la hanche et un meilleur confort, ainsi que moins de mouvements de va-et-vient entre l'emboîture et le membre, et une meilleure proprioception et

santé des tissus. Cependant, les lignes de découpe inférieures des emboîtures subschiatiques remettent en question la compréhension conventionnelle de la biomécanique des emboîtures TF, où l'idée de "s'accrocher au bassin" est censée stabiliser l'emboîture dans le plan coronal. Lorsque la stabilité de l'emboîture dans le plan coronal est faible, le bord médial proximal pénètre dans les tissus mous de l'aine et l'extrémité fémorale distale s'abaisse inconfortablement à l'intérieur de l'emboîture, entrant en contact avec la paroi latérale. Pour minimiser cet inconfort et réduire le moment de la hanche dans le plan coronal, les utilisateurs de prothèses TF augmentent souvent le déplacement latéral du tronc et la largeur des pas [39].

Dans les sockets de suspension sous vide, la perte de pression sous vide élevée est souvent due à une non-conformité du matériau de l'emboîture aux changements de forme et de volume du membre résiduel. Une suspension sous vide réduite peut entraîner des mouvements relatifs accrus (c'est-à-dire un effet piston) du membre résiduel dans l'emboîture. Pour résoudre ce problème, la fabrication l'emboîture à partir d'un matériau flexible est une solution directe ; cependant, pour être utilisable en pratique, une rigidité minimale de l'emboîture est nécessaire pour assurer un transfert de charge stable entre le membre résiduel et la prothèse. Pour maximiser la flexibilité l'emboîture tout en maintenant une rigidité suffisante, nous utilisons une socket rigide fenêtrée (c'est-à-dire un cadre) intégrée dans un matériau flexible en polyuréthane laminé [40].

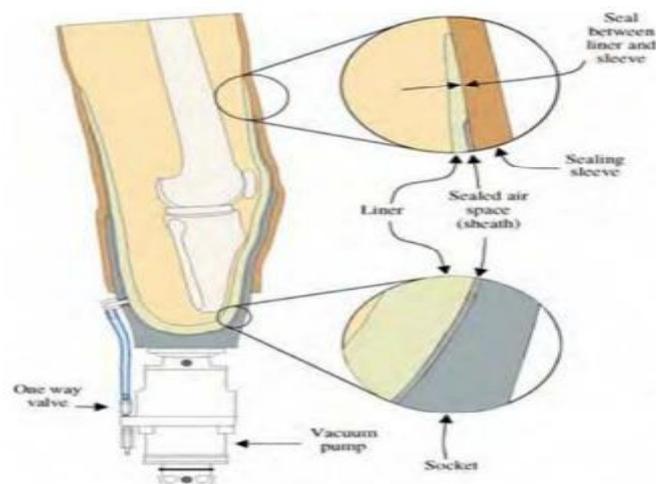


Figure I.10 : Section transversale du système de suspension sous vide. Notez que l'espace d'air scellé ne s'étend pas jusqu'à la cuisse. Le joint entre le haut du manchon de doublure et la manche d'étanchéité isole le membre du vide [40].

I.3.4.2. Matériaux d'emboîture

Les matériaux plastiques rigides à haute température, comme la résine de polyester, sont désormais préférés au bois, ce qui réduit le poids global de la prothèse et améliore sa durabilité. Plus récemment, la stratification acrylique a remplacé le polyester dans la fabrication des sockets, offrant ainsi une alternative plus moderne et potentiellement plus efficace [41].

Le polypropylène et la résine ont été les matériaux les plus utilisés dans la fabrication des prothèses, représentant respectivement 17 cas, soit 56,67 %, et 12 cas, soit 40 %. En dernier lieu, le cuir a été utilisé dans 1 cas, soit 3,33 % [20].

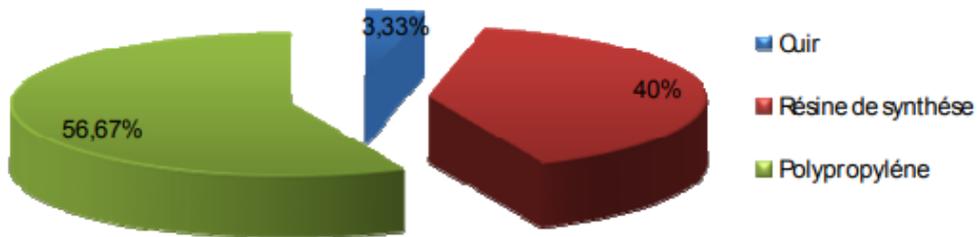


Figure I.11 : Matériaux utilisés dans la fabrication des prothèses [20].

Chapitre II

Etat de l'art sur la modélisation des
membres inférieurs

Chapitre II : Etat de l'art sur la modélisation des membres inférieurs

II.1. Introduction

La modélisation des membres inférieurs transtibiaux et transfémoraux revêt une importance capitale dans le domaine de la réhabilitation et de l'ingénierie biomédicale. Les personnes amputées de membres inférieurs dépendent souvent de prothèses pour restaurer leur mobilité et leur qualité de vie. La modélisation biomécanique permet de comprendre les interactions complexes entre les prothèses, les tissus résiduels et le système musculo-squelettique, offrant ainsi des perspectives précieuses pour améliorer la conception et l'efficacité des prothèses [42].

L'objectif principal de la modélisation des prothèses transtibiales et transfémorales est d'optimiser leur conception et leurs performances. En modélisant le mouvement et les charges appliquées sur les prothèses, les chercheurs visent à minimiser les contraintes excessives sur les tissus résiduels, à maximiser le confort et la stabilité de la marche, et à favoriser une interaction biomécanique naturelle avec l'environnement [43].

De plus, la modélisation contribue à la personnalisation des prothèses, en tenant compte des caractéristiques anatomiques et des besoins spécifiques de chaque individu amputé.

En combinant ces objectifs, la modélisation des membres inférieurs amputés vise à améliorer la qualité de vie des personnes ayant subi une amputation en fournissant des prothèses plus efficaces, durables et adaptées à leurs besoins individuels [44].

II.2. Etude 1 : Analyse de la répartition de la pression dans l'emboiture prothétique transfémorale pour l'évaluation de la préfabrication via la méthode des éléments finis.

II.2.1. Introduction

Cette étude a examiné la pression d'interaction entre un modèle 3D multimatériau spécifique à un patient et deux types de manchons de contention ischio-ramaux (IRC). L'un était un modèle UCLA utilisant la méthode CAT-CAM, l'autre était un modèle MCCT développé par Agarie. L'étude a évalué la distribution de la pression, essentielle pour prévenir les blessures tissulaires profondes causées par des prothèses mal ajustées. La méthode des éléments finis (FEM) a été utilisée, combinée à un traitement d'image, pour améliorer le design des manchons prothétiques en fonction des profils de pression des patients, visant à réduire les contraintes et les inconforts [45].

II.2.2.Méthode

➤ Construction de Modèles de Moignon et de Manchon

Cette étude a utilisé des images IRM spécifiques pour créer un modèle 3D de moignon, incluant graisse, muscle et os. Trente images IRM, espacées de 5 mm, ont été superposées. Des lignes de trajectoire autour de l'image ont aidé à former des sections transversales, ensuite reliées pour construire le modèle 3D avec le logiciel Creo. La même méthode a été utilisée pour créer des modèles de manchons. Le logiciel LS-DYNA a été employé pour le maillage des modèles [45].

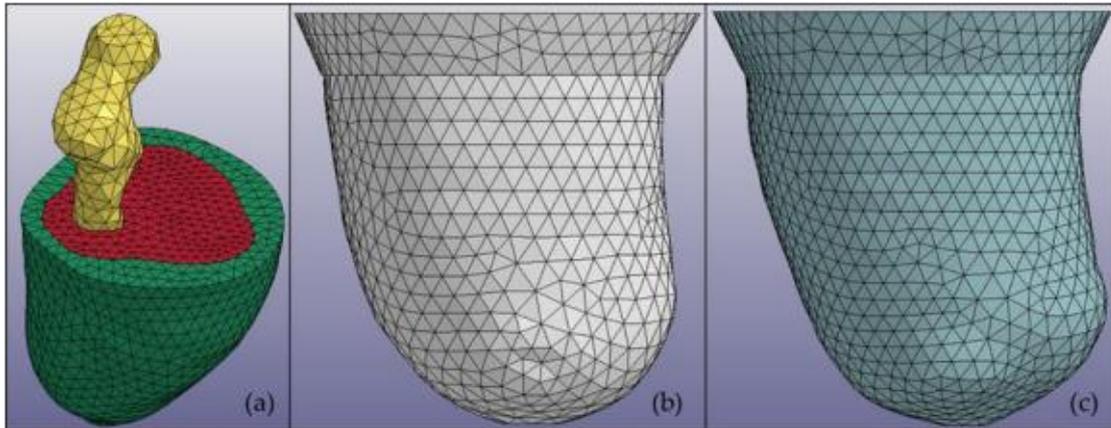


Figure II.1 : Modèles 3D multimatériaux de (a) un moignon dans lequel chaque partie est distinguée par couleur : os (jaune), muscle (rouge) et graisse (vert) ; (b) un manchon de technique de moulage par compression manuelle (MCCT) ; et (c) un manchon de l'Université de Californie à Los Angeles (UCLA) [45].

Les matériaux ont été modélisés comme isotropes et homogènes. Les tissus mous ont été représentés comme des composites de fibres de collagène dans une matrice isotrope. Un matériau viscoélastique, basé sur la théorie quasi-linéaire (QLV), a été choisi pour les tissus mous, offrant une meilleure fidélité biologique que les matériaux élastiques linéaires. La calibration QLV, validée par des données de cadavres, a montré une bonne concordance en termes de force maximale et de déplacement [45].

➤ Environnement Préétabli pour la Simulation

Cette étude a utilisé une simulation reproduisant la session d'ajustement du manchon. Le sujet devait se tenir debout pendant l'ajustement pour évaluer le confort. La simulation a pris en compte le poids corporel du sujet comme indicateur de position debout. Étant donné que les formes géométriques du moignon et du manchon étaient différentes, la distance lors de

l'enfilage a été prise en considération. Une vitesse idéale de 0,5 m/s a été suggérée, constante depuis la position initiale jusqu'à ce que le moignon atteigne l'extrémité distale du manchon [45].

La définition du contact utilisée dans la simulation comportait deux parties. Le premier contact entre le moignon et le manchon était défini comme un contact surface à surface avec un coefficient de friction de 0,5, basé sur une autre étude. Le deuxième contact correspondait à un contact lié entre l'os et le muscle, empêchant les nœuds esclaves de se séparer ou de glisser par rapport à la surface maîtresse. Le principe de la simulation était que le moignon devait se déplacer vers le manchon, avec 50% du poids corporel au sommet du moignon pour simuler une posture bipède. Le mouvement horizontal du manchon était contraint pour assurer le contact avec le moignon [45].

II.2.3. Résultat

L'étude a utilisé un modèle à deux tétraèdres d'éléments finis pour chaque sujet, correspondant au nombre de sujets. Les sujets A et B, respectivement âgés de 35 et 47 ans, ont été équipés de deux modèles de prothèses différents, UCLA et MCCT. Une simulation d'enfilage a été réalisée pour chaque sujet à l'aide d'un solveur LS-Dyna pour observer la répartition de la pression pendant l'enfilage complet. Le temps de calcul moyen était de 6 heures, et la répartition de la pression était considérée similaire à celle réellement ressentie lors du port de la prothèse [45].

La tendance observée dans les pressions obtenues dans les résultats pour les douilles MCCT et UCLA était presque la même pour les deux sujets. Cela indique que le profil de forme des deux types de douilles garantissait que le comportement du résidu pour chaque sujet était presque identique [45].

La pression observée dans la zone proximale était plus élevée que dans la zone distale dans la plupart des cas étudiés. Le choix de différentes formes entre le modèle de résidu et celui de la douille a augmenté la tendance à la déformation géométrique du résidu. Pendant l'étape complète de l'enfilage, une déformation volumétrique importante s'est produite dans la zone proximale parce que la douille prothétique a été créée avec une petite section transversale dans cette zone pour permettre un ajustement optimal au résidu du sujet. Le rétrécissement du résidu a augmenté la pression dans la zone proximale. Dans d'autres zones du résidu qui n'ont pas été mesurées par le capteur, la distribution de la pression a été clairement observée dans les résultats de la simulation par éléments finis (FEA). Les résultats

Chapitre II : Etat de l'art sur la modélisation des membres inférieurs

ont montré que le schéma de distribution de la pression sur la surface était presque identique dans les douilles MCCT et UCLA. Cependant, la quantité de pression observée dans la douille UCLA était plus élevée par rapport à celle de la douille MCCT dans la plupart des cas [45].

Bien qu'un modèle 3D du résidu très réaliste ait été créé dans cette étude, distinguant entre le tissu adipeux mou et les parties musculaires, la séparation du type de muscle du résidu et sa géométrie précise sont considérées comme plus réalistes et permettent une analyse interne de la pression pour étudier les ulcères de pression et les lésions tissulaires profondes (DTI) dans un environnement précis. Le mouvement relatif entre les parties adipeuses et musculaires peut être pris en compte en améliorant le modèle de manière réaliste [45].

