



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET DE
RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL ABBES
FACULTE DE TECHNOLOGIE
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

THESE

Présentée en vue de l'obtention du diplôme de Doctorat LMD

Spécialité : Génie mécanique

Option : Génie des matériaux

Par : Mr. BOUDJEMAA Ismail

Thème :

Etude du transfert de charge à l'interface moignon / prothèse

Directeur de thèse : Dr. SAHLI Abderahmane

Soutenu le : 07 / 09 / 2022

Devant le jury composé de :

Mr. ELAJRAMI Mohamed	PR	Président	Université Djillali Liabes SBA
Mr. AIT KACI Djafar	MCA	Examineur	Université Djillali Liabes SBA
Mr. MOULGADA Abdelmadjid	MCA	Examineur	Université IBN KHALDOUN Tiaret

ANNÉE UNIVERSITAIRE 2022-2023

المخلص

بعد بتر الطرف السفلي، يحتاج المريض الى طرف اصطناعي يمكنه من استعادة بعض وظائف الطرف المبتور. لسوء الحظ، فإن العديد من مستخدمي الأطراف الاصطناعية غير راضين عن أدائها. السبب الرئيسي الذي يجعل المرضى يشعرون بعدم الارتياح بعد استخدام الطرف الاصطناعي يرجع الى ضغوطات التلامس و اجهادات القص المرتفعة بين الطرف المتبقي والطرف الاصطناعي. في هذه الدراسة ، استخدمنا طريقة العناصر المنتهية لمحاكاة تطبيق وزن المريض على الطرف الاصطناعي. سمح لنا ذلك بتجربة العديد من المقترحات التي من شأنها تقليل الاجهادات في الواجهة بين الطرف المتبقي و الطرف الاصطناعي.

في هذه الدراسة ، تم التركيز على طريقتين رئيسيتين لتقليل الاجهادات بين الطرف المتبقي و الطرف الاصطناعي .

كانت الطريقة الأولى هي تصميم بطانة صناعية متعددة الطبقات بأبعاد تتوافق تماما مع شكل الطرف المتبقي ؛ أيضا ، باستخدام طريقة العناصر المحدودة ، حاولنا تحديد أنسب المواد للمريض ، والتي تم تضمينها في تركيبة هذه البطانة.

الطريقة الثانية هي زرع غرسة طرية أسفل عظم الفخذ المبتور. من خلال التحليل باستخدام طريقة العناصر المحدودة ، تمكنا من معرفة تأثير صلابة هذه الغرسة على الاجهادات في الواجهة بين الطرف المتبقي و الطرف الاصطناعي.

كانتا الطريقتين كانت فعالة في خفض قيم ضغوط التلامس و اجهادات القص في الواجهة بين العضو المتبقي والطرف الاصطناعي .

الكلمات المفتاحية: طريقة العناصر المنتهية ؛ طرف اصطناعي ؛ الطرف المتبقي؛ الاجهادات البينية؛ بطانة متعددة الطبقات؛ زرع العظام.

Abstract

After lower limb amputation, the patient needs a prosthetic limb that can restore some of the functions of the amputated limb. Unfortunately, many prosthetic users are not satisfied with its performance. The main reason patients feel uncomfortable after using prosthesis is due to the contact pressures and shear stresses that occur at stump-prosthesis interface. In this study, we employed the finite element method to simulate the application of a patient's weight to a prosthetic. This allowed us to experiment with several proposals that would reduce the stresses at the stump-prosthesis interface. In this study, two main methods have been focused on in order to reduce the interfacial stresses the stump-prosthesis interface.

The first method was to design a multi-layer prosthetic liner with dimensions corresponding to the shape of the residual limb; also, using the finite element method, we tried to determine the most suitable materials for the patient, which are included in the composition of this liner.

The second method was simulated implantation of a soft implant below the amputated femur. Through this analysis using the finite element method, we were able to know the effect of the stiffness of this implant on the stresses at the stump-prosthesis interface.

Both methods were effective in reducing the values of contact stresses and shear stresses at the stump-prosthesis interface.

Keywords: Finite element method; Prosthesis; Stump; Contacts stresses; Multi-layer liner; Orthopedic implant.

Résumé

Après l'amputation d'un membre inférieur, le patient a besoin d'un membre prothétique qui peut restaurer certaines des fonctions du membre amputé. Malheureusement, de nombreux utilisateurs de prothèses ne sont pas satisfaits de ses performances. La principale raison pour laquelle les patients se sentent mal à l'aise après l'utilisation d'une prothèse est à cause des pressions et des contraintes de cisaillement qui se produisent à l'interface moignon-prothèse. Dans cette étude, nous avons utilisé la méthode des éléments finis pour simuler l'application du poids d'un patient à une prothèse. Cela nous a permis d'étudier plusieurs propositions qui réduiraient les contraintes à l'interface moignon-prothèse. Dans cette étude, deux méthodes principales ont été privilégiées afin de réduire les contraintes à l'interface moignon-prothèse.

La première méthode consistait à concevoir un manchon prothétique multicouche dont les dimensions correspondent à la forme du membre résiduel ; aussi, par la méthode des éléments

finis, nous avons essayé de déterminer les matériaux les plus adaptés au patient, qui entrent dans la composition de ce manchon.

La deuxième méthode était l'implantation simulée d'un implant mou sous le fémur amputé. Grâce à cette analyse avec la méthode des éléments finis, nous avons pu connaître l'effet de la rigidité de cet implant sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse.

Les deux méthodes ont été efficaces pour réduire les valeurs des pressions de contact et des contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse.

Mots clés: Méthode des éléments finis; Prothèse; Moignon; Contraintes interfaciale ; Manchon multicouche; Implant orthopédique.

Remerciements

Avant tout je remercie « Allah » le tous puissant de m'avoir donné la volonté, le courage et la patience afin de réaliser ce travail. Je remercie mes parents pour m'avoir transmis des valeurs telles que la ténacité, grâce auxquelles j'ai pu mener ce travail à son aboutissement.

Je tiens à exprimer mes remerciements au Mr. SAHLI Abderahmane pour son encadrement continu et l'aide qu'il m'a apporté dans le but de finir le projet avec un bon résultat.

Je tiens à exprimer ma gratitude aux membres de jury pour le temps qu'ils ont bien voulu consacrer à examiner ce travail de thèse : en premier lieu le Pr. ELAJRAMI Mohamed, qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence du jury, et Mr. AIT KACI Djafar et Mr. MOULGADA Abdelmadjid qui ont accepté de juger ce travail, ainsi que de leur honorable présence.

J'exprime également mes remerciements au Pr. BENBAREK smail et à mon cher ami Mr. BENKHAÏTOU Abdelkader, qui ont contribué directement à la réussite de cette thèse.

Dédicaces

A mes chers parents, sans eux rien n 'aurait pu être fait.

A mes chères sœurs Marwa et Amina.

A toute ma grande famille des deux cotés Boudjemaa et Chadli.

A tous mes professeurs.

Table des matières

Abstract	I
Résumé	II
Remerciements	IVI
Dedicates	VI
Table des matières.....	VI
Liste des figures	IX
Liste des tableaux.....	XII
Introduction générale	1
Chapitre 1 Amputations des membres inférieurs.....	4
1.1 Incidents d'amputation des membres inférieurs	4
1.2 Les problèmes après amputation d'un membre inférieur	5
1.1.1 Les problèmes dans le moignon	5
1.2.2 Problèmes de motricité.....	7
1.3 Prothèses de membre inférieur	8
1.3.1 Prothèse Transtibiale	8
1.3.2 Prothèse transfémorale.....	9
1.3.3 Manchon prothétique	10
1.3.4 L'emboîture	12
1.3.4.1 Conceptions d'emboîture	13
1.3.4.1.1 Conceptions d'emboîture transtibiale.....	13
1.3.4.1.2 Conceptions d'emboîture transfémorale.....	15
1.3.4.3 Matériaux d'emboîture	19
1.3.5 Marché des prothèses.....	20
1.4 Implants orthopédiques	21
1.4.1 Types des implants orthopédiques.....	21
1.3.4.1 Remplacement total de la hanche.....	21
1.3.4.2 Remplacement du genou	22
1.3.4.3 Ostéointégration pour prothèses d'amputation des membres inférieurs....	22
1.3.4.4 Implant à l'extrémité de l'os coupé pour amortir et réduire les pressions d'interface entre le moignon et la prothèse.....	23

Chapitre 2	Mesures de contraintes à l'interface moignon-prothèse	25
2.1	Introduction	25
2.2	Techniques de montage du transducteur.....	27
2.2.1	Transducteurs montés sur la paroi d'emboiture	27
2.2.2	Transducteurs insérés dans l'emboiture.....	28
2.2.3	Transducteurs intégrés dans un manchon prothétique personnalisé.....	29
2.3	Mesure de contraintes d'interface prothétique dans différentes conceptions d'emboiture	30
2.4	Réponses des membres résiduelles à la charge mécanique.....	31
2.5	Modélisation numériques	32
2.5.1	Méthode des éléments finis pour l'amputation du membre inférieur	32
2.5.1.1	Géométrie	33
2.5.1.2	Modélisation des propriétés mécaniques des matériaux	37
2.5.1.3	Chargements les conditions aux limites	40
2.5.1.4	Maillage.....	41
2.5.1.5	Pression et contrainte de cisaillement à l'interface moignon- prothèse.....	41
Chapitre 3	Effets du manchon prothétique en mousse polymérique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse.....	45
3.1	Introduction	45
3.2	Méthode.....	47
3.2.1	Géométrie	47
3.2.2	Propriétés mécaniques.....	49
3.2.3	Les chargements et les conditions aux limites	50
3.2.4	Maillage.....	51
3.2.5	Résultats	52
3.3	Conclusion	59
Chapitre 4	Effet de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse .	61
4.1	Introduction	61
4.2	Méthode.....	63
4.2.1	Géométrie	63
4.2.2	Propriétés mécaniques	64
4.2.3	Les chargements et les conditions aux limites	65
4.2.4	Maillage.....	66
4.2.5	Résultats	68
4.3	Conclusion.....	78
Chapitre 5	Effets des différents types des manchons sur les contrainte à l'interface moignon-prothèse	80
5.1	Introduction	80

5.2	Méthode.....	81
5.2.1	Géométrie et propriétés mécaniques.....	81
5.2.2	Les chargements et les conditions aux limites	83
5.2.3	Maillage.....	84
5.2.4	Résultats	85
5.3	Conclusion.....	90
	Conclusion générale.....	127
	Références	131