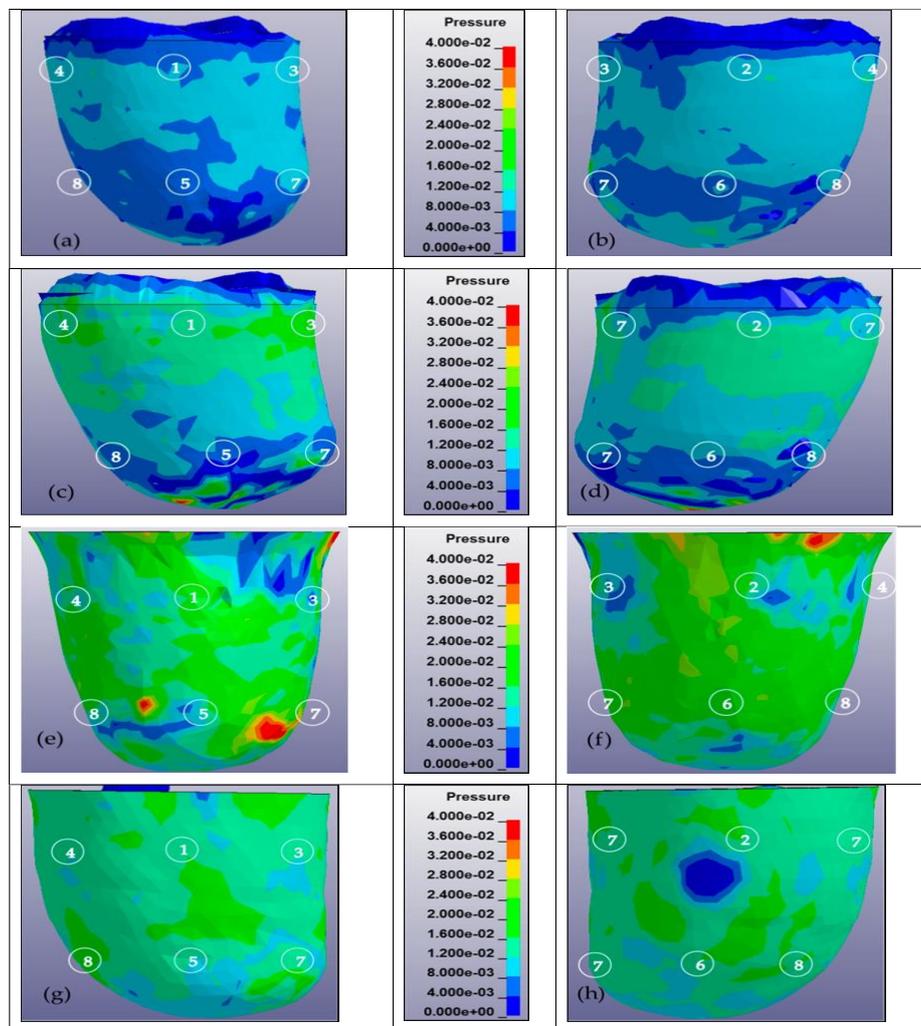


Figure II.2 : Cartographie de la pression du résidu pendant les étapes complètes de l'enfilage [45].

II.2.4. Conclusion

Cette étude analyse le profil de distribution de pression de deux sujets portant des manchons UCLA et MCCT en utilisant la méthode des éléments finis (FEM). Les résultats montrent une corrélation élevée entre les mesures FEA et la distribution réelle de la pression à l'intérieur du manchon lors de la phase debout. Les propriétés mécaniques utilisées étaient générales, mais la forme géométrique du moignon était spécifique à chaque sujet. L'objectif principal, l'estimation du profil de distribution de pression par la FEM, a été atteint, montrant que cette méthode est appropriée pour étudier le comportement de déformation du moignon en mesurant la pression à l'intérieur du manchon. Cette information aide à ajuster le design du manchon avant la fabrication pour optimiser le confort des sujets. Les études futures devraient augmenter le nombre de sujets pour améliorer l'analyse statistique et prendre en compte des propriétés matérielles spécifiques aux individus [45].

II.3. Etude 2 : Influence de la réduction d'échelle dans la conception des douilles pour les amputés transtibiaux.

II.3.1. Introduction

Les prothèses sont essentielles pour rétablir la fonction du système musculosquelettique. Cependant, leur conception est cruciale car les méthodes traditionnelles peuvent entraîner jusqu'à 60 % d'inconfort. L'analyse par éléments finis (FEA) peut aider à améliorer la conception des prothèses en évaluant l'impact des paramètres sur la distribution du stress dans les tissus mous pendant la marche, ce qui peut accroître le confort du patient [46].

II.3.2. Méthode

➤ Développement et couplage du modèle

Des IRM ont été effectuées sur le membre inférieur d'un homme amputé au niveau transtibial, âgé de 51 ans et en bonne santé, neuf ans après une amputation traumatique. Les images ont été segmentées en différents tissus. Le modèle de membre résiduel a été fusionné avec un modèle existant, LLMS, ajustant la géométrie. La coque de prothèse a été définie par décalage de sa surface interne par rapport à la peau. Une interface de contact a été définie entre la coque et le membre résiduel. Les matériaux utilisés incluent du nylon PA12 pour la

coque et du silicone pour le revêtement, avec des propriétés mécaniques similaires au modèle LLMS [46].

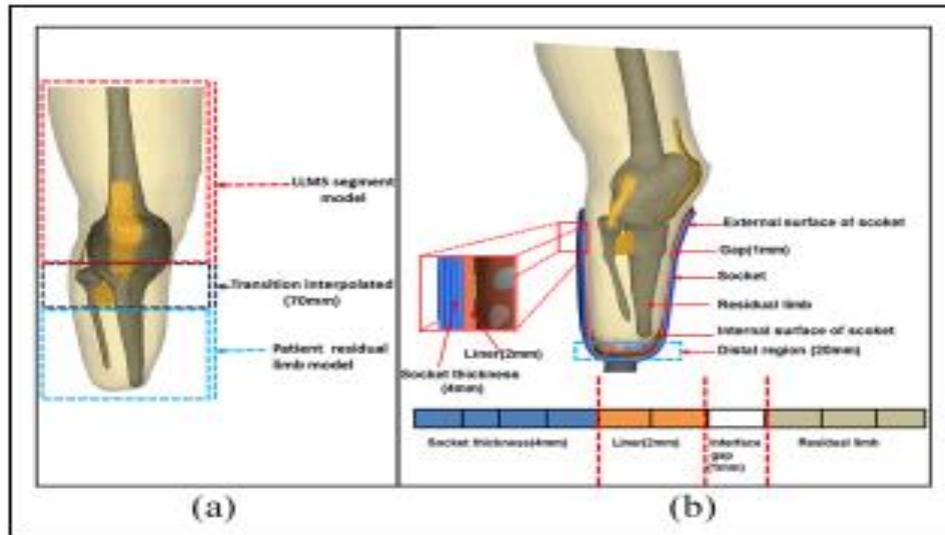


Figure II.3 :(a) Modèle LLMS FE pour le membre résiduel et le membre résiduel du patient ; (b) coque (4 mm), écartement (1 mm), revêtement (2 mm), maillage du membre résiduel et distribution de l'épaisseur des éléments dans le modèle, ainsi que les surfaces externe et interne de la coque, allongées vers le bas de 20 mm [46].

Tableau 1 :Propriétés des matériaux[46].

Partie	Module de Young (MPa)	Loi	Coefficient de Poisson	Nombre d'éléments	Type d'élément
Peau	1 ²¹	Elasto-plastique	0.3	3872	Coque
Tissus mous	0,2 ²¹	Élastique	0.45	20,469	Maillage tétra
Os	10,000 ²¹	Elasto-plastique	0.3	8514	Coque
Emboîture	1500 ²²	Elasto-plastique	0.3	105,984	Maillage tétra
Doublure	1 ²³	Hyperélastique	0.3	52,992	Maillage tétra

➤ **Simulation de la démarche de la marche - course nominale**

Une simulation de marche nominale a été effectuée, reproduisant la phase d'appui de la marche avec la géométrie de la coque de prothèse initiale. Cette simulation englobe l'ensemble du cycle de marche comme un processus continu, prenant en compte les influences dynamiques sur la distribution du stress. Deux systèmes locaux, liés au tibia et au sol, ont été définis pour assurer la motion du sol dans le plan sagittal. La marche a été simulée

en trois étapes successives, avec enregistrement des distributions de stress et des pics de stress maximum pour chaque phase d'appui, ainsi que de la force de réaction au sol [46].

➤ Analyse de sensibilité

Une course nominale a été effectuée avec une coque parfaitement adaptée au moignon résiduel, sans stress initial. Une analyse de sensibilité a impliqué des ajustements progressifs de la taille de la coque, avec une mise à jour du stress initial à chaque étape. Les données de stress initial ont servi de conditions initiales pour les simulations suivantes, avec enregistrement et comparaison de la distribution du stress à chaque étape [46].

II.3.3. Résultat

Les figures 4(a) et (b) illustrent la distribution des contraintes à la surface et en profondeur du moignon résiduel à trois moments clés de la marche. Une contrainte maximale de 69 kPa a été observée pendant la phase de décollage des orteils dans le muscle gastrocnémien. Globalement, des niveaux de contraintes élevés ont été relevés dans la partie postérieure du moignon, principalement dans le muscle gastrocnémien, ainsi qu'à l'avant, notamment au niveau du tendon rotulien et des condyles tibiaux médiaux. Le muscle gastrocnémien est considéré comme peu sensible, tandis que la rotule, les condyles tibiaux et la chaux fibulaire sont des zones plus sensibles [46].

L'effet principal du changement de taille de la douille est de modifier la zone la plus chargée. On peut ainsi observer que lorsque la douille n'est pas ajustée, la compression se concentre dans une zone postérieure, tandis qu'elle se déplace vers la zone proximale du membre résiduel pour des niveaux de compression initiale plus élevés. Cela confirme à nouveau que pour modifier les zones de concentration de stress de manière positive pour le patient (c'est-à-dire en soulageant les zones sensibles au détriment des moins sensibles), une réduction homogène de la taille n'est pas suffisante : les niveaux de compression initiale doivent être ajustés zone par zone. Une perspective de cette étude doit aborder cette question, par exemple, en utilisant l'optimisation topologique et en spécifiant dans les contraintes d'optimisation les zones pour lesquelles les niveaux élevés de stress doivent être, autant que possible, évités [46].

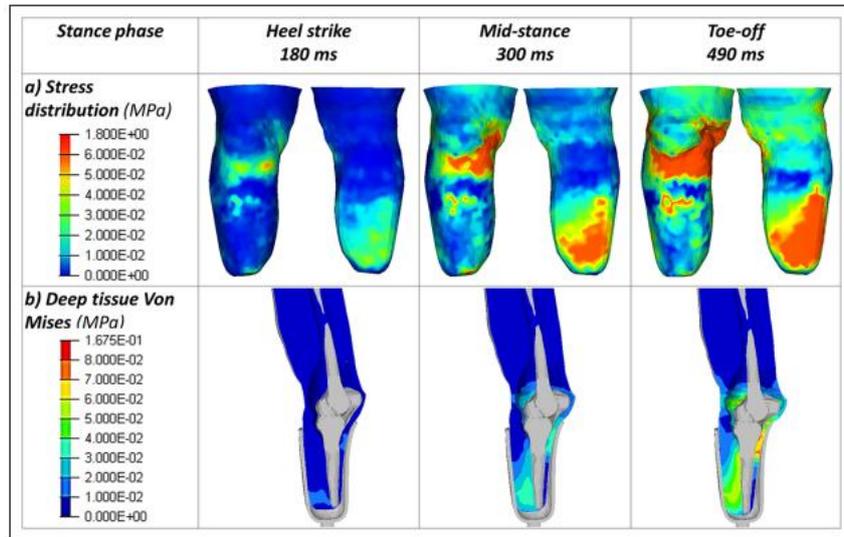


Figure II.4 : (a) Distribution des contraintes de surface dans le membre résiduel pendant la phase d'appui, dans les vues antérieure (gauche) et postérieure (droite), et (b) distribution des contraintes dans les tissus profonds (vue en coupe)[46].

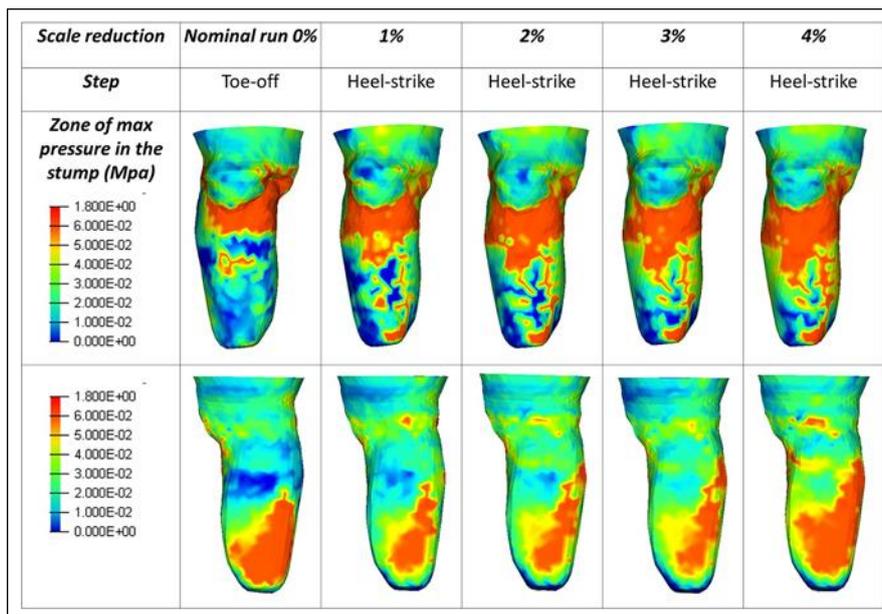


Figure II.5 : Distribution des contraintes en fonction de la réduction d'échelle du membre résiduel, dans les vues antérieure (en haut) et postérieure (en bas) [46].

II.3.4. Conclusion

Cette étude examine l'impact de l'ajustement de la coque sur le confort des amputés lors de la marche. Une légère compression initiale du moignon a significativement réduit le stress pendant la phase d'appui. Cela souligne l'importance d'une coque bien ajustée pour éviter le frottement et le stress. Cependant, une réduction homogène de la taille de la coque présente

des limites, avec des niveaux de stress plus élevés dans les zones sensibles. Des ajustements géométriques non homogènes sont recommandés [46].

II.4. Etude 3 : Effet d'une doublure de mousse prothétique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse.

II.4.1. Introduction

Le processus de fabrication d'une coque repose sur les retours des patients et le jugement personnel des prothésistes, ce qui est long et coûteux, nécessitant plusieurs prototypes pour aboutir au produit final, ce qui entraîne des prix élevés. Il est nécessaire de concevoir et de fabriquer des coques efficaces et peu coûteuses pour réduire le prix élevé de ces produits. L'utilisation de l'analyse par éléments finis offre de nombreux avantages, notamment la capacité à déterminer la distribution des contraintes à l'interface moignon-prothétique, permettant ainsi de concevoir des prothèses performantes en réduisant les contraintes de contact. Cette étude utilise un modèle élémentaire fini trans-tibial pour examiner l'effet d'un revêtement en mousse prothétique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothétique [47].

II.4.2. Méthode

➤ Géométrie

Dans cette étude, le développement du modèle par éléments finis (FE) a suivi plusieurs étapes. Tout d'abord, un modèle tridimensionnel trans-tibial avec revêtement et coque a été créé à partir de scans de tomographie calculée. Ensuite, la conception du revêtement et de la coque a été réalisée avec le logiciel Autodesk Meshmixer, permettant d'adapter leur forme au moignon résiduel et d'éliminer les cavités dans les surfaces de contact. Le modèle a été converti en format IGS avec le logiciel MIMICS 3-MATIC. Le revêtement a été segmenté en deux sections de 5 mm chacune, avec différentes propriétés mécaniques, permettant de simuler diverses configurations de revêtements multicouches [47].