Liste des Figures

Figure 1.1– Des problèmes dans le moignon après avoir porte la prothèse.....	6
Figure 1.2– Les principaux composants de la prothèse transtibiale	9
Figure 1.3–Les principaux composants de la prothèse transfémorale	9
Figure 1.4– Différents types des manchons prothétiques	10
Figure 1.5– La méthode de mesure du manchon Alpha SmartTemp	11
Figure 1.6– Manchons personnalisés en mousse.....	12
Figure 1.7– Emboîture prothétique transtibiale de type PTB.....	14
Figure 1.8– Emboîture prothétique transtibiale de type TSB.....	15
Figure 1.9– Emboîture ischiatique.....	16
Figure 1.10– Ramal containment socket.....	17
Figure 1.11– Emboîture quadrilateral	18
Figure 1.12– Emboîture de suspension subischiale assistée par dépression	18
Figure 1.13– Matériaux polymères utilisés dans la fabrication des emboîtures.....	19
Figure 1.14– Exemple des emboitures avec différents matériaux.....	20
Figure 1.15– Composantes de l'arthroplastie totale de la hanche.....	22
Figure 1.16– Composants de prothèse de genou	22
Figure 1.17– Illustration schématique du système implantaire de prothèses ostéointégrées ..	23
Figure 1.18– Composants de Ostéointégration prothèse.....	24
Figure 2.1– Exemples de capteurs utilisés pour mesurer la pression entre l'interface du moignon et la prothèse	26
Figure 2.2– Techniques de montage des transducteurs.....	27
Figure 2.3– Transducteurs intégrés dans un manchon personnalisé.....	29
Figure 2.4– Emplacements des transducteurs à base de SG sur l'emboiture PTB	31
Figure 2.5– Exemples de modèles EF de membre résiduel publiés	33
Figure 2.6– Image échographique.....	35
Figure 2.7– Exemples d'IRM utilisés dans les modèles d'EF de membre résiduel publiés	37
Figure 2.8– Exemple de maillages d'éléments hexaédriques et tétraédriques.....	41

Figure 3.1– Représentation schématique du modèle STL et du modèle d'éléments finis.....	47
Figure 3.2– Représentation schématique du manchon prothétique (EF)..	48
Figure 3.3– Relation contrainte-déformation de la mousse de latex et de la mousse à mémoire	50
.....	
Figure 3.4– Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites	51
Figure 3.5– Mesh of the analyzed (FE) model	52
Figure 3.6– Distributions de la pression de contact à l'interface moignon-prothèse pour les six	
types des manchons multicouches.	53
Figure 3.7– Distributions de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface moignon-	
prothèse pour les six types des manchons multicouches.....	54
Figure 3.8– Maximale pression de contact et contrainte de cisaillement longitudinale à	
l'interface moignon-prothèse pour tous les cas des manchons multicouches.....	55
Figure 3.9– Répartition du déplacement verticale (U2) dans tous les cas des manchons.....	56
Figure 3.10– La relation entre le demi- poids de patient et la pression et la contrainte de	
cisaillement à l'interface moignon-prothèse dans tous les six cas du manchon	58
Figure 3.11– Relation entre le chargement mono-podal (Kg) patient et les contraintes à	
l'interface moignon-prothèse dans tous les six cas du manchon.	59
Figure 4.1– Représentation schématique du modèle (EF)	63
Figure 4.2– Représentation schématique de la géométrie de l'implant.....	64
Figure 4.3– Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites	66
Figure 4.4– Maillage du modèle analysé FE	67
Figure 4.5– Distribution des contraintes de Von Mises sur le moignon avec et sans implant	69
Figure 4.6– Distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) dans l'os du fémur avec et sans	
implant.....	71
Figure 4.7– Pic de distribution des contraintes de Von Mises dans l'os du fémur avec et sans	
implant.....	72
Figure 4.8– Distribution des contraintes Von Mises sur implant mou	73
Figure 4.9– Pic de distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) dans l'implant mou	74
Figure 4.10– Distribution de la pression de contact sur l'interface moignon-prothèse pour	
tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant	75
Figure 4.11– Pic de pression de contact (Kpa) sur l'interface moignon-prothèse pour tous les	
cas de rigidité d'implant le cas sans implant.....	76
Figure 4.12– Distribution de la contrainte de cisaillement longitudinale sur l'interface	
moignon-prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant	77
Figure 4.13– Pic de contraintes de cisaillement résultantes (Kpa) sur l'interface moignon-	
prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant	78

Figure 5.1– Représentation schématique du modèle (EF)	82
Figure 5.2– Relation contrainte-déformation de compression de la mousse de polymère à mémoire de forme polyuréthane	83
Figure 5.3– Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites	84
Figure 5.4– Maillage du modèle FE analysé	85
Figure 5.5– Répartition des pressions de contact sur la surface externe du moignon pour les trois types de manchons	86
Figure 5.6– Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal sur la surface externe du moignon pour les trois types de manchons	87
Figure 5.7– Distribution du déplacement vertical le long de l'axe de charge dans tous les cas des manchons.....	88
Figure 5.8–Relation entre le chargement mono-podal (Kg) et la pression de contact et la contrainte de cisaillement à l'interface membre-prothèse.	89
Figure 5.9– Relation entre le chargement mono-podal (Kg) et le déplacement vertical dans les trois cas de lignes.	90

Liste des tableaux

Tableau 2.1– Les sources de géométrie des modèles FE des membres inférieurs	36
Tableau 2.2– Exemples de propriétés mécaniques utilisées dans les modèles d'éléments finis dans les études précédentes	38
Tableau 2.3– Charges et conditions aux limites dans les modèles FE de membres inférieurs	40
Tableau 2.4– Résultats de la pression de contact et de la contrainte de cisaillement dans les études précédentes	43
Tableau 3.1–Les différentes configurations de l'ensemble des six manchons en mousse multicouches étudiées	48
Tableau 3.2– Propriétés de maillage utilisé.....	51
Tableau 4.1– Propriétés mécaniques des différents composants du modèle EF	65
Tableau 4.2– Propriétés du maillage utilisé	67
Tableau 5.1– Propriétés mécaniques des différents composants du modèle EF	82

Introduction générale

Introduction générale

L'amputation des membres inférieurs est l'une des expériences les plus tragiques qu'une personne puisse vivre dans sa vie et elle peut également avoir des conséquences psychologiques et physiques dévastatrices. Afin de compenser cela, même relativement, le patient a besoin d'une prothèse permettant de restaurer les fonctions perdues après l'amputation. Malheureusement, l'incompatibilité de cette prothèse peut entraîner des problèmes de répartition de la pression entre le membre résiduel et cette prothèse. Lors du port de la prothèse, la peau et les tissus mous du membre résiduel subissent une contrainte importante et une distorsion excessive lors de la prise de certaines positions telles qu'assis, debout, faire des pas, marcher et courir [1], ce qui se reflète dans le confort du patient.

Dans ce travail, on a développé un modèle 3D d'un membre résiduel avec une prothèse, l'application du poids du patient sur la prothèse a été simulée par la méthode des éléments finis. Ce modèle 3D nous a permis de faire des ajustements au niveau de la conception de la prothèse ainsi les matériaux entrants dans sa composition. L'objectif de ces modifications est de réduire les contraintes à l'interface moignon-prothèse. Cette recherche comprenait l'amputation au-dessus et au-dessous du genou. Une partie de ce travail est concentrée sur le manchon prothétique, sa conception idéale et les matériaux appropriés, tandis que l'autre partie est concentrée sur les implants orthopédiques afin de proposer une prothèse plus confortable pour le patient.

Cette thèse est divisée en cinq chapitres :

Introduction générale

Le premier chapitre est une introduction générale sur l'amputation et sur les statistiques sur les causes réelles de l'amputation, ainsi que sur les problèmes rencontrés par les amputés des membres inférieurs, qu'il s'agisse de problèmes d'interface entre le moignon et la prothèse ou de problèmes de marche et de mouvement. Les prothèses et leurs composants ont également été abordés, ainsi que les implants et leurs types, notamment ceux liés aux amputés des membres inférieurs.

Le deuxième chapitre comprend les types de méthodes de mesures de pression à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse au niveau expérimental; il comprend également une revue de la littérature qui a utilisé la méthode des éléments finis pour calculer la pression dans la même interface.

Le chapitre trois traite l'effet du manchon en mousse prothétique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse. Cette étude a utilisé des analyses par éléments finis non linéaires pour étudier la pression maximale et la contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse dans le cas d'un manchon en mousse prothétique multicouche, ce manchon a une couche de mousse polymère interne entourée d'un autre type de couche de mousse polymère, nous avons utilisé trois types de mousses différentes dans un ordre différent pour définir ce manchon (mousse de polyuréthane souple, mousse de polymère à mémoire de forme de polyuréthane et mousse de latex de caoutchouc naturel). Cela permet de comparer six configurations différentes de manchon en mousse prothétique multicouche.

Le chapitre quatre présente des résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique fixé à l'extrémité coupée du fémur sur la contrainte à l'interface moignon-prothèse.

Introduction générale

Dans cette étude, un modèle d'éléments finis a été utilisé pour étudier les contraintes à l'interface du moignon dans le cas d'un implant orthopédique fixé à l'extrémité coupée du fémur. En modifiant la rigidité de cet implant, nous visons à voir comment la rigidité de cet implant affecte les contraintes à l'interface entre le membre amputé et la prothèse.

Le chapitre cinq traite l'effet de différents types de manchons sur la contrainte à l'interface moignon-prothèse : modèle d'éléments finis transfémoral. Dans cette étude, nous avons utilisé une analyse par éléments finis non linéaire pour comparer l'effet de trois types de manchons différents, le premier type était un manchon en gel, le deuxième type était un manchon en mousse de polyuréthane flexible, et nous avons également suggéré un manchon en polyuréthane à mémoire de forme mousse polymère. La comparaison entre les effets de chacun de ces manchons sur les contraintes à l'interface membre-prothétique permet de déterminer quel manchon est le plus confortable pour les patients.

Chapitre 1

Amputations des membres inférieurs

Chapitre 1 : Amputations des membres inférieurs

1.1 Incidents d'amputation des membres inférieurs

Un amputé d'un membre inférieur est un patient dont le membre inférieur a été amputé au-dessous ou au-dessus du genou (amputation transtibiale ou transfémorale). Après l'amputation de membre inférieur, le patient perd la capacité de se déplacer, d'effectuer des activités normales. L'amputation des membres inférieurs peut causer de très gros problèmes pour le patient à la fois sur le plan physique et psychologique. Les causes d'amputation des membres inférieurs sont multiples, mais les plus importantes restent le diabète et le cancer [2], les accidents de la route sont une cause majeure d'amputation, surtout dans les pays développés.