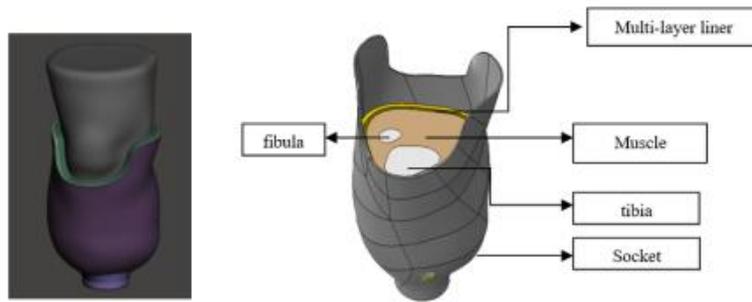


Figure II.6 : Représentation schématique du modèle STI en 3D et modèle par éléments finis (EF) (os, tissu mou, liner et coque) [47].

➤ Propriétés mécaniques

Les propriétés matérielles de l'os du tibia, des tissus mous et de la coque ont été supposées être élastiques linéaires, homogènes et isotropes. L'os a été assigné avec un module de Young de 10 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3, les tissus mous avaient un module de Young de 200 kPa et un coefficient de Poisson de 0,49, tandis que la coque avait un module de Young de 1,5 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3 [47].

Pour les revêtements en mousse, le polyuréthane souple, la mousse de polymère à mémoire de forme en polyuréthane et la mousse de latex naturel ont été assignés en tant que matériaux hyperélastiques, avec des modèles d'Ogden pour le polyuréthane souple et des propriétés mécaniques spécifiques pour la mousse de polymère à mémoire de forme et la mousse de latex naturel [47].

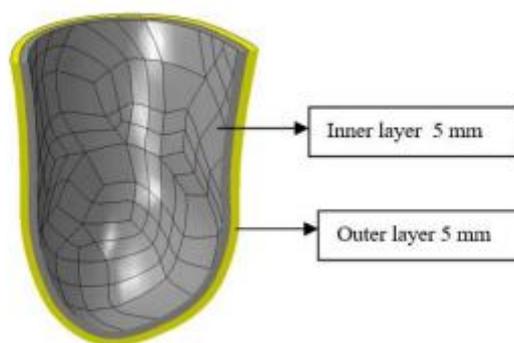


Figure II.7 : Représentation schématique du revêtement prothétique (EF) [47].

➤ Conditions de frontière et de chargement

Les interactions entre l'os et les tissus mous ont été modélisées par des liaisons tandis que le contact entre le moignon et le revêtement a été simulé par une interaction de contact

surface à surface. Un coefficient de friction de 0,5 a été attribué pour ce contact. De plus, une charge verticale statique équivalente à la moitié du poids du corps a été appliquée sur l'os tibial, avec l'extrémité distale de la coque maintenue fixe [47].

II.4.3. Résultat

Les résultats se basent sur la pression de contact maximale et la contrainte de cisaillement longitudinal maximale à l'interface du moignon. Ces valeurs aident à déterminer quel revêtement produit la pression la plus faible sur l'interface moignon-prothèse. Les déplacements verticaux enregistrés dans les revêtements ont été utilisés pour comparer leur capacité de support de poids dans chaque cas. La figure 8 montre les distributions de pression de contact à l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de revêtements, où la zone du tendon rotulien et la région sous l'os tibia amputé ont enregistré les pressions les plus élevées. La pression de contact maximale enregistrée dans le moignon entre tous les cas était dans le revêtement (f) jusqu'à 52 kPa, tandis que la pression de contact minimale était dans les cas des revêtements (a) et (c) jusqu'à 31 kPa et 30 kPa respectivement [47].

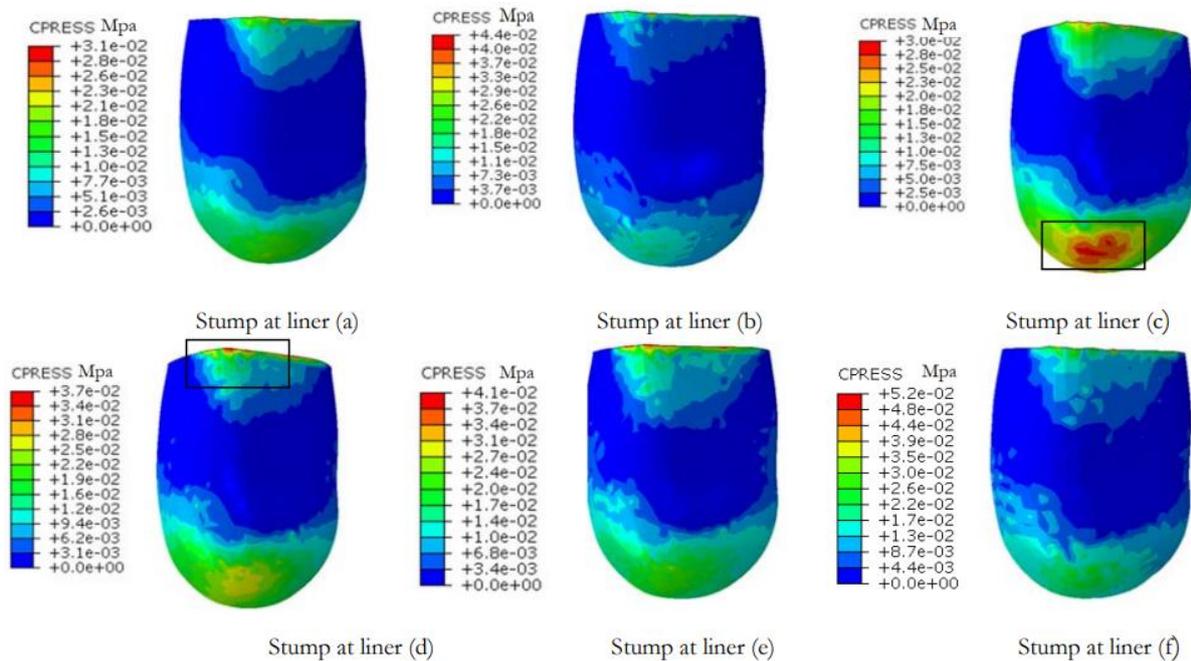


Figure II.8: Répartition de la pression de contact à l'interface du moignon pour les six types de revêtements multicouches [47].

La figure 9 montre les distributions de la contrainte de cisaillement longitudinal à l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de revêtements, où la région du tendon rotulien et la région sous l'os tibia amputé ont enregistré les contraintes de cisaillement longitudinales

les plus élevées. Les contraintes de cisaillement longitudinal maximales enregistrées dans le moignon entre tous les cas étaient dans les cas des revêtements (b), (e) et (f) jusqu'à 22, 20 et 26 kPa respectivement, tandis que les contraintes de cisaillement longitudinal minimales entre tous les cas étaient dans les cas des revêtements (a) et (c) jusqu'à 15 kPa [47].

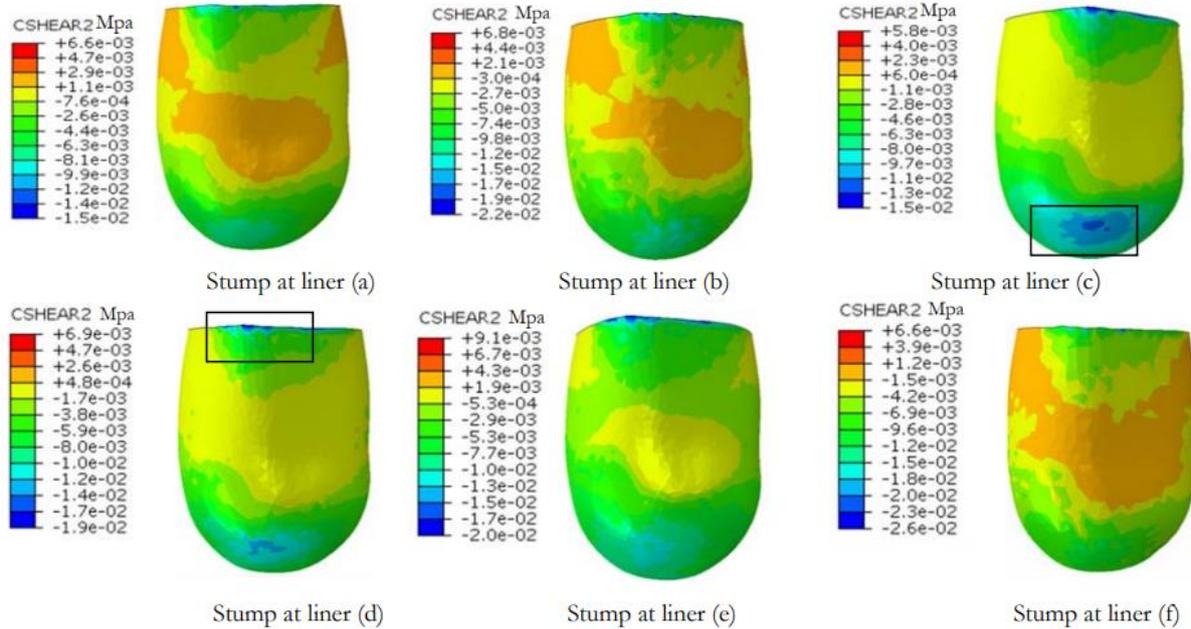


Figure II.9: Répartition des contraintes de cisaillement longitudinales à l'interface du moignon pour les six types de revêtements multicouches [47].

II.4.4. Conclusion

Cette étude a utilisé un modèle EF 3D pour prédire la pression de contact et la contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse. Une force équivalente à la moitié du poids corporel a été appliquée au genou lors d'une stance à deux jambes. Les effets des matériaux des revêtements en mousse ont été évalués en comparant les résultats des contraintes. Les revêtements en mousse multicouches ont montré une réduction efficace du stress, mais certains ont manqué de soutien pour le poids du patient. Les revêtements (b) et (d) ont offert le meilleur équilibre entre faibles contraintes et capacité de support de poids [47].

II.5. Etude 4 : Évaluation de la pression dans l'emboîture pendant la marche dans les douilles prothétiques à ajustement rapide.

II.5.1. Introduction

La fabrication des emboîtures de prothèses des membres inférieurs avec du plâtre de Paris (POP) est longue et produit beaucoup de déchets. Bien que des technologies rapides comme l'impression 3D existent, elles sont coûteuses et difficilement accessibles [48].

Pour améliorer ce processus, un système de moulage durable a été développé, utilisant un sac en polystyrène, une doublure prothétique et un système à vide. Ce système de moulage par billes de polystyrène (PS) évite l'utilisation de bandages POP et de modifications supplémentaires [48].

Les emboîtures doivent répartir les forces uniformément pour assurer le confort du patient. Les capteurs de force résistifs (FSR) mesurent les pressions sur les membres résiduels et aident à la conception des prothèses. Ces capteurs sont petits, peu coûteux et robustes [48].

L'objectif principal de l'étude était de développer un système de moulage PS pour réduire le temps de fabrication par rapport à la méthode POP. Des capteurs FSR ont été utilisés pour mesurer les pressions des emboîtures PS et POP pendant la marche afin de vérifier leur efficacité [48].

II.5.2. Méthode

Huit prothésistes ont participé à l'étude, chacun fabricant au moins une prothèse pour un participant, certains en créant deux. Les utilisateurs de prothèses ont été évalués avec deux méthodes de moulage différentes : le plâtre de Paris (POP) et le polystyrène (PS). Le style d'emboîture TSB (Total Surface Bearing) a été choisi car il permet une répartition uniforme des forces sur le membre résiduel, contrairement au style PTB (Patella Tendon Bearing) qui ne permet pas un contrôle hydrostatique adéquat [48].

➤ Fabrication de prothèses

Les prothésistes ont été répartis aléatoirement pour réaliser soit la méthode POP, soit la méthode PS. Pour la méthode POP, le processus impliquait l'application d'un gel liner, l'enroulement de bandages de plâtre autour du membre, la création d'un moule en plâtre positif, sa modification pour réduire la circonférence, puis la fabrication de l'emboîture rigide et son assemblage complet. La méthode PS était plus rapide, utilisant un gel liner suivi d'un

sac néoprène rempli de billes de polystyrène et connecté à un système à vide. Le modèle en plâtre positif était ensuite créé sans nécessité de modification supplémentaire, suivi de la fabrication de l'emboîture rigide et de son assemblage. La durée totale de chaque méthode, du moulage à l'assemblage complet, ainsi que le temps de fitting et les observations post-moulage sur le membre résiduel, ont été enregistrés pour chaque participant [48].



Figure II.10 : Image des méthodes de moulage en plâtre de Paris (POP) et en billes de polystyrène (PS). Remarque : (A) POP : moulage en plâtre de Paris ; (B) PS : moulage en billes de polystyrène [48].

➤ Protocole de mesure

Après avoir ajusté deux prothèses, chaque participant a effectué un essai de marche sur tapis roulant de 2 minutes. Les participants ont été assignés au hasard à une prothèse POP ou PS pour la mesure de la pression. Des capteurs piézo-résistifs ont été fixés au résidu à six emplacements différents, puis calibrés pour précision. Les données de pression ont été enregistrées en temps réel à l'aide d'un microcontrôleur Arduino UNO et du logiciel Arduino IDE 2.0. Les participants ont marché à leur propre vitesse pendant deux minutes, et les pressions maximales ont été enregistrées pour chaque pas. Après l'essai, les participants ont évalué le confort de l'emboîture avec l'échelle de score de confort. Ce processus a été répété pour chaque prothèse fournie, administré par un enquêteur de l'étude. Une vidéo de la méthode de moulage PS est disponible en annexe [48].

II.5.2. Résultat

La méthode POP a nécessité significativement plus de temps de moulage que la méthode PS, avec une différence d'environ 50 minutes ($p = 0,006$). Cependant, l'ajustement des prothèses entre les deux méthodes n'a pas présenté de différence significative. Aucun

problème cutané n'a été observé chez les participants après le moulage. La pression uniforme dans les prothèses POP était significativement inférieure à celle des prothèses PS. De plus, les résultats de satisfaction des clients ont montré une préférence significative pour la méthode PS [48].

Cette étude est l'une des premières à vérifier objectivement l'uniformité en utilisant des capteurs dans une prothèse rapide de style TSB. L'utilisation de ce sac de billes PS et de la doublure a éliminé le besoin de modification du modèle en plâtre dans la fabrication de prothèses. Des chercheurs précédents ont utilisé le PS dans le moulage, cependant, ces moulages en plâtre nécessitaient toujours une modification du plâtre. De plus, aucune mesure de résultat objective de la pression sur le moignon en utilisant la méthode PS n'avait été effectuée auparavant. La mesure des résultats est une caractéristique critique des traitements prothétiques. L'utilisation de pratiques basées sur des preuves nécessite l'utilisation judicieuse des évaluations des résultats pour assurer le confort et la fonctionnalité. De plus, l'avènement de nano-bio capteurs pourrait offrir des solutions de détection avancées pour les cliniciens. Comme les capteurs FSR actuels peuvent être encombrants, des capteurs à base de fibres et de textiles pourraient bientôt offrir des capteurs portables discrets pour les prothèses. Les instruments objectifs comme le FSR offrent un moyen valide de mesurer les interventions sur les douilles prothétiques [48].

II.5.4. Conclusion

Cette étude a développé une méthode de moulage PS rapide pour les utilisateurs de prothèses trans-tibiales, offrant une durée de moulage plus courte que la méthode traditionnelle POP. Les capteurs FSR ont confirmé l'uniformité de l'ajustement des prothèses pour les deux méthodes. La pression sur le membre résiduel a été mesurée avec succès dans les prothèses POP et PS, avec une pression maximale plus élevée pour les prothèses PS. Les tests de confort n'ont montré aucune différence significative entre les deux méthodes. Les prothèses utilisées étaient de conception TSB, offrant une pression uniforme sur le résidu. La méthode PS a éliminé la nécessité de modifier le modèle en plâtre dans la fabrication de prothèses. Cette étude présente des limites, notamment en termes de recrutement de prothésistes et de contrôle des variables des participants. Les capteurs FSR offrent une solution abordable pour mesurer les interventions d'emboîtures prothétiques [48].

II.6. Etude 5 : Analyse par éléments finis de la phase d'enfilage d'une emboiture prothétique pour les amputés transfémoraux.

II.6.1. Introduction

Des études antérieures, comme celles de Zhang et Mak, ont utilisé des modèles bidimensionnels pour évaluer l'effet de la friction et des conditions limites sur les résultats de la simulation. D'autres, comme Ramirez et Velez, ont analysé l'impact de différentes conditions limites et le type de contact entre les tissus mous du moignon et le fémur. Ces études ont principalement utilisé des lois constitutives linéaires et élastiques. En revanche, Surapureddy et al ont modélisé le membre inférieur avec un matériau hyperélastique de Mooney-Rivlin pour simuler la phase d'enfilage de la coque [49].

Cette étude se concentre sur la simulation de l'enfilage d'une coque de prothèse transfémorale, en évaluant l'impact de différents éléments tels que la présence de contacts frictionnels et l'ajout d'un revêtement. Des éléments coques ont été utilisés pour la discrétisation de la coque et du revêtement, réduisant ainsi la charge computationnelle et obtenant des résultats plus fiables pour des objets de faible épaisseur. Une analyse de sensibilité concernant la rigidité du revêtement a également été réalisée pour évaluer l'impact de ce paramètre sur les résultats [49].

II.6.2. Méthode

Les géométries du moignon et du fémur ont été reconstruites à partir d'images IRM, tandis que la coque a été modélisée numériquement par un technicien orthopédique à l'aide du Socket Modelling Assistant (SMA). Les simulations FEA ont été réalisées avec le logiciel ANSYS 2022 R1. Les fichiers STL des géométries ont été importés dans SpaceClaim pour créer des géométries CAO. Le revêtement a été généré par extrusion de 2 mm à partir de la région inférieure du moignon [49].

Pour discrétiser la coque et le revêtement avec des éléments coques, les surfaces internes ont été extraites pour obtenir des géométries bidimensionnelles, avec des épaisseurs de 2 mm pour le revêtement et de 3 mm pour la coque. Le positionnement des géométries dans l'espace a été réalisé manuellement, ce qui pourrait comporter quelques erreurs [49].

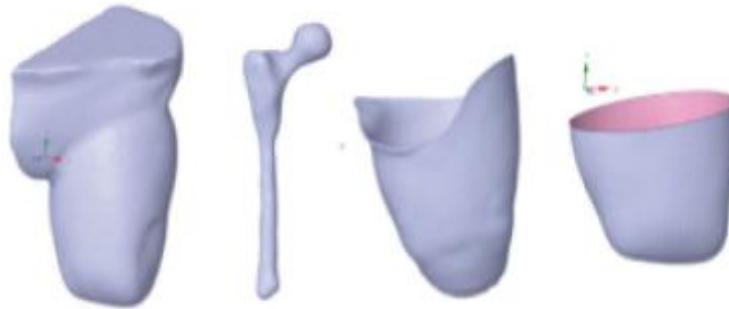


Figure II.11 : Géométries importées dans SpaceClaim. De gauche à droite : moignon, fémur, socket et revêtement [49].

Les modèles ont été importés dans ANSYS Mechanical – Static Structural pour les simulations FEA. Des éléments tridimensionnels ont été utilisés pour le membre résiduel, tandis que des éléments coques bidimensionnels ont été utilisés pour la coque et le revêtement. La surface supérieure du membre résiduel a été fixée au sol pour simuler une condition réaliste pendant l'enfilage de la coque prothétique. Des déplacements de la coque dans les trois directions spatiales ont été imposés pour simuler l'enfilage, avec une vitesse moyenne de 2,5 mm/s [49].

Des contacts collés ont été définis entre le fémur et le moignon et entre le moignon et le revêtement, empêchant tout mouvement relatif. L'interaction de glissement entre la coque et le moignon a été modélisée avec des contacts frictionnels, utilisant un coefficient de friction de 0,4 pour l'interface coque-moignon et de 0,5 pour l'interface coque-revêtement [49].

Quatre simulations ont été effectuées : des contacts sans frottement avec et sans revêtement, puis des contacts frictionnels avec et sans revêtement. Une analyse de sensibilité a été réalisée pour examiner l'impact du module de Young du revêtement, variant de 80 à 220 MPa. La déformation maximale sur le membre résiduel et la pression maximale entre la coque et le moignon ainsi qu'entre le revêtement et le moignon ont été surveillées en fonction des différentes caractérisations du matériau du revêtement [49].

II.6.3. Résultat

Les résultats des simulations montrent que l'introduction de la doublure entraîne un double effet, à savoir une augmentation de la valeur maximale de la pression de contact et un changement de sa position sur le moignon. L'augmentation de la pression de contact est due à la présence d'un élément supplémentaire de 2 mm d'épaisseur entre la douille et le membre, ce qui provoque une action compressive supplémentaire sur le moignon lui-même [49].

Cependant, la distribution finale de la pression et ses maxima locaux dépendent également de la géométrie de la douille. Pour atteindre une condition optimisée, la douille doit être rectifiée localement en ajoutant ou en retirant du matériau en fonction des résultats précédents, afin d'identifier les zones de décharge et de charge, et d'améliorer ainsi la distribution de la pression sur le moignon du patient [49].

Dans l'analyse de sensibilité du module de Young, une tendance linéaire croissante de la contrainte maximale sur le membre a été observée, indiquant que la rigidité accrue de la doublure réduit son adaptabilité, ce qui augmente la compression et la déformation interne près du fémur. Cependant, les pressions de contact sur le membre ne suivent pas une tendance spécifique et oscillent. Les variations des pressions de contact sont beaucoup plus faibles que celles des déformations. En résumé, la rigidité de la doublure influence principalement les déformations du membre résiduel, tandis que les pressions de contact maximales sont légèrement affectées [49].

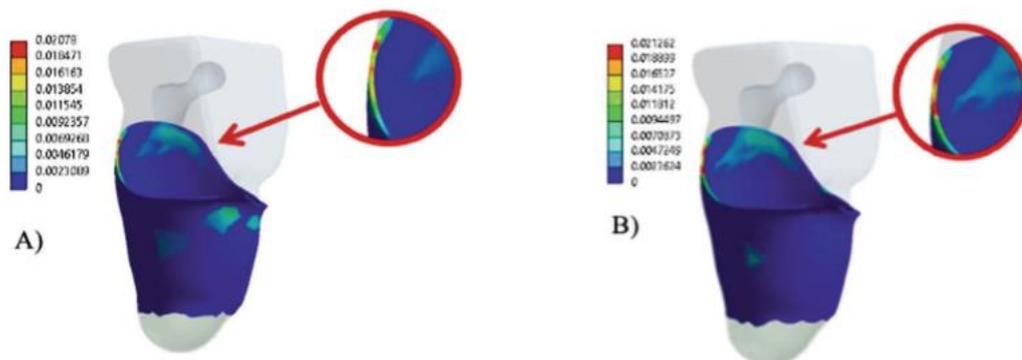


Figure II.12 : A) Distribution des pressions de contact entre la socket et le moignon dans la simulation avec frottement et sans revêtement ; B) Distribution des pressions de contact entre la socket et le moignon dans la simulation avec à la fois frottement et revêtement. Toutes les cartographies de distribution rapportées se réfèrent à l'instant final de la simulation d'enfilage [49].

II.6.4. Conclusion

Cette étude visait à réaliser une analyse par éléments finis (FEA) pour simuler la procédure d'enfilage d'une coque de prothèse Trans fémorale. Les résultats montrent que le modèle proposé peut capturer l'état de contrainte complet sur le moignon pendant cette phase, incluant les contraintes normales et de cisaillement. Le modèle décrit également correctement le rôle du revêtement comme élément modifiant l'état de contrainte sur le membre résiduel du patient. L'utilisation d'éléments coques pour discrétiser les géométries fines dans l'environnement FEA constitue un élément innovant de ce travail. L'analyse de sensibilité a révélé que la définition d'un module d'élasticité précis pour le revêtement est cruciale pour obtenir des résultats fiables [49].

Pour des développements futurs, les auteurs suggèrent une validation expérimentale des résultats des simulations computationnelles à l'aide de coques ou de revêtements capteurs pour surveiller l'état réel des contraintes sur le moignon pendant la phase d'enfilage. De plus, ils proposent de simuler une charge statique de la prothèse et une simulation dynamique pour analyser la phase de marche, en partant des résultats obtenus par la FEA de l'enfilage. Ces analyses pourraient également être exploitées pour optimiser la forme de la coque et développer un processus d'optimisation topologique afin de réduire la quantité de matériau nécessaire [49].

Enfin, une description plus précise des matériaux pourrait être incluse. Au lieu de considérer le membre résiduel comme un solide hyperélastique moyen, une description plus réaliste des différents tissus, basée sur l'IRM, pourrait être introduite. L'analyse de sensibilité présentée peut simuler les différents matériaux couramment utilisés pour les revêtements, comme le silicone, les élastomères thermoplastiques ou le polyuréthane. Cependant, modéliser le revêtement comme un matériau hyperélastique, plutôt que linéaire élastique, pourrait mieux décrire ce composant [49].

Chapitre III

Modélisation numérique des membres
inférieurs

III.1. Introduction

Environ 200 à 500 millions d'amputation majeurs sont réalisées chaque année à l'échelle mondiale.

Tandis qu'en Algérie, on recense entre 7800 et 13000 nouveaux cas d'amputation annuellement, les causes importantes d'amputation sont les maladies, les causes traumatiques, les amputations congénitales et les amputations chirurgicales.

Il y'a des solutions techniques existent pour aider le patient amputé à s'adapter à sa nouvelle condition et reprendre autant que possible le cans d'une vie naturel, parmi ces solutions la plus évidente et probablement l'amélioration constante des prothèses de membre inférieur amputés représente un défi essentiel dans la quête d'une qualité de vie optimale pour les individus conservés.

Les avancées numériques en particulier la simulation par élément finis ont révolutionné la manière dont conservons optimisons et évaluons la distribution des contraintes, les points des pressions et la performance globale de la prothèse dans diverses conditions d'utilisateurs comme la marche, la course ou la montée d'escaliers.

Dans ce chapitre, nous avons réalisé deux types de simulations : la première concerne le fémur avec un implant, et la seconde sans implant, toutes deux lors de la marche sur un sol plat. Nous avons également évalué la pression à l'interface emboîture-membre résiduel à l'aide d'analyses par éléments finis (EF). L'analyse de ces données permet de déterminer les facteurs qui contribuent le plus à l'augmentation des contraintes et, par conséquent, à l'inconfort. Cette compréhension est essentielle pour développer de nouvelles conceptions de prothèses qui réduisent ces pressions et contraintes, améliorant ainsi le confort et la satisfaction des patients.

III.2. Représentation des modèles

Un modèle par éléments finis (EF) pour un patient virtuel a été développé afin de simuler une amputation au-dessus du genou, incluant l'os fémoral avec et sans implant, les tissus mous, le manchon et l'emboîture, comme illustré à la Fig. III.1, avec un manchon modélisé d'une épaisseur de 6 mm. Le développement de ce modèle EF a suivi plusieurs étapes. La première consistait à créer un modèle 3D trans-tibial comprenant le manchon et l'emboîture. Le membre a été généré à partir de scans de tomographie, tandis que l'emboîture et le manchon ont été conçus à l'aide du logiciel Autodesk Meshmixer. Ce logiciel permet

d'adapter la forme de l'emboîture et du manchon à la boiterie résiduelle, et d'éliminer les cavités à la surface de contact entre le moignon et le manchon, ainsi qu'entre le manchon et l'emboîture.

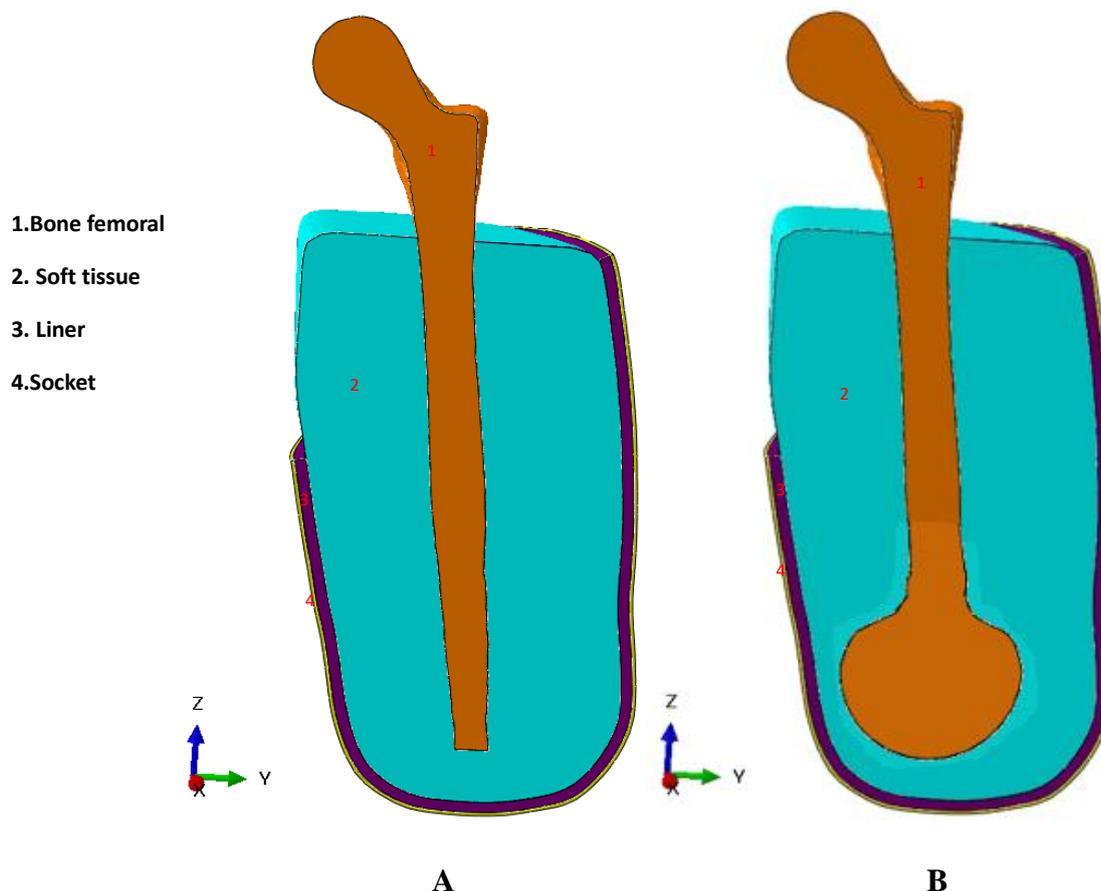


Figure III.1 : Représentation des modèles EF (A : sans implant, B : avec implant).