En Algérie, selon les statistiques du CHU Mustafa Pacha, les accidents de la route sont la principale cause d'amputation dans le service de traumatologie et d'orthopédie de l'hôpital avec 59,1%, aussi l'amputation, en général, constitue 19,8% de toutes les interventions chirurgicales [3]. Il y a environ 1,9 million d'amputés aux États-Unis et environ 185 000 chirurgies d'amputation sont effectuées chaque année. De ces amputations effectuées, 82% sont dues à une maladie vasculaire périphérique et au diabète. Cependant, il existe d'autres causes d'amputation. Environ 8 900 enfants sont amputés chaque année en raison d'accidents de tondeuse à gazon. Les malformations congénitales entraînent un besoin permanent de prothèses. Environ 6 000 d'entre eux sont des amputés des membres supérieurs au cours d'une année donnée. Rien qu'en Espagne, 5 000 de ces amputations sont pratiquées chaque année [4]. En France, il y a entre 5000 et 7000 amputations dans l'année [5, 6]. Dans les pays développés occidentaux, le taux d'amputations des membres inférieurs est de 17,1 amputations pour 100 000 habitants [4].

1.2 Les problèmes après amputation d'un membre inférieur

1.2.1 Les problèmes dans le moignon

Suite à une amputation d'un membre inférieur, le membre résiduel se termine par l'extrémité du tibia amputé en cas d'amputation transtibiale, ou l'extrémité du fémur en cas d'amputation transfémorale, le rapport de couverture des tissus mous de l'extrémité distale varie selon la morphologie du patient, ainsi que le motif de l'amputation (cancer, accident, maladie dysvasculaire, etc.), et le mode opératoire [7]. Ces tissus mous aident à amortir l'extrémité de l'os amputé, moignons recouverts de beaucoup de tissus mous, en particulier les muscles, seraient moins exposés aux escarres et aux lésions des tissus profonds. La fin de l'os amputé demeure une préoccupation et une gêne pour le patient et est à l'origine de nombreux problèmes. La peau et les tissus enfermés dans le membre résiduel ne sont pas conçus pour résister au poids et à la pression contrairement, par exemple, à la plante des pieds [8], par conséquent, l'utilisation d'une prothèse peut causer de nombreux problèmes aux patients (fig 1.1), tels que :

- Rougeur de la peau et ampoules de pression qui peuvent être très douloureuses et ennuyeuses [9].
- Taux élevé d'exposition aux plaies du membre résiduel [10] en raison de la sensibilité cutanée, et ces plaies peuvent causer de graves problèmes, en particulier chez les patients diabétiques, qui sont fondamentalement l'une des principales causes d'amputation.
- Certains amputés peuvent perdre la sensation dans certaines zones de la peau du membre résiduel [11] ; ce manque de sensation peut entraîner un retard dans la prise de conscience du patient, des problèmes pouvant être causés par la pression et la friction, qui peuvent être dangereux pour les tissus mous sous la peau [12].
- La sensibilité du membre résiduel peut entraîner des difficultés à se lever et à se tenir debout [13].
- Diminution de la capacité de faire des activités normales telles que marcher et conduire

[14, 15].

- Le patient peut ressentir des douleurs dans le dos (47 %) et aussi dans l'autre jambe (46 %) [16].
- (72 %) des patients souffrent de transpiration et de chaleur à l'interface moignon- prothèse.
- Il existe également des problèmes liés à la modification du volume et de la forme du moignon après amputation, ces modifications de volume surviennent notamment dans les premiers mois d'appareillage [17].
- Ensemble, ces statistiques montrent clairement que la vie des individus après amputation connaît un recul majeur à tout égard. Par conséquent, l'amélioration des performances générales des membres prothétiques est nécessaire afin d'améliorer la vie des amputés des membres inférieurs.

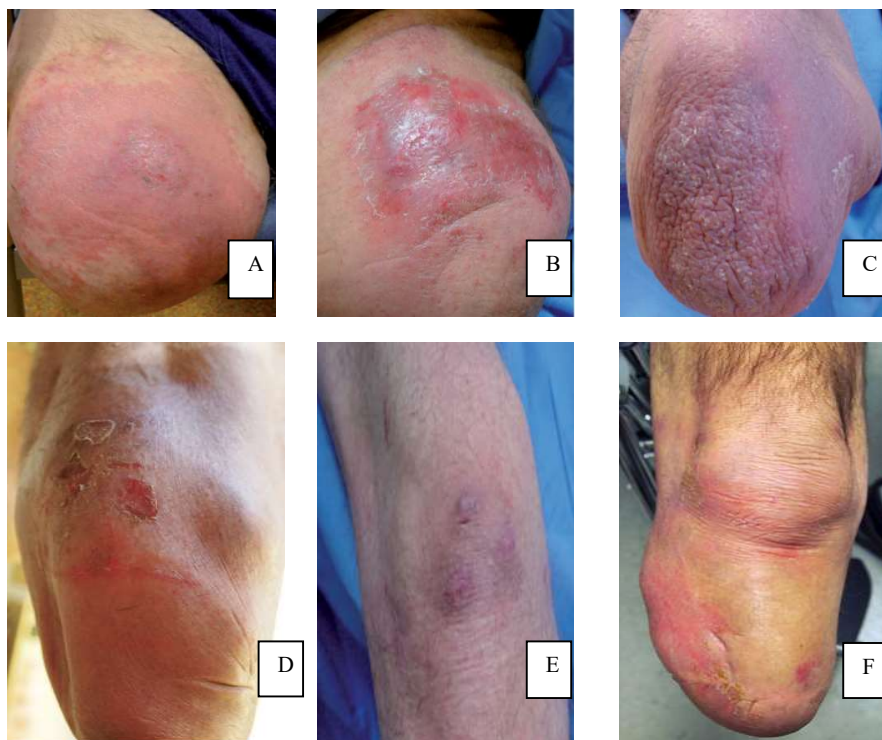


Fig 1.1 Des problèmes dans le moignon après avoir porte la prothèse.

(A, B) et (C) : rupture de la peau dans la zone de l'extrémité distale du tibia, (D) : Rupture de la peau dans le tendon rotulien, (E) : Ulcères sous la peau du genou, (F) : Rupture dans la zone de l'extrémité fibulaire [9, 18].

La figure 1.1 montre six zones différentes dans lesquelles les pressions de contact étaient concentrées, ce qui a causé des problèmes de peau et des ulcères aux patients.

1.2.2 Problèmes de motricité

En raison de la perte de muscles (p. ex., triceps sural, releveurs de pied et quadriceps), de récepteurs cutanés (p. ex., récepteurs de la voûte plantaire) et de récepteurs articulaires (p. ex., articulations du genou, de la cheville et du pied) en aval de l'amputation, les amputés fémoraux subissent une perte motrice et sensorielle importante. Le membre prothétique ne remplace que partiellement le membre amputé, car il n'a pas les mêmes propriétés de mobilité et ses mouvements sont contrôlés indirectement par l'emboiture. Ainsi, les patients amputés ont des difficultés à se tenir debout et à marcher avec la prothèse [5].

➤ Problèmes posturaux

La prothèse est considérée comme un dispositif inconnu du corps, il est donc normal de causer des problèmes de positionnement, de position debout et de stabilité pour les patients. Cette instabilité est plus marquée chez les patients ayant subi une amputation fémorale que chez les patients ayant subi une amputation tibiale [19]. L'instabilité est plus marquée chez les patients ayant subi une amputation récente que chez les patients ayant terminé leur rééducation [20].

➤ Problèmes de marche

La capacité de marcher en général et en particulier pour les amputés est d'une importance majeure pour la mobilité sociale. La marche permet un moyen de transport simple et directement disponible [21]. Restaurer la capacité de marcher normalement après l'amputation d'un membre inférieur est un défi majeur pour les patients. Certaines statistiques estiment que le pourcentage de patients qui ont

retrouvé la capacité de marcher après l'amputation d'un membre inférieur variait de 56% à 97%, et plus de 80% ont besoin des béquilles pour marcher. Il a également été noté que l'état de la vitesse de marche et de la symétrie diminuait après amputation [22]. Les amputés doivent également dépenser beaucoup d'énergie pour marcher et faire des activités normales [23]. Selon l'étude de Hagberg, 61 % des amputés des membres inférieurs au-dessus du genou souffrent de l'incapacité de marcher dans les champs et les forêts et 59 % souffrent également de l'incapacité de marcher rapidement [16]. Geertzen est arrivé à la conclusion que les chances de parcourir des distances de marche de plus de cinq cent mètres sont très faibles chez les patients amputés des membres inférieurs, surtout si l'amputation est au-dessus du genou. [23]

1.3 Prothèses de membre inférieur

Le patient se voit généralement proposer une prothèse (un membre artificiel) pour restaurer partiellement les capacités fonctionnelles et l'aspect du membre amputé [24]. Les prothèses de membres inférieurs sont généralement développées avec trois parties principales : l'emboîture, le pylône (section de jambe) et le pied [24]. La plupart des emboîtures modernes sont utilisées avec un manchon intermédiaire, le rôle principal de ces manchons est d'améliorer la sécurité et le confort des amputés en ajoutant une couche d'amortissement entre le membre résiduel et l'emboîture prothétique. Les performances d'amortissement des manchons dépendent de leurs propriétés mécaniques.

1.3.1. Prothèse Transtibiale

Le type de prothèse dépend du niveau d'amputation du membre inférieur. La prothèse transtibiale (fig 1.2) est un membre artificiel qui remplace une jambe manquante sous le genou. Les patients amputés au-dessous du genou sont souvent capables de restaurer les fonctions du membre amputé mieux que les patients amputés au-dessus du genou en grande partie grâce à la rétention du genou, qui joue un rôle majeur dans la facilitation des mouvements [25].

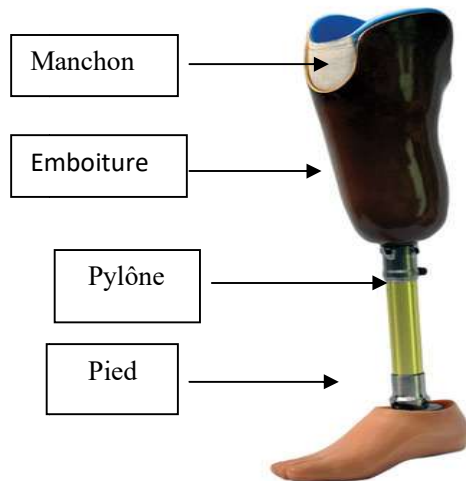


Fig 1.2 les principaux composants de la prothèse inférieure (prothèse transtibiale) [26].

1.3.2 Prothèse transfémorale

La prothèse transfémorale (Fig 1.3) est un membre artificiel qui remplace une jambe manquante au-dessus du genou. Les patients atteints de ce type d'amputation rencontrent de grandes difficultés à restaurer les fonctions antérieures et à retrouver un mouvement normal en raison du grand rôle du genou dans l'équilibre des jambes [4].

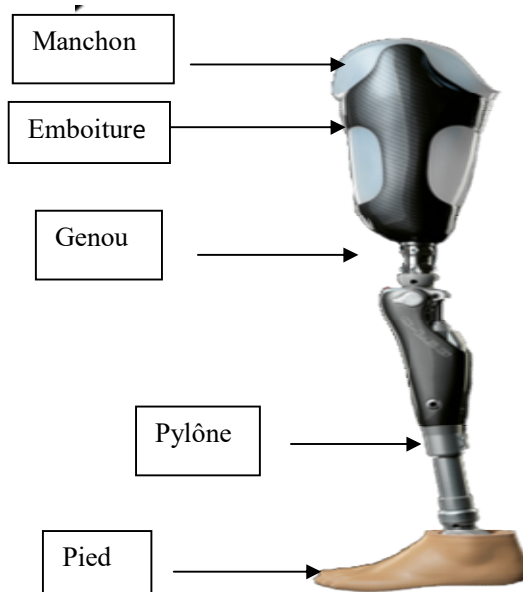


Fig 1.3 les principaux composants de la prothèse inférieure (prothèse transfémorale) [27].

1.3.3 Manchon prothétique

La plupart des prothèses modernes sont livrées avec un manchon séparant entre l'emboîture et le membre résiduel ; ce manchon a un grand rôle dans l'absorption et la distribution de la pression du poids à l'interface moignon-prothèse, empêchant les abrasions cutanées et améliorant la suspension de l'alvéole pour les amputés, cela augmente considérablement l'efficacité de la prothèse. Les manchons varient dans leur conception, car elles peuvent être de différentes tailles ou personnalisées. De nombreux matériaux sont également impliqués dans la production de ces manchons, notamment l'élastomère thermoplastique (TPE), le polyuréthane et la silicone.



Fig 1.4 Différents types de manchons prothétiques [28].

Le manchon prothétique a un grand rôle dans le confort du patient, mais il a ses inconvénients, comme faire transpirer le membre résiduel, ce qui provoque des problèmes d'hygiène et ce qui augmente les risques d'infections. Les problèmes de la couverture peuvent atteindre le point de causer des dommages à la peau, mais ces avantages sont bien plus importants que ces inconvénients.

En termes d'adéquation du manchon au patient, il peut être divisé en deux parties :

- manchons avec différentes tailles fixes.

- manchons personnalisée qui vient selon les caractéristiques individuelles et est complètement adaptée au membre résiduel du patient.

➤ Manchons avec tailles

Les différentes tailles de manchons prothétiques offrent de multiples options au patient, car le patient peut obtenir le manchon le plus approprié pour lui. Il existe une manière spécifique de mesurer le manchon. La figure 1.5 montre la méthode de mesure du manchon "Alpha SmartTemp".

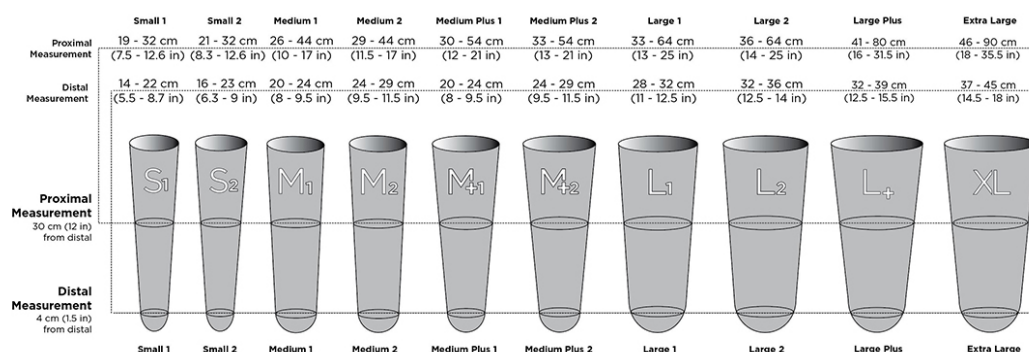


Fig 1.5 Méthode de mesure du manchon "Alpha SmartTemp" [29].

Malgré toute cette multiplicité des tailles du manchon, celui-ci reste imparfait et ne s'adapte pas complètement au membre résiduel du patient, ce qui augmente la possibilité de vides et de lacunes à l'interface moignon-prothétique et ce qui peut provoquer des problèmes de peau.

➤ Manchon personnalisée

Le but de la personnalisation est de créer un produit totalement compatible avec les besoins de chacun. Le manchon personnalisé ne s'écarte pas de ce concept, Créer un manchon personnalisé signifie qu'il épouse parfaitement la forme du membre amputé et dans des conditions strictes [30].

Les dernières méthodes pour la fabrication de manchon personnalisée sont à l'aide de données d'images tridimensionnelles numérisées du membre résiduel du patient et mises en œuvre à l'aide d'une approche d'usinage à commande numérique par ordinateur (CNC) comme la figure 1.6 le montre [30, 31].

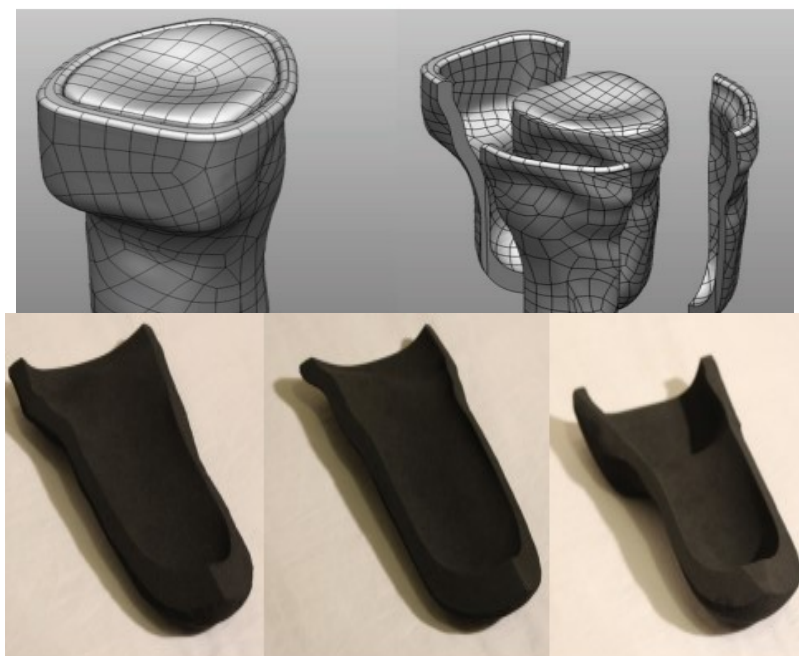


Fig 1.6 Manchons personnalisés en mousse [30].

1.3.4 L'emboîture

L'emboîture est la partie réalisée sur mesure à partir d'un moulage du moignon, dans laquelle le patient place son moignon. C'est par cette cavité que le sujet contrôle les mouvements de sa prothèse (avance et soulèvement du membre, flexion et extension du genou, etc.) et qu'il transfère le poids de son corps au pied prothétique lors de la marche et de la station debout [31].

L'emboîture prothétique est le composant où interagissent toutes les forces agissant sur le corps et depuis le sol. L'emboîture doit être adaptée à la forme du moignon et doit être correctement profilée pour le bon fonctionnement des muscles. Une bonne emboîture prothétique doit donc répondre aux critères suivants :

- Une pression stabilisatrice doit être appliquée sur les structures squelettiques autant que possible et les zones évitées où existent des muscles fonctionnels ;
- Les muscles fonctionnels, dans la mesure du possible, doivent être étirés légèrement au-delà de la longueur au repos pour une puissance maximale ;
- La force est mieux tolérée si elle est répartie sur la plus grande surface disponible, réduisant ainsi les problèmes liés à une pression localisée élevée ;
- Une pression correctement appliquée est bien tolérée par les structures neurovasculaires;

Quelle que soit la méthode d'ajustement utilisée, l'emboîture de tout amputé doit fournir les mêmes caractéristiques fonctionnelles globales, y compris une mise en charge confortable, une stabilité dans la phase d'appui de la marche, une démarche à base étroite et une phase de balancement aussi normale que possible compatible avec la fonction résiduelle disponible pour l'amputé [32].

L'emboîture diffère selon le niveau de l'amputation au-dessus ou au-dessous du genou (Prothèse Transtibiale, Prothèse Transfémorale) et diffère également selon les matériaux entrant dans sa fabrication.

La forme et la conception de l'emboîture jouent un rôle majeur dans la fourniture d'un transfert plus fluide de la charge entre le patient et la prothèse, ce qui rend l'accent mis sur l'amélioration de ses performances nécessaire afin de fournir une prothèse plus confortable.

1.3.4 .1 Conceptions d'emboîture

1.3.4 .1.1 Conceptions d'emboîture transtibiale

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

Radcliffe a été le premier à introduire les emboîtures à appui du tendon rotulien (PTB) dans les années 1950 [33]. La structure de l'emboîture assure une enveloppe partielle du tendon rotulien (tiers distal de

la rotule) et prolonge les aspects médial et latéral de l'emboîture plus haut jusqu'au niveau du tubercule adducteur du fémur afin d'assurer la stabilité du genou et de partager le poids corporel (Fig 1.7). La face postérieure est évasée proximale pour permettre une flexion confortable du genou et éviter une pression excessive sur les tendons des ischio-jambiers. L'emboîture est recouverte d'un matériau de rembourrage, constitué de mousse de polyéthylène de 5 mm d'épaisseur, pour réduire la pression d'interface entre le membre résiduel et l'emboîture [34]. Le concept PTB répartit les charges sur les zones les moins touchées et sensibles à la pression telles que le tendon rotulien (PT), l'évasement médial du tibia, le compartiment musculaire antérieur et la zone polique, tandis que la pression est soulagée sur les zones les plus touchées et sensible à la pression; tels que la tête du péroné, la crête tibiale antérieure et le tibia distal antérieur [35]. La plupart des utilisateurs de ce type d'emboîture se sont montrés satisfaits de ses performances [36]. Bien que la majorité des patients soient satisfaite des performances de l'emboîture PTB mais elle provoque des problèmes de suspension et produit des pressions excessives concentrées sur le tendon rotulien (PT) entraînant un étirement cutané, qui est l'une des principales causes des lésions des membres résiduels [37].