Les implants médicaux sont des dispositifs conçus pour être implantés à l'intérieur ou à la surface du corps. Ils peuvent remplacer des parties du corps et restaurer leurs fonctions, ou bien fournir un soutien aux organes et aux tissus. L'installation d'un implant souple sous l'extrémité coupée de l'os du fémur (fig. 1) est une solution envisagée, car il renforce la capacité de l'os à supporter le poids, réduisant ainsi les contraintes à l'interface entre le moignon et la prothèse tout en amortissant l'extrémité de l'os du fémur.

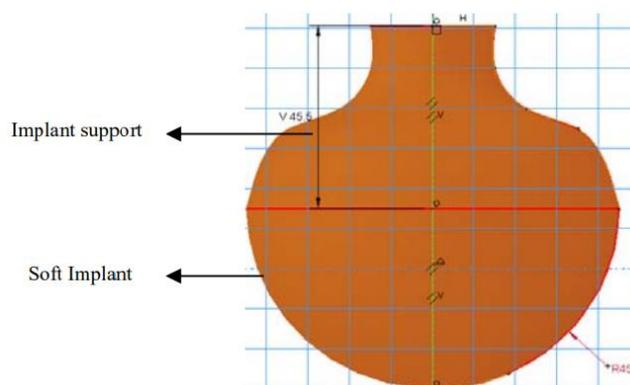


Figure III.2 : Représentation schématique de la géométrie de l'implant.

L'implant a été développé dans le modèle par éléments finis (EF) avec deux parties principales : la partie supérieure était destinée au support de l'implant souple, avec une hauteur de 45,5 mm, et le diamètre de l'implant souple était de 45 mm [11], comme illustré à la Fig. III.2.

III.2.1. Propriété mécanique

En ce qui concerne les propriétés des matériaux, ont été supposées linéairement élastiques, homogènes et isotropes afin de limiter le temps de calcul. Le Tableau 1 résume les propriétés mécaniques couramment trouvées dans la littérature pour la caractérisation du comportement linéaire. Le coefficient de friction (COF) entre le manchon et les tissus mous a été supposé être de 0,5. Pour les manchons en mousse, les mousses de polyuréthane flexible ont été considérées comme de matériau hyperélastique.

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques des différents composants du modèle.

Matériaux	Module de Young	Coefficient de poisson
Os	10 (GPa)	0.3
Muscle	0.2 MPa	0.49
Emboiture	1500 MPa	0.3
Manchon (Polyuréthane)	5.17 MPa	0.3
Implant	5.5 MPa	0.48
Soft implant	0.1 MPa	0.49

III.2.2. Conditions aux limites

Notre modèle EF de l'amputation trans-fémorale humaine a été soumis à un chargement vertical appliqué sur la tête fémorale. Le chargement dynamique varie au fil du temps en

fonction des données simulées de la démarche du patient (Fig.III.3), et la fixation de la partie distale de l'emboîture a été prise en compte. Les zones de contact entre l'os fémoral, l'implant et les tissus mous environnants ont été modélisées en utilisant des conditions de contact surface à surface.

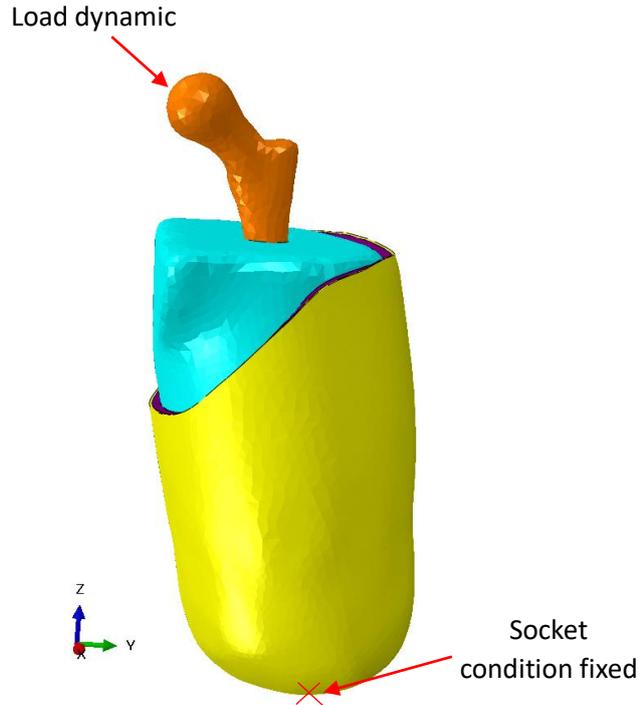


Figure III.3 : représentation schématique de la charge et des conditions aux limites.

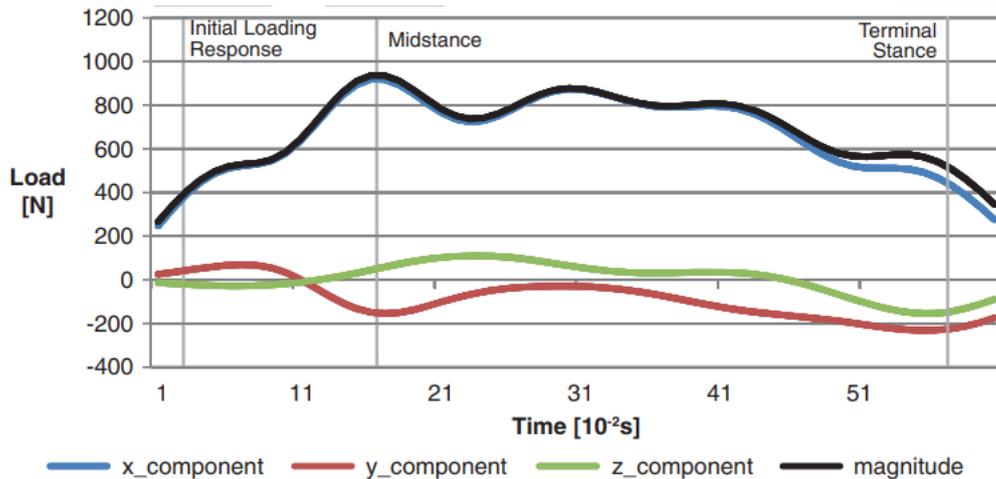


Figure III.4 : La variation des forces appliquées sur la prothèse lors de la marche normale.

III.2.3. Maillage

Pour obtenir des résultats fiables, il est essentiel de disposer d'un maillage liée détaillé. Pour cela des éléments tétraédriques C3D4 ont été utilisés pour tous les composants, incluant

l'os, le moignon le manchon, l'emboiture et l'implant. Les maillages sont souvent préférés aux maillages hexaédriques pour les formes géométriques complexes, car ils sont plus efficaces en termes de calculs.

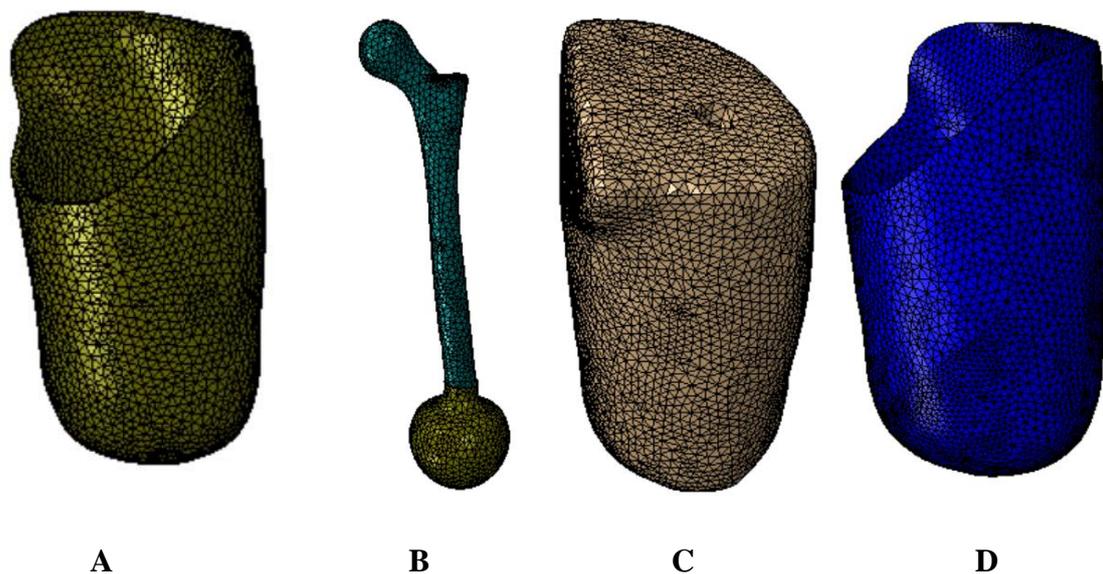


Figure III.5 : maillage du modèle analyse FE (A: Monchan, B: fémur, C: muscle, D: l'emboiture).

III.3. Résultat :

Les résultats des simulations par éléments finis (EF) montrent une différence notable dans la distribution des contraintes de Von Mises dans le fémur cortical lors de la marche sur un sol plat, avec et sans implant. Pour le fémur avec implant, les contraintes de Von Mises varient de +3.415 MPa à +3.891e-04 MPa, avec des concentrations élevées autour de l'interface entre l'os et l'implant, signalées par les zones rouges. Cette distribution indique que l'implant introduit des charges supplémentaires, créant des points de concentration de contraintes qui peuvent influencer la performance mécanique de l'os, potentiellement menant à des complications telles que la résorption osseuse ou des fractures. En revanche, le fémur sans implant présente une distribution plus uniforme des contraintes, avec des valeurs variant de +3.142 MPa à +6.149e-03 MPa, les zones de contraintes plus élevées étant principalement situées dans la région supérieure près de l'articulation de la hanche. Ces résultats suggèrent que l'implant modifie significativement la manière dont les contraintes sont réparties dans l'os, accentuant les zones de stress autour de l'interface implant-os. Cette compréhension est cruciale pour optimiser la conception des implants afin de minimiser les risques de

complications postopératoires et améliorer la durabilité et la performance fonctionnelle de l'implant fémoral.

III.3.1. Les contraintes de Von Mises dans l'os fémorale :

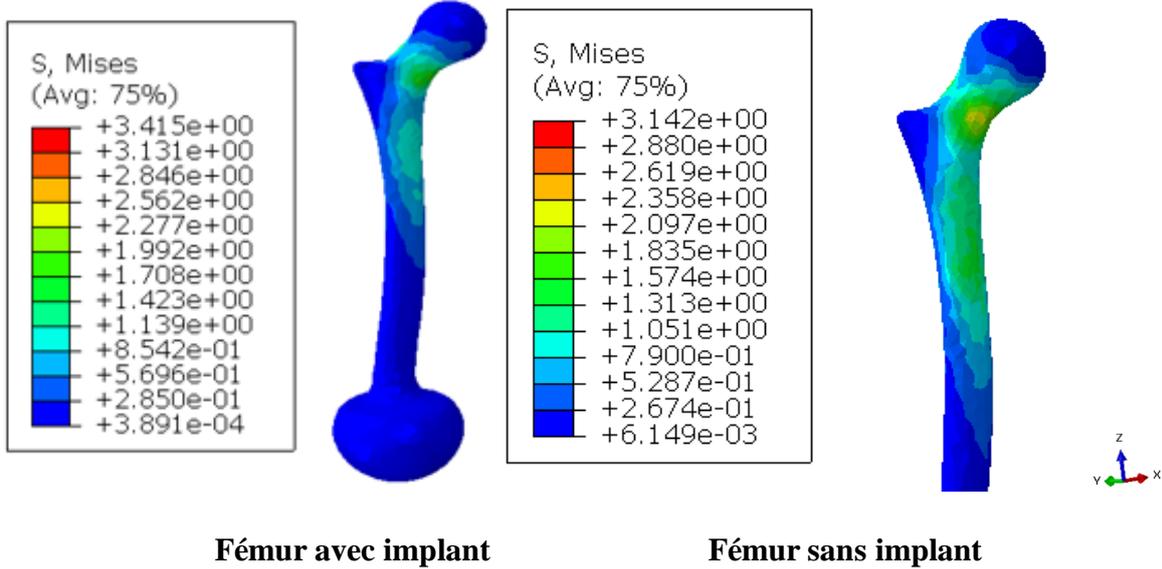


Figure III.6 : Distribution des contraintes de Von Mises (MPa) dans l'os cortical du fémur avec et sans implant.