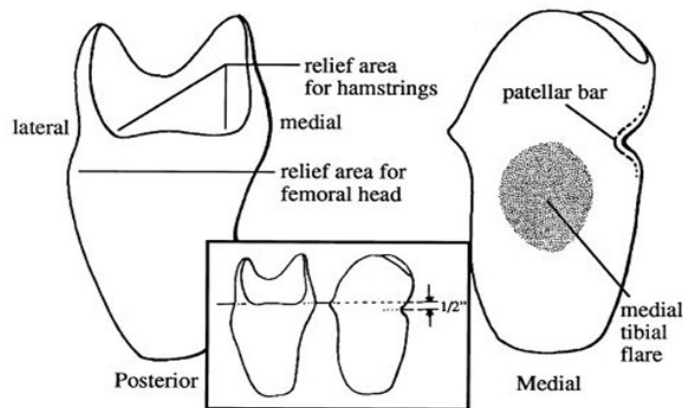


Fig 1.7 Emboîture prothétique transtibiale de type PTB (patellar tendon bearing) [38].

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

En 1986, Kristinsson a introduit un concept d'emboîture alternatif appelé emboîtures « Total Surface Bearing (TSB) » avec des manchons en silicone [39]. Dans le cas de l'emboîture TSB, la pression est répartie sur toute la surface externe du membre résiduel, où le pic de pression n'est pas dans une zone,

contrairement au PTB, qui déplace le pic de pression vers les zones tolérantes telles que le tendon rotulien PT [40]. Le manchon en silicone dans l'emboîture TSB fournit une couche de rembourrage qui aide à prévenir les dommages et la dégradation de la peau [41]. Deux méthodes principales de suspension sont utilisées pour coupler les emboîtures TSB au membre résiduel ; soit par une seule broche fixée à l'extrémité distale du manchon en silicone, soit par des joints circumférentiels qui produisent un vide au niveau de l'emboîture [41]. Malgré la satisfaction globale des systèmes de suspension en silicone, ils présentent de nombreux inconvénients dont la transpiration, les inflammations, l'augmentation du volume autour du genou et de la circonférence proximale de l'emboîture, les changements de volume du membre résiduel lors des activités quotidiennes, les difficultés d'enfilage et de retrait, et le phénomène de traite [42].

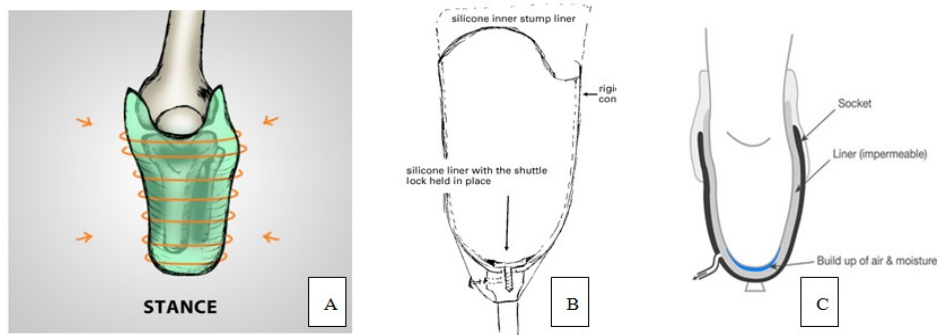


Fig 1.8 Emboîture prothétique transtibiale de type TSB (Total Surface Bearing).

Fig 1.8 (A) représente le principe d'emboîture prothétique transtibiale de type TSB, (B) Emboîture TSB avec manchon en silicone avec navette verrouillage, (C) Emboîture TSB avec manchon imperméable [43, 44, 45].

1.3.4 .1.2 Conceptions d'emboîture transfémorale

Les deux conceptions principales d'emboîture pour les prothèses transfémorales sont la contention ramale ischiatique et les conceptions subischiales. Deux sous-catégories de la conception de confinement ramal ischiatique sont les conceptions de confinement ischiatique (IC) et les conceptions

de confinement ramal (RC). Les variations de la conception subsichiale incluent la conception quadrilatérale et les conceptions qui peuvent incorporer l'utilisation d'une suspension sous vide assistée par l'atmosphère [46].

A- Conception de confinement ischiatique/ramal

Dans la pratique actuelle, l'emboîture IC est la conception la plus couramment utilisée, avec de nombreuses itérations à la fois dans l'enseignement et la pratique clinique. Toutes les variantes de l'emboîture IC ont pour objectif commun de fournir une stabilité médiolatérale dans le support d'un seul membre. Cet objectif est atteint en utilisant une emboiture extrêmement ajustée avec une dimension médiolatérale étroite tout en enfermant l'aspect médial de la tubérosité ischiatique et de la branche montante dans l'emboiture [46, 47].

A-1 Emboîture ischiatique

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

- Stabilité coronale améliorée grâce au soutien de la structure osseuse.
- Tissu proximal contenu à l'intérieur de l'emboiture.
- La quantité de confinement peut être ajustée [46].

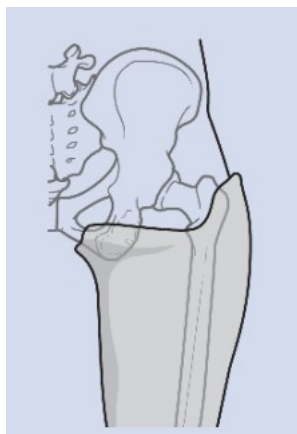


Fig 1.9 Emboîture ischiatique [46].

A-2 emboîture Ramal

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

- Stabilité coronale améliorée grâce au soutien de la structure osseuse.
- Tissu proximal à l'extérieur de l'emboîture Lignes de coupe proximales réduites.
- Améliore l'amplitude de mouvement de la hanche avec maintien de la stabilité coronaire [46].

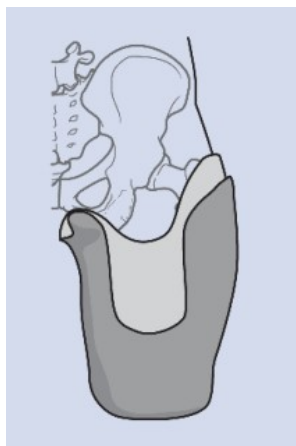


Fig 1.10 Ramal containment socket [46].

B- Conception subischiale

B-1 Emboîture quadrilatéral

Le concept d'emboîture quadrilatérale est de déformer les masses molles en appliquant un serrage antéropostérieur important à la partie supérieure du moignon, afin de bien contrôler les mouvements de la prothèse (Fig 1.11). Ce serrage antéropostérieur est compensé par une largeur d'emboîture supérieure à la largeur du moignon. Cette largeur exagérée sera désignée ci-après comme la cause de l'abduction du fémur dans la prothèse [48]. La forme d'emboîture quadrilatérale est destinée à empêcher les parties osseuses du moignon de s'appuyer contre l'emboîture, à l'exception de l'ischion

(la tubérosité ischiatique) qui repose sur un « comprimé ischiatique » situé sur le bord postérieur d'emboîture [5].



Fig 1.11 Emboîture quadrilatéral [46].

C- Emboîture de suspension subsichiale assistée par dépression

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

- Lignes de coupe réduites
- Excellente suspension qui peut améliorer les problèmes de stabilité coronaire en raison d'un ajustement intime
- La quantité de force de suspension à vide assistée peut être réglée
- L'amplitude de mouvement de la hanche n'est pas limitée [46].

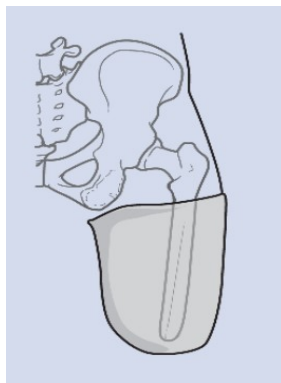


Fig 1.12 Emboîture de suspension subsichiale assistée par dépression [46].

1.3.4.2 Matériaux d'emboîture

Les matériaux entrant dans la fabrication des emboîtures ont connu un développement remarquable, tant en ce qui concerne les emboîtures tibiales que fémorales. Les emboîtures prothétiques rigides sont généralement fabriquées à partir de matériaux plastiques, qui sont des polymères solides dans leur état final [49]. La figure 1.13 représente quelques types de matériaux polymères utilisés dans la fabrication des emboîtures et des orthèses externes

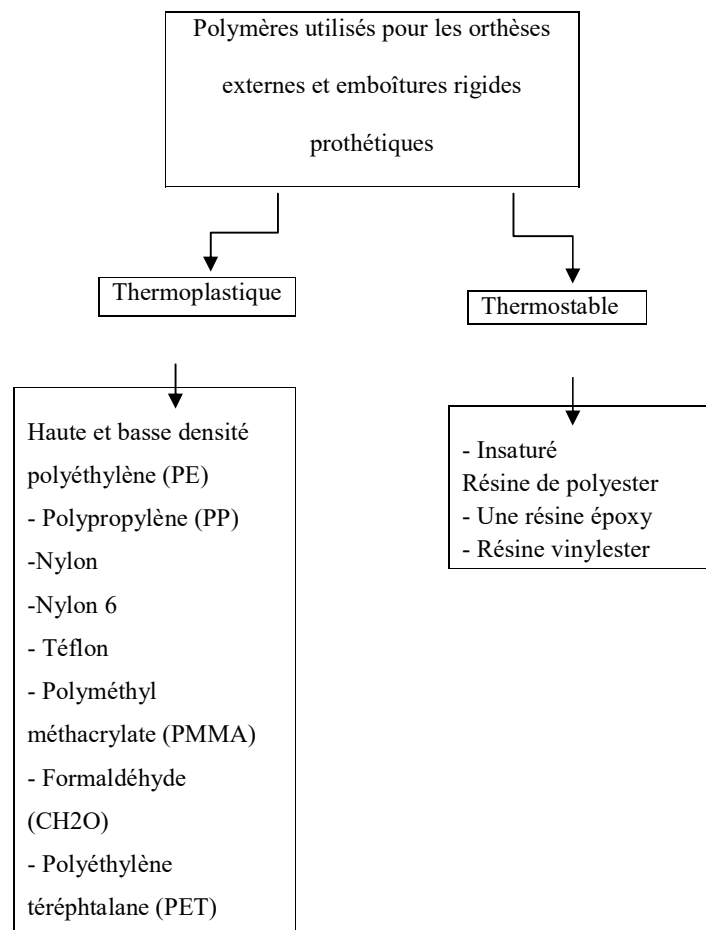


Fig 1.13 Matériaux polymères utilisés dans la fabrication des emboîtures et des prothèses externes

[49].

Les matériaux composites sont également inclus dans le processus de fabrication des emboitures, où certaines emboitures modernes sont en fibre de verre et également en fibre de carbone. La fibre de carbone fabriquée se caractérise par sa dureté et sa légèreté à la fois, mais elle reste chère.



Fig 1.14 Exemple des emboitures avec différents matériaux [50,51].

1.3.6 Marché des prothèses

La croissance du nombre d'amputés a un impact positif sur le marché, incite les fabricants à s'attaquer aux problèmes des amputés et au marché. L'impact de la technologie sur ce marché est énorme et il devrait se poursuivre au cours des prochaines années en réponse à de nouvelles innovations telles que la technologie bionique, la technologie des capteurs, l'intelligence artificielle et la micro-mécatronique. La base croissante de consommateurs d'amputés stimule le marché avec des demandes d'amélioration de la qualité de vie et l'innovation répondra aux besoins en matière de qualité de vie. La croissance technologique et une base de consommateurs croissante d'amputés renforcent la croissance du marché des prothèses, selon une analyse du cabinet de conseil en affaires et en recherche Frost & Sullivan. Le marché global des prothèses aux États-Unis a généré des revenus de 1,45 milliard de dollars en 2006. Le marché mondial des prothèses dentaires est estimé à plus de 5 milliards de dollars. Les arthroplasties de la hanche et du genou sont les principaux moteurs du marché des prothèses orthopédiques. Plus de 100 000 implants cochléaires sont actuellement en place dans le monde. Aux États-Unis, les futurs appareils prothétiques des membres et le marché des

services d'accompagnement sont estimés à plus de 5 milliards de dollars (dont environ 3 milliards de dollars pour les seuls services aux patients amputés) [46].

1.4 Implants orthopédiques

Un implant orthopédique est un dispositif fabriqué conçu pour remplacer une articulation, un os ou un cartilage en raison d'un dommage ou d'une déformation, comme une fracture d'une jambe, la perte d'un membre ou une anomalie congénitale. Les implants orthopédiques sont principalement constitués de matériaux tels que l'acier inoxydable et les alliages de titane. Ces matériaux sont recouverts d'une couche de plastique dans les cas de cartilage artificiel afin de réduire les contraintes au niveau des surfaces articulaires. Certains implants osseux sont fixés avec des clous ou des vis et d'autres sont pressés pour s'adapter à sa place, de sorte que votre os puisse se développer dans l'implant pour plus de solidité [52].

1.4. 1 Types des implants orthopédiques

1.4.1.1 Remplacement total de la hanche

L'articulation artificielle de la hanche remplace la hanche naturelle afin de restaurer les mouvements naturels. La prothèse de hanche se compose de trois parties principales : le composant fémoral, la tête fémorale et le composant acétabulaire, ces parties permettant un mouvement dans différentes directions (Fig 1.15).

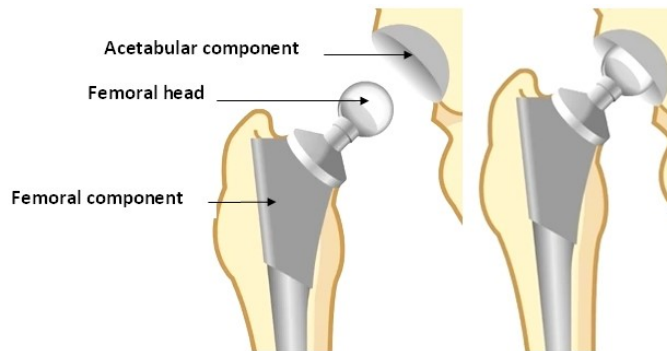


Fig 1.15 composantes de l'arthroplastie totale de la hanche [53].

1.4. 1.2 Remplacement du genou

L'arthrite peut causer des problèmes majeurs au niveau du genou, ce qui empêche le patient de bouger et d'effectuer des activités normales. L'arthroplastie du genou est une intervention chirurgicale pour refaire la surface d'un genou endommagé par l'arthrite. Des pièces en métal et en plastique sont utilisées pour coiffer les extrémités des os qui forment l'articulation du genou, ainsi que la rotule (Fig 1.16) [54].

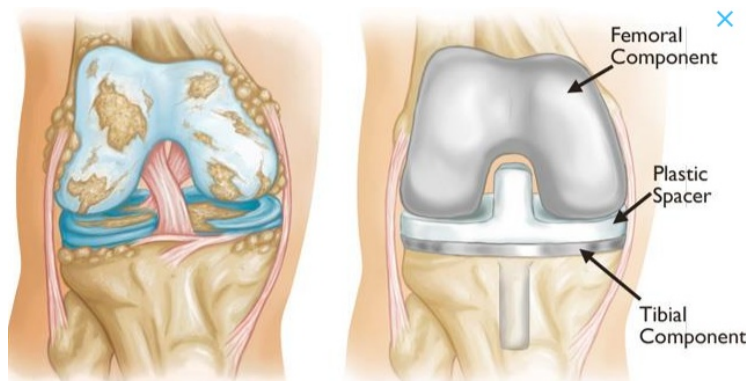


Fig 1.16 Composants de prothèse de genou [55].

1.4. 1.3 Ostéointégration pour prothèses d'amputation des membres inférieurs

La chirurgie connue sous le nom d'ostéointégration est une procédure médicale dans laquelle un implant métallique est placé directement dans l'os résiduel d'un organe amputé qui est ensuite attaché à un membre prothétique à l'aide d'un connecteur transcutané à travers une petite ouverture dans les tissus mous et la peau [56].

La figure 1.17 Présente l'illustration schématique du système implantaire de prothèses ostéointégrées pour la rééducation des amputés (OPRA). Cet implant comprend une fixation filetée en titane insérée dans l'os amputé du moignon, un pilier inséré à la presse dans la partie distale de la fixation, et une vis de pilier qui relie le pilier à la prothèse [57].

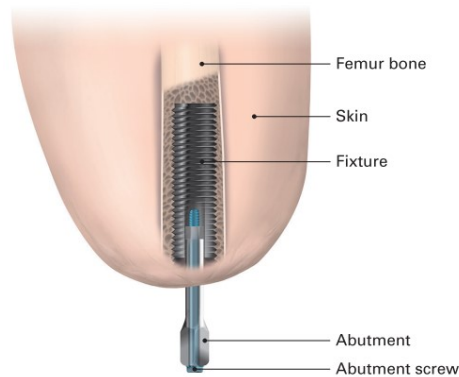


Fig 1.17 Schema de système implantaire (OPRA).

La figure 1.17 illustre un système implantaire de prothèses ostéointégrées pour la réhabilitation des amputés (OPRA) (Integrum AB, Mölndal, Suède) comprenant une fixation filetée en titane insérée de manière intramédullaire dans le moignon fémoral, un pilier (qui est le composant percutané) ajusté à la presse dans la partie distale de l'appareil, et une vis de pilier qui relie le pilier à l'appareil. Le système est conçu pour protéger la partie ostéointégrée (la fixation) d'une surcharge mécanique [57].

L'ostéointégration pour l'amputation des membres inférieurs est une opération moderne, car elle a été découverte depuis vingt-huit ans. Il élimine également les problèmes de lésions cutanées du membre résiduel, mais les patients après une chirurgie d'ostéointégration sont à risque d'infection par l'ostéomyélite associée à l'implant [58].

1.4.1.4 Implant à l'extrémité de l'os coupé pour amortir et réduire les pressions d'interface entre le moignon et la prothèse

Cette procédure est un implant d'extrémité molle afin d'amortir l'extrémité de l'os coupé et de redistribuer la pression imprimée à travers elle sur les tissus mous. Cet implant contribue également à réduire la pression à l'interface entre le moignon et la prothèse.

Cette procédure est encore théorique et il n'y a pas beaucoup d'études disponibles sur ce sujet à ce jour. En utilisant la méthode des éléments finis, Chillale et al 2019 [59] ont créé un modèle de l'implant interne (Fig 1.18). La partie inférieure de cet implant était un sac en plastique rempli de fluides qui redistribueraient la pression, sur la base de l'hypothèse suivante : « Un implant correctement conçu qui exploite le principe de l'incompressibilité des fluides peut améliorer la capacité de charge du fémur résiduel et réduire les forces de friction à l'interface moignon-prothèse. Dans le quatrième chapitre, nous avons étudié l'efficacité de l'implant mou interne sous l'os amputé et sa capacité à réduire le niveau de contraintes à l'interface.

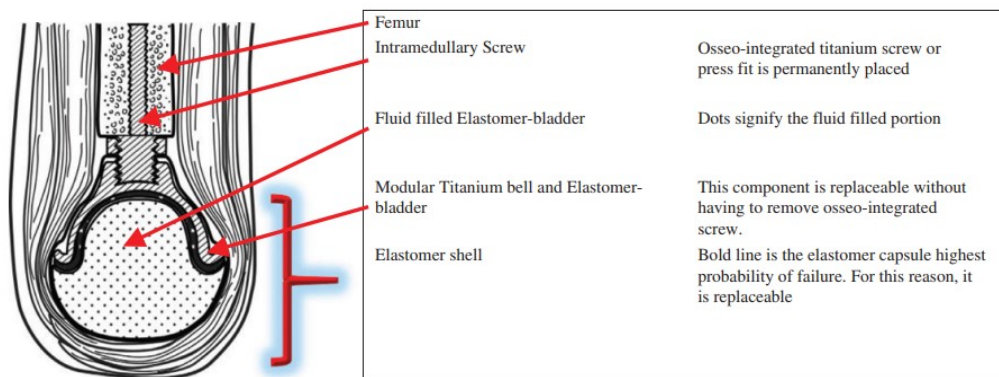


Fig 1.18 implant orthopédique à l'extrémité de l'os coupé [59] .

Chapitre 2

**Mesures des contraintes à l'interface
moignon-prothèse**

Chapitre 2 : Mesures des contraintes à l'interface moignon-prothèse

2.1 Introduction

La répartition des contraintes de contact entre le moignon et la prothèse d'un amputé d'un membre inférieur a été considérée comme un indicateur direct du confort de la prothèse. Plusieurs études se sont focalisées sur les mesures des contraintes d'interface entre le moignon et la prothèse, des mesures de répartition des contraintes à cette interface ont été menées depuis environ 50 ans. Les premières études sur les contraintes à l'interface du moignon de l'emboîture mentionnées dans la littérature sont celles de Mueller et Hettinger (1954) [60]. Les informations obtenues ont été utilisées, soit pour améliorer la compréhension du transfert de charge des emboitures, soit pour évaluer la conception des sockets et soit pour valider la modélisation numérique. Les mesures de pression interfaciale nécessitent une technique de mesure appropriée, y compris l'utilisation de transducteurs, leur placement à l'interface prothétique, ainsi que l'acquisition de données et l'approche de conditionnement associées. Un système idéal devrait être capable de surveiller en permanence les contraintes interfaciales réelles ; à la fois la pression et le cisaillement, sans interférence significative avec les conditions d'interface d'origine. Une variété de transducteurs a été développée pour les mesures de pression d'emboîture [12].