III.3.2. La pression de contact dans l'emboiture :

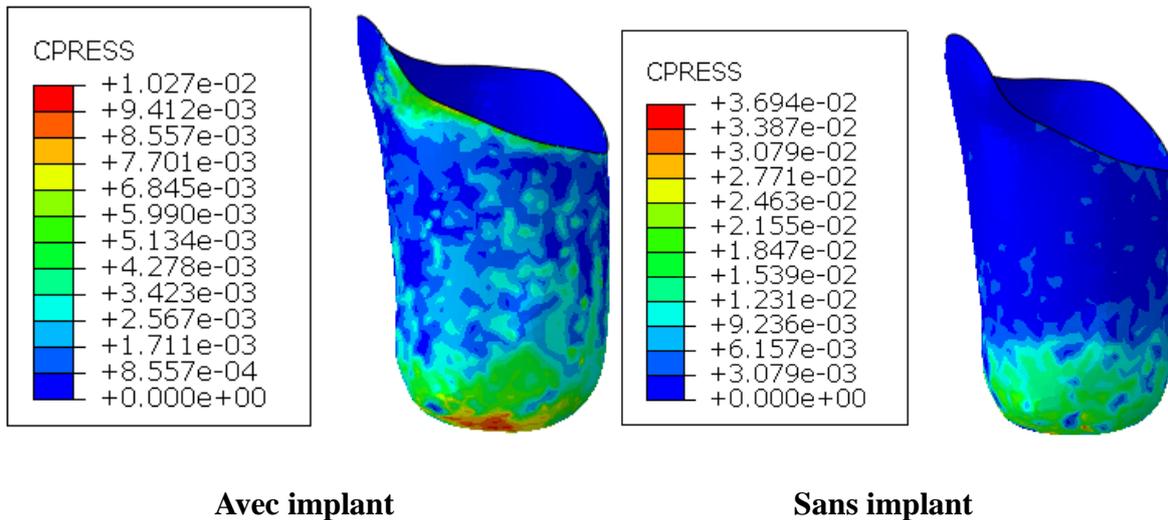


Figure III.7 : Distribution de la pression de contact (MPa) sur l'emboiture.

Les résultats des simulations par éléments finis illustrent une différence notable dans la distribution de la pression de contact (CPRESS) sur l'emboiture, avec et sans implant, lors de la marche sur un sol plat. Pour l'emboiture avec implant, les pressions de contact varient de

10 KPa à 0 KPa, avec des concentrations de pression plus élevées localisées principalement en bas et autour des bords de l'emboîture, signalées par les zones rouges et oranges. Cette répartition inégale suggère que l'implant induit des zones de forte pression qui pourraient cau

ser des inconforts ou des douleurs pour le patient, ainsi qu'une usure accrue de l'emboîture. En revanche, sans implant, la pression de contact est plus uniformément distribuée, bien que les pressions maximales, atteignant environ 36 KPa, soient plus élevées que dans le cas avec implant. Cette uniformité dans la répartition des pressions sans implant peut offrir un meilleur confort et une meilleure adaptation à long terme, malgré les pics de pression plus élevés. Ces observations mettent en évidence l'impact significatif de l'implant sur la distribution des pressions de contact, soulignant l'importance d'une conception optimisée des emboîtures pour répartir les pressions de manière plus uniforme et minimiser les risques d'inconfort et de complications pour les patients.

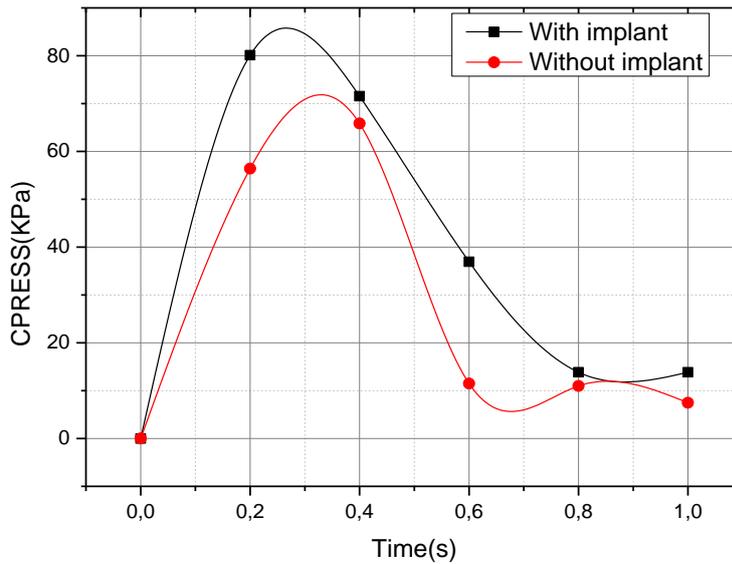


Figure III.8 : Variation de la pression de contact maximale de l'emboîture en fonction du temps avec et sans implant.

III.3.3. Les contraintes de cisaillement longitudinal 1 sur la surface de l'emboiture :

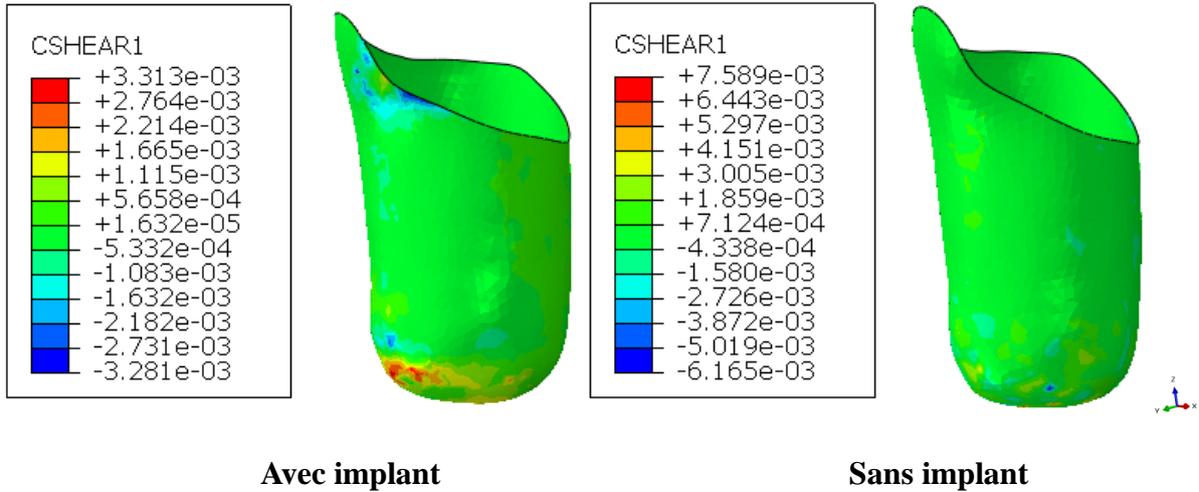


Figure III.9 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal 1 (MPa) sur la surface de l'emboiture.

La figure III.9 montre la répartition des contraintes de cisaillement longitudinal CSHEAR1 sur la surface de l'emboiture avec et sans implant. Les contraintes sont plus élevées avec un implant, atteignant un maximum de 7,58 KPa, tandis qu'elles atteignent un maximum de 3,31 KPa sans implant. La distribution des contraintes est similaire dans les deux cas, avec des valeurs plus élevées concentrées dans la zone de contact entre l'implant et l'emboiture.

III.3.4. Les contraintes de cisaillement longitudinal sur la surface de l'emboiture :

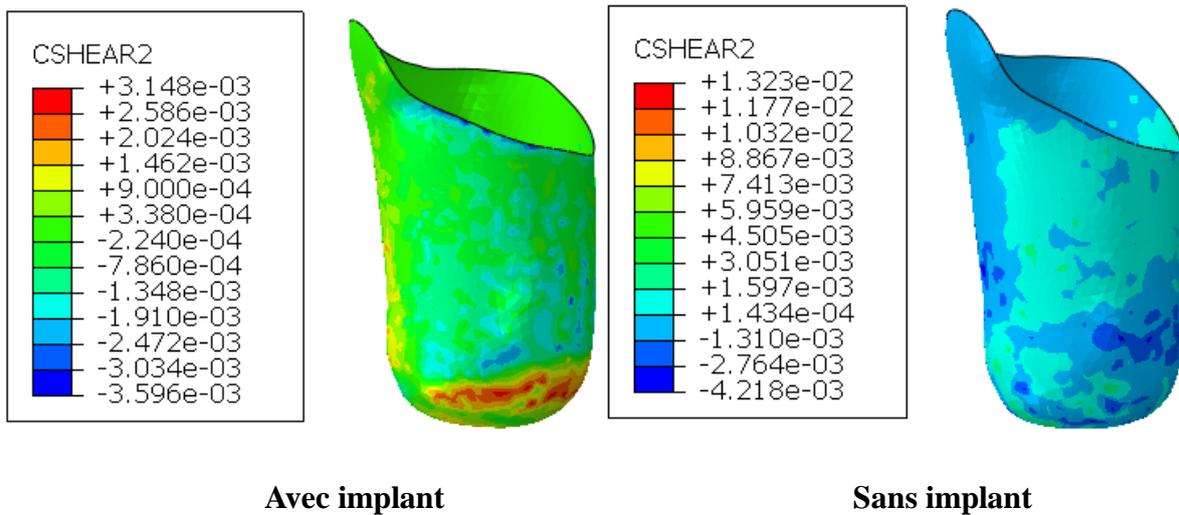


Figure III.10 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal 2 (MPa) sur la surface de l'emboiture.

La figure III.10 met en évidence la répartition des contraintes de cisaillement longitudinal CSHEAR2 sur la surface de l'emboîture, avec et sans implant. Lorsque l'implant est présent, les contraintes sont plus élevées, avec des valeurs maximales atteignant 3.14 KPa, comparé à des valeurs maximales de 13.23 KPa sans implant. Cette augmentation significative des contraintes avec l'implant peut s'expliquer par la distribution de charge différente résultant de la présence de l'implant. On observe que les contraintes les plus élevées se concentrent principalement dans la zone de contact entre l'implant et l'emboîture, ce qui indique une augmentation de la pression à cet endroit. Il est également remarquable que la distribution globale des contraintes est similaire dans les deux cas, mais avec des valeurs plus élevées lorsque l'implant est présent. Ces observations suggèrent que l'ajout de l'implant influence directement la répartition des contraintes de cisaillement longitudinales sur la surface de l'emboîture.

III.3.5. La pression de contact sur l'interface moignon-prothèse.

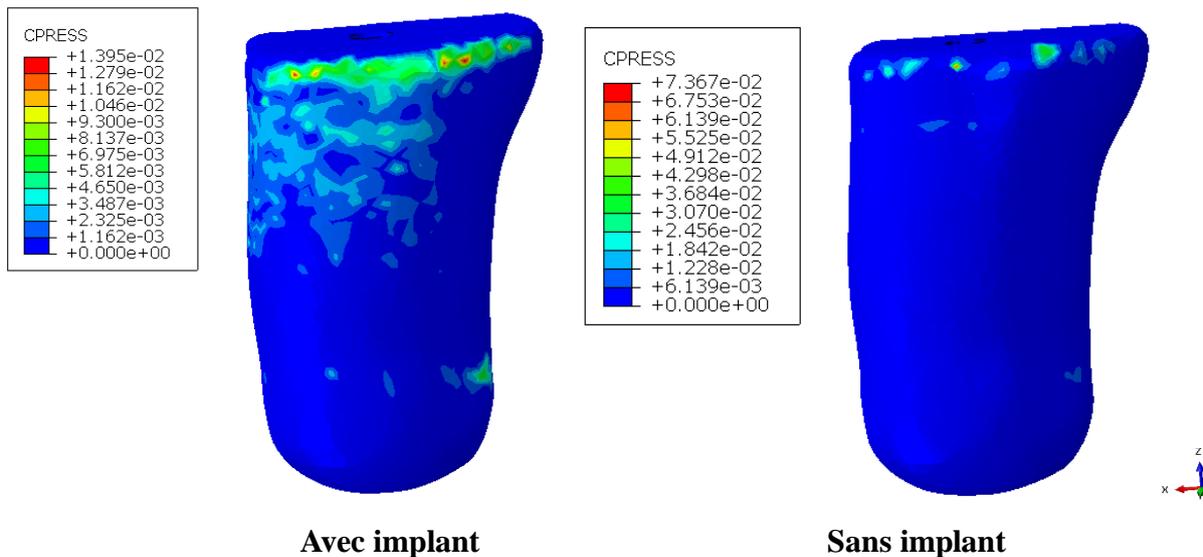


Figure III.11: Distribution de la pression de contact (MPa) sur l'interface moignon-prothèse.

La Figure III.11 présente la distribution de la pression de contact (MPa) sur l'interface moignon-prothèse, avec et sans implant. On observe une différence significative dans la distribution de la pression entre les deux cas. En présence d'un implant, la pression de contact est plus élevée et concentrée sur une zone plus restreinte atteint 13.95KPa, suggérant un impact plus important sur la surface du moignon. En l'absence d'implant, la pression est plus uniformément répartie sur la surface du moignon atteint 73.67 KPa. Ces résultats mettent en

évidence l'importance de la conception des prothèses pour minimiser la concentration de pression et améliorer le confort du patient.

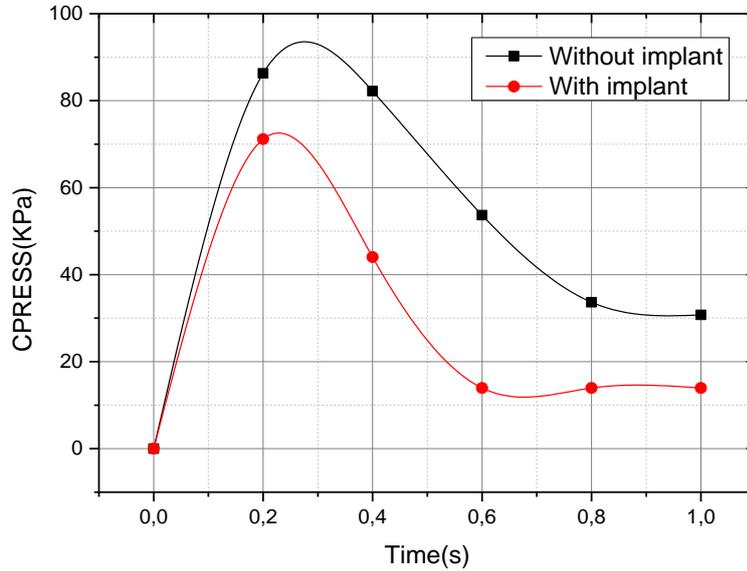


Figure III.12 : Variation de la pression de contact maximale du muscle en fonction du temps avec et sans implant.

La Figure III.12 montre la variation de la pression de contact maximale du muscle en fonction du temps avec et sans implant. La courbe noire représente la pression sans implant et la courbe rouge représente la pression avec implant. La pression est plus élevée avec un implant, atteignant un maximum d'environ 73 kPa, tandis que la pression sans implant atteint un maximum d'environ 94 kPa. Les deux courbes présentent une tendance similaire, avec une augmentation rapide de la pression suivie d'une diminution.