De nombreuses techniques de mesure ont été utilisées pour calculer la pression de contact et les contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse sur la base de différents capteurs (Fig 2.1), comme des capteurs pneumatiques [61], des capteurs remplis de fluide [62], une jauge de déformation de diaphragme [60,42], Piston -type SG [42], Capacitif [42] et

capteurs à feuille de circuit imprimé [63], M. Al-Fakih a mentionné ces méthodes et moyens dans sa revue [42].

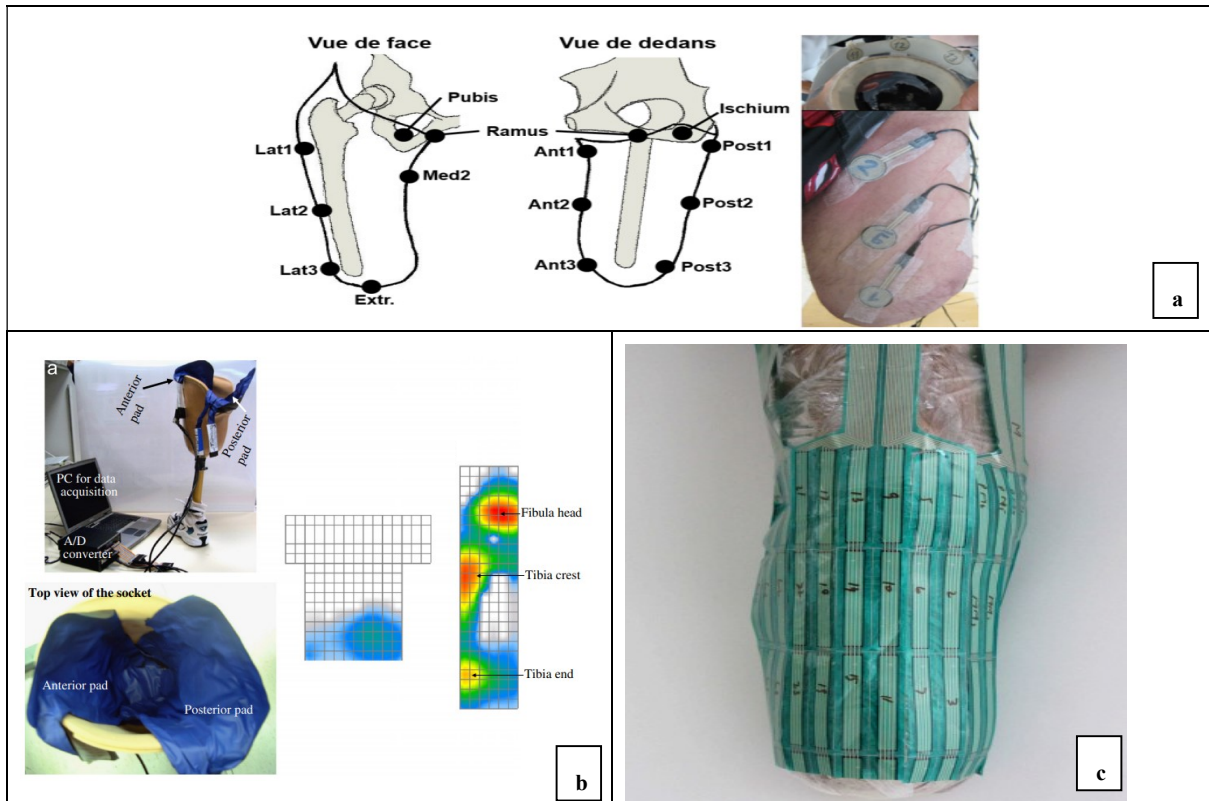


Fig 2.1 Exemples de capteurs utilisés pour mesurer la pression entre l'interface du moignon et la prothèse.

La figure 2.1 montre des exemples de capteurs utilisés pour mesurer la pression entre l'interface du moignon et la prothèse, (a) Position des 14 capteurs de pression sur le moignon du patient et dans l'étude de Moineau et all 2014 [12]. (b) tapis de détection de pression basés sur des capteurs piézorésistifs [64]. (c) Quatre transducteurs à l'emboiture-F couvrent tous les aspects du membre résiduel pour donner une impression globale de la répartition de la pression à l'intérieur des douilles prothétiques transtibiales [65].

2.2 Techniques de montage du transducteur

Sur la base de la littérature, les techniques de montage des transducteurs à l'interface moignon-prothèse peuvent être divisées en deux types, le premier type peut être inséré entre la surface externe du membre résiduel et le manchon/l'emboîture, seuls les capteurs minces tels que les capteurs à jauge de contrainte de déviation du diaphragme comme indiqué sur la figure 2.2 c [60, 42], et les capteurs à feuille de circuit imprimé sont adaptés à une insertion entre la surface externe du membre résiduel et la prothèse [63]. Le deuxième type est positionné à l'intérieur ou à travers l'emboîture ou le manchon comme indiqué sur les figures 2.2 a, b et d [42].

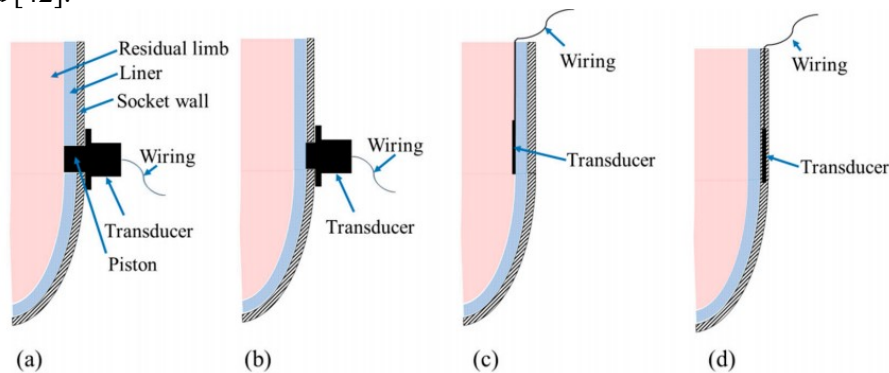


Fig 2.2 Techniques de montage des transducteurs [42].

La figure 2.2 montre les Techniques de montage des transducteurs (a) transducteur monté sur la paroi de l'emboîture à travers le trou percé et le piston sorti pour être en contact direct avec la peau du membre résiduel ; (b) la même technique de montage avec une légère différence que le piston affleure la face interne de l'emboîture et ne pénètre pas dans le manchon ; (c) transducteur inséré à l'intérieur de l'emboîture prothétique ; et (d) transducteur intégré dans la paroi de l'emboîture [42].

2.2.1 Transducteurs montés sur la paroi d'emboîture

Ce type de Transducteurs a été utilisé pour la première fois par Appoldt et al en 1968, afin d'étudier les pressions à l'interface d'une prothèse au-dessus du genou (emboîtures

transfémorales) [66]. La jauge de contrainte (SG) est l'élément de détection le plus couramment utilisé pour cette technique de montage. Un ensemble d'éléments de détection SG et d'un piston cylindrique est configuré dans un boîtier en forme de cylindre monté sur la paroi d'emboîture à des emplacements importants, à travers des trous percés, comme indiqué sur les figures 2.2 a et b. Le piston doit affleurer et être perpendiculaire à la face interne de l'emboîture, afin de transférer les contraintes sur le membre résiduel vers les éléments sensibles SG [42]. De nombreuses études antérieures ont utilisé ce type de transducteur pour mesurer des pressions normales et des contraintes de cisaillement, cependant, l'installation de ce type de transducteur nécessite des emboîtures préparées contenant des trous pour installer ces transducteurs, ce qui est considéré comme une question fastidieuse et peut affecter la précision des résultats. [67, 68, 69].

2.2.2 Transducteurs insérés dans l'emboîture

Sonck et al ont été les premiers à évaluer les pressions à l'interface entre la prothèse transtibiale et le membre résiduel en insérant un transducteur à base de SG de déviation du diaphragme dans les emboîtures transtibiales [70]. Cette technique ne nécessite pas de préparation et ne nécessite pas de trou au niveau de l'emboîture car les transducteurs utilisés sont très fins, comme la figure 2.2c montre. Des transducteurs SG, piézorésistifs, capacitifs et optiques ont été insérés dans des emboîtures. Les tapis de détection emboîtures F ont été lancés plus tard, offrant une résolution spatiale plus élevée. Plusieurs transducteurs emboîtures F sont généralement utilisés pour cartographier la distribution de la pression sur tous les aspects du membre résiduel. Cependant, ces tapis de détection présentaient une hystérésis et une dérive. De plus, les capteurs emboîtures F peuvent se froisser et tomber en panne, affectant la précision de la mesure [42].

2.2.3 Transducteurs intégrés dans un manchon prothétique personnalisé

L'insertion de capteurs dans l'emboîture restreint les options disponibles, nécessitant une technologie extra fine mais durable. Cela se traduit souvent par des propriétés de détection médiocres en termes de paramètres clés, notamment la précision et la sensibilité. Au contraire, l'intégration sur et dans la paroi de l'emboîture, a pour principal inconvénient de nécessiter une conception d'emboîture, ce qui implique un travail manuel prothétique considérable, coûteux et chronophage [71].

Linda Paternò et al ont créé un manchon personnalisé avec des capteurs inclus. Le manchon a été fabriqué à l'aide d'une approche d'usinage à commande numérique par ordinateur (CNC). Les emplacements des capteurs ont été usinés directement dans le manchon, au cours du processus de fabrication. Fig 2.3a montre le modèle 3D du manchon prothétique personnalisé avant fabrication sans capteurs. Fig 2.3c montre une coupe longitudinale du manchon avec les capteurs après fabrication [72].



Fig 2.3 Transducteurs intégrés dans un manchon prothétique personnalisé [72].

La figure 2.3 (a) et (b) montre CAO et proto type en mousse néoprène du nouveau manchon personnalisé avec des boîtiers spécifiques conçus pour intégrer les boutons des enregistreurs de données Hygrochron ; (c) les deux moitiés raffinées du nouveau manchon personnalisé avec les douze enregistreurs de données Hygrochron intégrés recouverts de la couche de tissu respirant mais imperméable ; (d) le proto type final de manchon personnalisé [72].