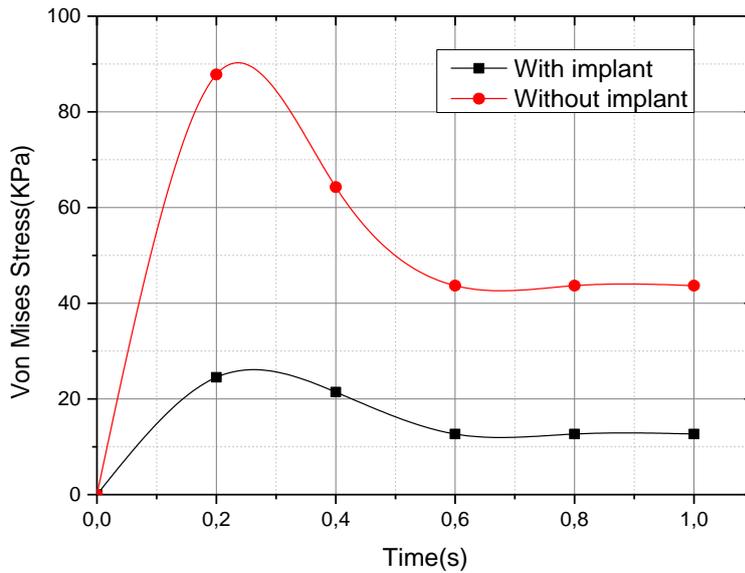


Figure III.13 : Variation de la contrainte équivalente de Von Mises maximale du muscle en fonction du temps avec et sans implant.

La Figure III.13 présente l'évolution de la contrainte équivalente de Von Mises maximale dans le muscle en fonction du temps, avec et sans implant. Les courbes montrent une augmentation rapide de la contrainte suivie d'une stabilisation. La contrainte maximale atteinte est plus importante en présence d'implant (environ 90 kPa) par rapport à l'absence d'implant (environ 27 kPa), ce qui suggère un impact significatif de l'implant sur la répartition des contraintes dans le muscle.

III.3.6. Les contraintes de cisaillement longitudinal 1 sur la surface du moignon:

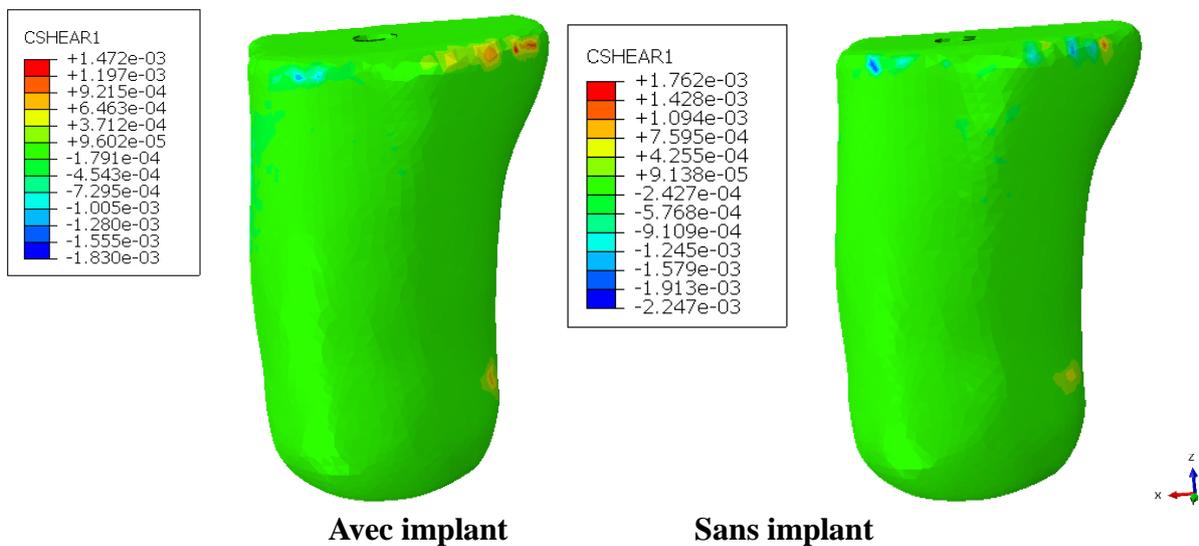


Figure III.14 : Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal (MPa) sur la surface du moignon.

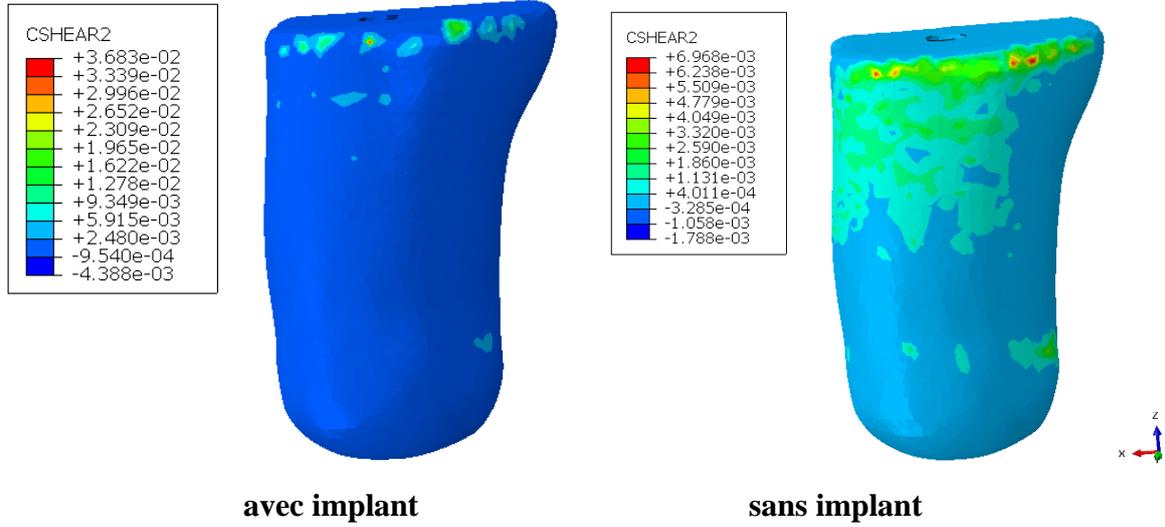


Figure III.15: Distribution de la contrainte de cisaillement longitudinale (MPa) sur l'interface moignon-prothèse.

III.3.7. Les contraintes de Von Mises sur le muscle :

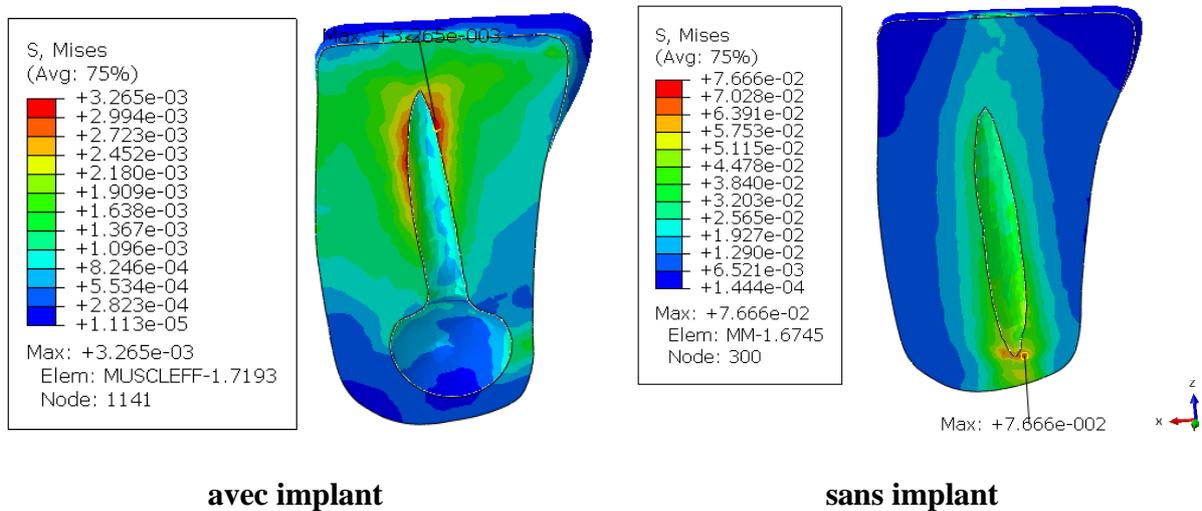


Figure III.16 : Distribution des contraintes de Von Mises (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

La Figure III.16 illustre la distribution des contraintes de Von Mises, exprimées en MPa, une coupe sur le muscle, en comparant les cas avec et sans implant. L'image de gauche représente le cas avec implant, tandis que celle de droite correspond au cas sans implant. On observe une différence significative dans la répartition des contraintes entre les deux situations. En présence d'un implant, les contraintes maximales atteignent 76,66 KPa,

concentrées principalement autour de l'implant, tandis qu'en l'absence d'implant, les contraintes maximales sont beaucoup plus faibles, atteignant seulement 3,26 KPa. Cette différence suggère que l'implant induit une concentration de contraintes significative dans le muscle, ce qui pourrait avoir des implications sur la biomécanique du muscle et potentiellement sur sa fonction.

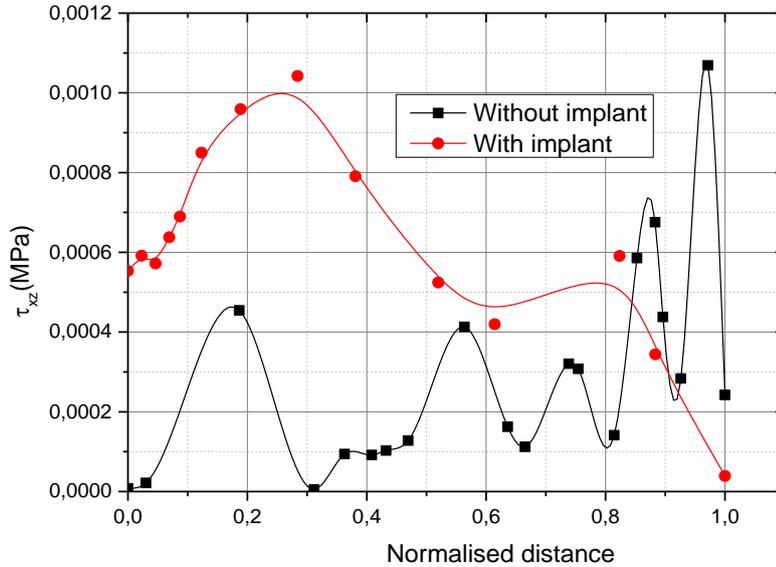


Figure III.17 : Distribution du contrainte de cisaillement τ_{xz} (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

La Figure III.17 représente la distribution de la contrainte de cisaillement τ_{xz} (MPa) sur le muscle, en comparant les cas avec et sans implant. La courbe noire représente le cas sans implant et la courbe rouge représente le cas avec implant. Les deux courbes présentent des formes similaires mais avec des amplitudes différentes. La contrainte maximale est plus élevée dans le cas avec implant dans la partie distale du fémur, atteignant environ 0,0011 MPa, comparativement à 0,0005 MPa dans le cas sans implant. Ces résultats suggèrent que la présence d'un implant augmente la contrainte de cisaillement dans le muscle, ce qui pourrait avoir des implications sur la biomécanique et la fonction musculaire.

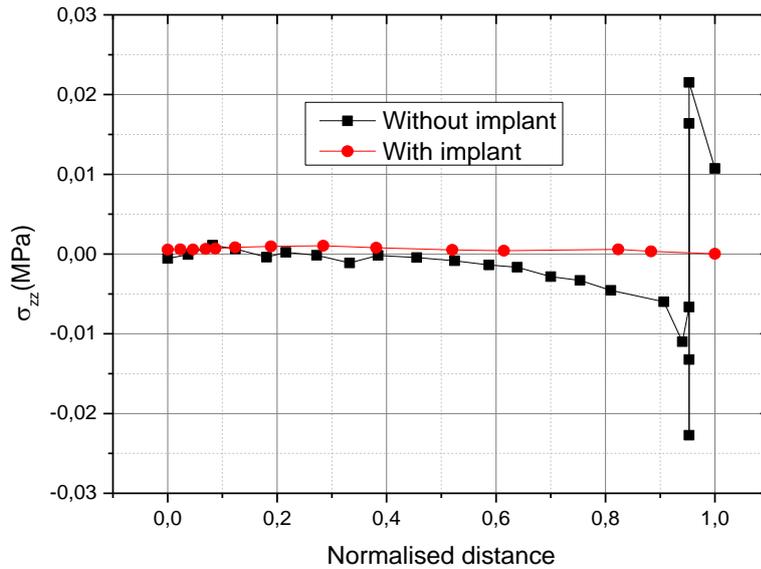


Figure III.18 : Distribution des contraintes suivant la direction σ_{zz} (MPa) sur le muscle pour le cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

La figure III.18 présente la distribution des contraintes suivant la direction σ_{zz} (MPa) sur le muscle, en comparant les cas avec et sans implant. On observe que la contrainte est généralement plus élevée avec un implant, notamment près de la zone d'interface entre l'implant et le muscle, indiquant une concentration de contraintes induite par la présence de l'implant. Cette concentration de contraintes pourrait avoir des implications sur la biomécanique du muscle et son comportement sous charge.

III.4. Conclusion

La modélisation numérique des membres inférieurs met en évidence l'importance des simulations par éléments finis pour évaluer la distribution des contraintes et des pressions dans les prothèses de membres inférieurs. Les résultats obtenus montrent l'impact significatif de la présence d'implants sur les contraintes et les pressions exercées sur les tissus mous et les muscles, soulignant la nécessité d'une conception optimisée des prothèses pour minimiser les risques d'inconfort et de complications pour les patients amputés. Cette approche numérique offre des perspectives prometteuses pour améliorer la qualité de vie et la satisfaction des individus amputés en développant des prothèses mieux adaptées et plus confortables, contribuant ainsi à une meilleure intégration des personnes amputées dans leur vie quotidienne.

Conclusion générale

Les patients amputés d'un membre inférieur expriment fréquemment leur mécontentement quant à la performance de la prothèse, principalement en raison d'une gêne et d'un érythème sur la surface externe du membre résiduel. Cet inconfort provient d'une mauvaise répartition des contraintes à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse lorsque l'on supporte le poids du patient.

L'objectif principal de cette étude était de développer une prothèse qui atténue les niveaux de contrainte et améliore leur dispersion à la jonction du moignon et de la prothèse. Sur la base des recherches de Cargele, il est possible de quantifier l'ampleur du stress responsable de l'érythème et de la détérioration dermique du moignon, dépassant 100 Kpa pour les pressions de contact et 50 Kpa pour les contraintes de cisaillement pendant la posture debout standard du patient.

Cette étude met en évidence la conformité des pressions exercées lors des mouvements analysés avec les normes internationales établies. Ces résultats suggèrent que les prothèses actuellement utilisées offrent un niveau de confort et de fonctionnalité conforme aux attentes. Cependant, cela ne doit pas freiner les efforts de recherche et développement pour améliorer encore davantage ces dispositifs. En utilisant ces données comme point de départ, de nouvelles avancées peuvent être réalisées dans la conception de prothèses, offrant ainsi aux individus amputés des solutions encore plus efficaces et confortables. Ces améliorations potentielles peuvent jouer un rôle crucial dans l'amélioration de la qualité de vie des patients amputés, en leur offrant une meilleure mobilité et une plus grande indépendance dans leurs activités quotidiennes. En somme, les résultats de cette étude ouvrent la voie à un avenir prometteur pour l'innovation dans le domaine des prothèses, avec pour objectif ultime d'améliorer le bien-être et la satisfaction des patients.

Résumé :

La pression de contact à l'interface emboîture-membre résiduel est le paramètre le plus important pour évaluer le confort d'une prothèse de jambe. Des travaux expérimentaux ont analysé ce paramètre pour des postures typiques et lors de la marche sur un sol plat décrit d'un amputé ; mais les tests expérimentaux nécessitent un prototype d'emboîture réel équipé de transducteurs. Pour optimiser la conception de l'emboîture, ce travail présente une approche virtuelle basée sur un avatar numérique du patient portant une prothèse de membre inférieur. Notre étude considère l'intégration de deux types de simulation différents : la première concerne le fémur avec un implant, la seconde est sans implant, et l'autre est l'évaluation de la pression à l'interface emboîture-membre résiduel avec des analyses EF. L'objectif de cette étude est de comprendre la distribution des charges et des contraintes à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse. Le contact à moindre pression est représenté par CPRESS, tandis que CSHEAR1 est la composante de contrainte de cisaillement par frottement dans la première direction tangente locale, et CSHEAR2 est la composante de contrainte de cisaillement par frottement dans la deuxième direction tangente locale.

Mot clé : Analyse des éléments finis; Prothèse; moignon Interface emboîture–moignon; implant orthopédique ; Simulation de la marche.

Abstract:

The contact pressure at the socket–residual limb interface is the most critical parameter for evaluating the comfort of a leg prosthesis. Experimental studies have analyzed this parameter for typical postures and during walking on a flat surface of an amputee; however, experimental tests require a real socket prototype equipped with transducers. To optimize socket design, this work presents a virtual approach based on a digital avatar of a patient wearing a lower limb prosthesis. Our study integrates two different types of simulations: the first concerns the femur with an implant, the second without an implant, and includes the evaluation of pressure at the socket–residual limb interface using finite element analyses (FEA). The objective of this study is to understand the distribution of loads and stresses at the interface between the residual limb and the prosthesis. The lower contact pressure is represented by CPRESS, while CSHEAR1 is the frictional shear stress component in the first

local tangent direction, and CSHEAR2 is the frictional shear stress component in the second local tangent direction.

Keywords: Finite element analysis; Prosthesis; Socket–residual limb interface; orthopedic implant; gait simulation.

المخلص

يعد ضغط الاتصال على الجزء المتبقي من واجهة العضو هو المعلمة الأكثر أهمية لتقييم راحة مفصل الركبة الاصطناعي. تتضمن الأعمال التجريبية تحليل هذه المعلمة للوضعيات النموذجية أثناء السير على سطح أرضي. من مبتور؛ لكن الاختبارات التجريبية تتطلب نموذجًا أوليًا حقيقيًا من المحولات. لتحسين مفهوم التشكيل، يقدم هذا العمل نهجًا افتراضيًا يعتمد على صورة رمزية رقمية للمريض باستخدام طرف اصطناعي للعضو السفلي. تدرس دراستنا دمج نوعين مختلفين من المحاكاة: الأول يتعلق بعظم الفخذ مع غرسة، والثاني بدون غرسة، والآخر هو تقييم الضغط على واجهة العضو المتبقي باستخدام التحليلات الهدف من هذه الدراسة هو فهم توزيع الشحنات والقيود على الواجهة بين العضو المتبقي والطرف الاصطناعي. يتم تمثيل جهة الاتصال ذات الضغط المنخفض بواسطة CPRESS ، في حين أن CSHEAR1 هو مكون لتقييد الانزلاق بالاحتكاك في الاتجاه المماس الأول للموقع، و CSHEAR2 هو مكون لتقييد الانزلاق بالاحتكاك في الاتجاه المماس الثاني للموقع.

Références

Reference :

- [1] Zidarov, D. (2008). Évolution de la qualité de vie des personnes amputées d'un membre inférieur suite à une réadaptation fonctionnelle.
- [2] Fernandez, L., Finkelstein-Rossi, J., Lenglet, M., Portalier, S., & Choquehuenca, R. K. M. (2012). Amputation du membre inférieur et image du corps chez une personne âgée hospitalisée. MB, 61 ans. *Psychologie clinique de la santé, Paris*, 145-164.
- [3] Rodrigues, K., & Elodie, C. (2022). Les répercussions psychologiques de l'amputation.
- [4] LA GAZETTE, D. J. G. AMPUTATION DE MEMBRE INFÉRIEUR ET APPAREILLAGE DE LA PERSONNE ÂGÉE. *LA GAZETTE*, 4.
- [5] Geertzen, J., Van der Linde, H., Rosenbrand, K., Conradi, M., Deckers, J., Koning, J., ... et Voesten, H. (2015). Lignes directrices néerlandaises fondées sur des données probantes pour l'amputation et les prothèses du membre inférieur : chirurgie d'amputation et prise en charge postopératoire. Partie 1. *Prothèses et orthèses internationales*, 39(5), 351-360.
- [6] Foisneau-Lottin, A. (2000). *Imagerie par résonance magnétique et pathologies des moignons d'amputation des membres inférieurs* (Doctoral dissertation, UHP-Université Henri Poincaré).
- [7] Kamane, M. B., Ismaël, F., Alami, M., Mekkaoui, J., Lahlou, A., Kharmaz, M., ... & EL YAACOUBI, M. (2008). Complications des amputations des membres. *Rev Maroc Chir Orthop Traumatol*, 35, 19-23.
- [8] Gulbenkian, C. (1902). *Hallucination du moignon:(pathogénie et traitement)*. A. Michalon.
- [9] BOUDJEMAA, I., & SAHLI, A. (2022). *Etude du transfert de charge à l'interface moignon/prothèse* (Doctoral dissertation).
- [10] Dahhane, J. B., NAJEB, Y., & LATIFI, M. (2011). Evaluation clinique des patients amputés et appareillés du membre Inférieur. *EVALUATION*.
- [11] Moineau, B. (2014). *Analyses des pressions à l'interface moignon-emboiture de la prothèse chez le patient amputé fémoral* (Doctoral dissertation, Grenoble).

Références

- [12] Marie Joubert. L'intérêt du Biofeedback dans la rééducation de l'équilibre chez le patient amputé d'un membre inférieur et appareillé. Médecine humaine et pathologie. 2020. ffdumas-03111646f
- [13] Grumillier, C. (2008). Implication du membre inférieur sain dans les mécanismes d'adaptation de l'amputé trans-tibial à sa prothèse au cours de la marche. *Université Henri Poincaré-Nancy1*.
- [14] Groud, P. F., & Perennou, D. (2022). Après l'unité de rééducation. L'accommodement au vécu quotidien avec la prothèse. *Alter. European Journal of Disability Research*, (1), 57-76.
- [15] Mémoire, U., & RICHARD, E. L'influence de l'amputation d'un ou deux membres inférieurs sur l'estime de soi et l'image corporelle des patients par rapport à ce qui est observé chez des individus non amputés.
- [16] Bonnet, X. (2009). *Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur* (Doctoral dissertation, Arts et Métiers ParisTech).
- [17] Gholizadeh, H., Osman, N. A. A., Eshraghi, A., & Ali, S. (2014). Transfemoral prosthesis suspension systems: a systematic review of the literature. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 93(9), 809-823.
- [18] Pirouzi, G., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Ali, S., Gholizadeh, H., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. *The scientific World journal*, 2014.
- [19] Jia, X., Zhang, M., & Lee, W. C. (2004). Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects. *Journal of biomechanics*, 37(9), 1371-1377.
- [20] Dahhane, J. B., NAJEB, Y., & LATIFI, M. (2011). Evaluation clinique des patients amputés et appareillés du membre Inférieur. EVALUATION.
- [21] SABBADINI, V. Institut de Formation de Professions de Santé UFMK.
- [22] McGimpsey, G., & Bradford, T. C. (2008). Limb prosthetics services and devices. *Bioengineering Institute Center for Neuroprosthetics Worcester Polytechnic Institution*, 1-35.

Références

- [23] Fougeron, N. (2020). *Contribution à la modélisation du membre résiduel des personnes amputées de membre inférieur pour la conception personnalisée de l'emboîture fémorale* (Doctoral dissertation, HESAM Université).
- [24] Dakhil, N. (2020). *Analyse et optimisation des interactions membre/prothèse dans les cas d'amputation des membres inférieurs* (Doctoral dissertation, Aix-Marseille).
- [25] Sautreuil, P. (1996). L'appareillage orthopédique. *Déficit Mot Handicaps Paris*, 385-399.
- [26] D'Silva, K., Hafner, B. J., Allyn, K. J. et Sanders, J. E. (2014). Utilisation autodéclarée de chaussettes prothétiques chez les personnes ayant subi une amputation transtibiale. *Prothèses et orthèses internationales*, 38(4), 321-331.
- [27] Yang, X., Zhao, R., Solav, D., Yang, X., Lee, D. R., Sparrman, B., ... et Herr, H. (2023). Matériau, conception et fabrication de prothèses sur mesure pour les personnes amputées des membres inférieurs : une revue. *La médecine dans les nouvelles technologies et les nouveaux dispositifs*, 17, 100197.
- [28] Fougeron, N. (2020). *Contribution à la modélisation du membre résiduel des personnes amputées de membre inférieur pour la conception personnalisée de l'emboîture fémorale* (Doctoral dissertation, Paris, HESAM).
- [29] Junior, Y. S. (2012). *Vers une approche multidimensionnelle de l'évaluation motrice du sujet amputé* (Doctoral dissertation, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis).
- [30] LOIRET, I., BILLON, C., & LEAL, V. Conséquences biomécaniques de différents types d'emboîture de prothèse d'avant-pied sur la marche des personnes amputées partielles de pied. *Livre des communications*, 99.
- [31] Ballit, A. (2020). *Design and manufacturing process optimization for prosthesis of the lowerlimb* (Doctoral dissertation, Université de Technologie de Compiègne).
- [32] Hachisuka, K., MATSUSHIMA, Y., OHMINE, S., SHITAMA, H., & SHINKODA, K. (2001). Moisture permeability of the total surface bearing prosthetic socket with a silicone liner: is it superior to the patella-tendon bearing prosthetic socket?. *Journal of UOEH*, 23(3), 225-232.

Références

- [33] Griffet, J. (2016). Amputation and prosthesis fitting in paediatric patients. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 102(1), S161-S175.
- [34] Pailler, D., Sautreuil, P., Piera, J. B., Genty, M., & Goujon, H. (2004). Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur Evolution in prostheses for sprinters with lower-limb amputation. In *Annales de réadaptation et de médecine physique* (Vol. 47, pp. 374-381).
- [35] HACHISUKA, K., UMEZU, Y., OGATA, H., OHMINE, S., SHINKODA, K., & ARIZONO, H. (1999). Subjective evaluations and objective measurements of the ischial-ramal containment prosthesis. *Journal of UOEH*, 21(2), 107-118.
- [36] Quigley, M., Dillon, M. P., Fernandez, R. G., Erbas, B., & Briggs, C. (2019). Prediction of ischial ramal angle for transfemoral ischial containment sockets. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(1), 39-46.
- [37] 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*.
- [38] Hoskins, R. D., Sutton, E. E., Kinor, D., Schaeffer, J. M., & Fatone, S. (2014). Using vacuum-assisted suspension to manage residual limb wounds in persons with transtibial amputation: a case series. *Prosthetics and orthotics international*, 38(1), 68-74.
- [39] Fatone, S. et Caldwell, R. (2017). Prise à vide sous-ischiatique flexible de l'Université Northwestern pour les personnes ayant subi une amputation transfémorale : description de la partie 2 et évaluation préliminaire. *Prothèses et orthèses internationales*, 41(3), 246-250.
- [40] Fatone, S., Caldwell, R., Komolafe, O., Robillard, B., Gard, S., Chen, W., ... & NORTHWESTERN UNIV EVANSTON IL. (2013). Development of Subischial Prosthetic Sockets with Vacuum-Assisted Suspension for Highly Active Persons with Transfemoral Amputations. *Evanston, Illinois*.
- [41] Huston, C. H. R. I. S. T. O. P. H. E. R., Dillingham, T. R., et Esquenazi, A. L. B. E. R. T. O. (1917). Rééducation de l'amputé du membre inférieur. *Rééducation du combattant blessé*, 1, 79-159.

Références

- [42] Hafner, B. J., et al. (2017). Prosthetic interventions for people with transtibial amputation: Systematic review and meta-analysis of high-quality prospective literature and systematic reviews. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 54(3), 269-286.
- [43] Goh, J. C. H., et al. (2019). Biomechanical considerations in the design of lower limb prosthetics and orthotics. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 366-375.
- [44] Zelik, K. E., & Adamczyk, P. G. (2016). A unified perspective on ankle push-off in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 219(23), 3676-3683.
- [45] Jamaludin, M. S., Hanafusa, A., Shinichirou, Y., Agarie, Y., Otsuka, H., & Ohnishi, K. (2019). Analysis of pressure distribution in transfemoral prosthetic socket for prefabrication evaluation via the finite element method. *Bioengineering*, 6(4), 98.
- [46] Dakhil, N., Tarrade, T., Behr, M., Mo, F., Evin, M., Thefenne, L., ... & Llari, M. (2020). Influence of the scale reduction in designing sockets for trans-tibial amputees. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 234(8), 761-768.
- [47] Boudjemaa, I., Sahli, A., Benkhetou, A., & Benbarek, S. (2021). Effect of multi-layer prosthetic foam liner on the stresses at the stump–prosthetic interface. *Frattura ed Integrità Strutturale*, 15(56), 187-194.
- [48] Sasaki, K., Guerra, G., Lei Phyu, W., Chaisumritchoke, S., Sutdet, P., & Kaewtip, S. (2022). Assessment of socket pressure during walking in rapid fit prosthetic sockets. *Sensors*, 22(14), 5224.
- [49] Bertolini, M., Moreschini, C., Siffredi, P., Colombo, G., & Rossoni, M. (2023, July). Finite Element Analysis of the Donning Phase of a Prosthetic Socket for Transfemoral Amputees. In *International Conference on Digital Human Modeling* (pp. 1-10). Cham: Springer Nature Switzerland.