2.3 Mesure de contraintes d'interface prothétique dans différentes conceptions d'emboîture

De nombreuses études ont été menées à l'aide de capteurs de force pour effectuer les mesures normales et de cisaillement chez les amputés portants des emboitures PTB et TSB pendant la marche, la course, les escaliers et les pentes de niveau [42]. Rae et Cockrell ont utilisé un capteur à jauge de contrainte à diaphragme (SG) inséré dans l'emboiture PTB (fig 2.4) pour comparer les différences de pression maximale d'interface dans les emboitures sans manchon et avec manchon en mousse et manchon en silicone [73]. Dou a utilisé un capteur capacitif inséré dans une emboiture PTB pour mesurer les pressions sur cinq sites intéressants d'une seule prise d'amputé au-dessous du genou lors de la marche dans des escaliers, des routes plates et non plates [74]. Abu Osman a utilisé un capteur SG de type piston monté sur la paroi de l'emboîture PTB pour étudier l'effet de la variation de la charge (à travers la profondeur de l'indentation) sur la barre du tendon rotulien sur le modèle de distribution de la pression à l'interface moignon-emboîture et s'il existe une corrélation entre la variation de la charge sur le tendon rotulien et la répartition de la pression sur d'autres sites de l'emboîture [75]. Ali a utilisé un capteur piézorésistif (emboîture F) fixé entre le moignon et le manchon dans le cas d'emboiture TSB, pour comparer la satisfaction des patients et identifier les problèmes perçus avec les prothèses des sujets, tout en utilisant trois systèmes de suspension différents : Petite, manchon dermo avec verrouillage à navette et manchon Seal-In X5 [76]. Eshraghi a utilisé un capteur piézorésistif (F-Socket) fixé entre la souche et le manchon dans le cas d'emboiture TSB pour comparer l'effet de ces trois systèmes de suspension sur les pressions d'interface à l'intérieur des emboitures transtibiales lors de la locomotion dans les escaliers et la rampe [77].

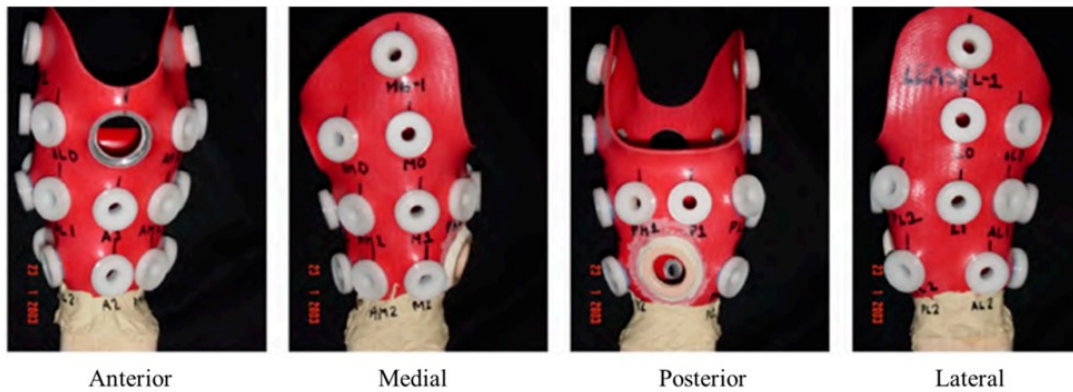


Fig 2.4 Emplacements des transducteurs à base de SG sur l'emboiture PTB [75].

2.4 Réponses des membres résiduels à la charge mécanique

La réaction des tissus aux contraintes est clairement visible dans l'aspect extérieur, comme la rougeur de la peau, la congestion sanguine, et la déformation de la forme des tissus mous, la douleur et d'autres réactions claires et évidentes [78,79].

Mécaniquement, la charge appliquée à la surface de la peau produira des contraintes et des tensions dans la peau et les tissus sous-jacents. Ces contraintes et déformations affectent les fonctions cellulaires et d'autres processus biophysiques dans les tissus. Une force très importante peut briser la peau directement. Lorsque des forces statiques modérées sont appliquées sur la peau, les vaisseaux sanguins sous-jacents et le drainage lymphatique peuvent être obstrués ou partiellement obstrués, et l'oxygène et les autres nutriments ne peuvent plus être délivrés à un taux suffisant pour satisfaire les besoins métaboliques des tissus. Sans une circulation suffisante, les produits de dégradation du métabolisme s'accumuleraient dans les tissus [12]. Si une telle condition persiste, les fonctions cellulaires seraient compromises et pourraient finalement échouer [80]. Les dommages peuvent ne pas se limiter à la rupture de la peau externe, mais les dommages peuvent s'étendre aux zones profondes des tissus mous du membre résiduel [81]. Les lésions cutanées et tissulaires sont

souvent réparties selon les zones les plus exposées aux charges et aux pressions du moignon [9].

2.5 Modélisation numériques

Bien que les contraintes à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel puissent être mesurées, une évaluation expérimentale en plein champ du transfert de charge reste difficile. Il est prévu que ces difficultés associées aux mesures expérimentales puissent être surmontées par la modélisation numérique, à condition, qu'un modèle approprié puisse être développé. Avec l'émergence de la conception assistée par ordinateur et de la technologie de fabrication assistée par ordinateur (CAO/FAO), la modélisation numérique est un outil souhaitable pour fournir des informations quantitatives sur le transfert de charge entre l'emboîture et le membre résiduel dans, le but d'optimiser la conception de la prothèse. Les modèles numériques pour l'analyse des prothèses sont principalement basés sur des méthodes d'éléments finis. L'utilisation de l'analyse par éléments finis présente deux avantages majeurs, tout d'abord, des informations de plein champ sur la contrainte, la déformation et le déplacement n'importe où dans les objets modélisés peuvent être prédites. Deuxièmement, il est relativement pratique de faire une analyse paramétrique pour une conception optimale [12].

2.5.1 Méthode des éléments finis pour l'amputation du membre inférieur

La modélisation numérique est un outil souhaitable pour fournir des informations quantitatives sur le transfert de charge entre l'emboîture et le membre résiduel dans le but d'une conception optimale de l'emboîture et d'une évaluation objective de l'ajustement. Les modèles numériques pour l'analyse des emboîtures sont principalement basés sur des

méthodes d'éléments finis. Nous avons fait une revue complète de la littérature qui a utilisé la méthode des éléments finis pour prédire les distributions des contraintes à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse, que ce soit dans le cas d'amputation au-dessus ou au-dessous du genou. La plupart des étapes de modélisation étaient similaires dans cette littérature ; la géométrie du modèle a d'abord été obtenue, l'étape de prétraitement du modèle EF a ensuite été achevée en définissant les propriétés mécaniques des matériaux, en créant le maillage pour le modèle, les charges, le contact et les conditions aux limites. Fig 2.5 montre des exemples des modèles EF du membre résiduel publiés dans les études précédentes.

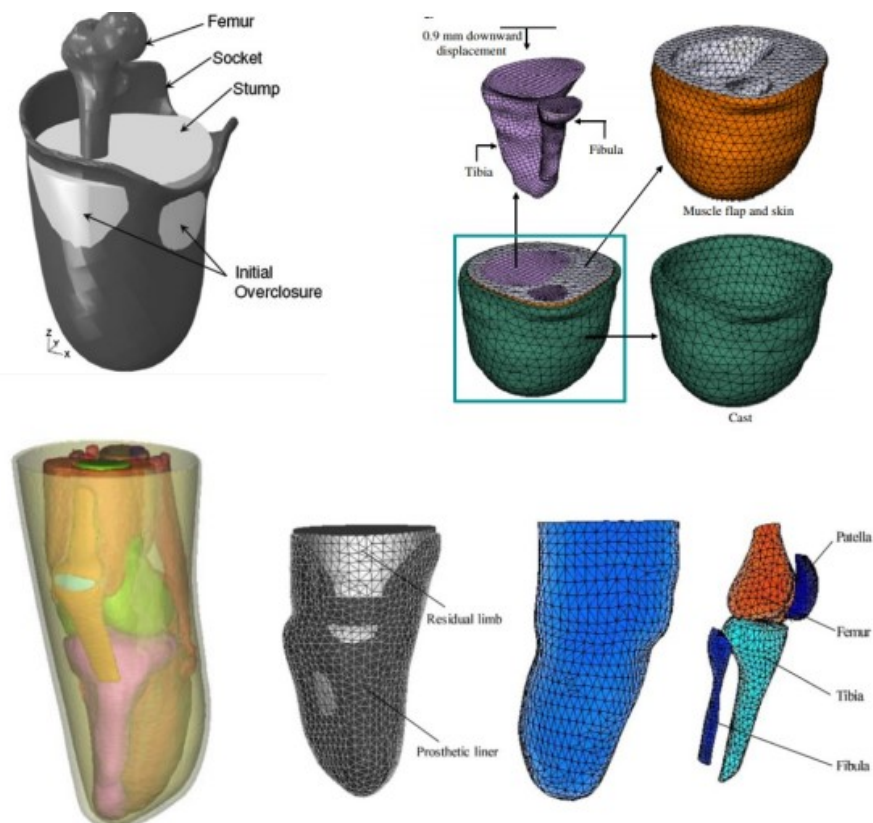


Fig 2.5 Exemples de modèles EF du membre résiduel publiés [64,82, 83, 84].

2.5.1.2 Géométrie

La plupart des études précédentes qui ont développé des modèles d'éléments finis du membre résiduel amputé ont utilisé diverses modalités d'imagerie médicale pour dériver des modèles

anatomiques de ce membre. Les modalités d'imagerie volumétrique telles que la tomodensitométrie (CT), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou l'échographie permettent de générer un modèle numérique tridimensionnel (3D) spécifique au patient. Ces modèles d'anatomie qui peuvent être obtenus à partir de modalités d'imagerie volumétrique comprennent les os, les tissus mous, la peau et la graisse [9, 84, 85, 86, 87]. Alors que les modèles 3D de la prothèse (emboîture, manchons) ont été développés principalement à l'aide de la conception assistée par ordinateur (CAO) [84, 86, 87].

➤ **CT scans**

Un certain nombre d'études antérieures ont utilisé des tomodensitométries à rayons X du membre résiduel pour obtenir des modèles de la forme du membre et de la structure osseuse sous-jacente. Smith et Vannier ont effectué des tomodensitométries sur une jambe de cadavre humain sectionnée pour évaluer la viabilité d'une modélisation des membres spécifique au patient [88]. Lacroix a obtenu une géométrie spécifique au patient à partir de données des tomodensitométrie et du balayage laser pour cinq patients différents afin d'étudier l'effet de la procédure de mise en place de l'emboîture sur l'état de contrainte-déformation à l'interface du membre résiduel externe [82].

➤ **Échographie**

L'échographie offre la possibilité d'obtenir des modèles avec une différenciation améliorée des tissus mous, tout en n'exposant pas le sujet aux rayonnements ionisants. Douglas et al ont démontré qu'un appareil d'échographie personnalisé pour les membres résiduels était une option d'imagerie peu coûteuse [90] ; bien que la technique de l'échographie soit une technique excellente et précise pour obtenir des modèles 3D détaillés du membre amputé

résiduel (fig 2.6 a), les dispositifs utilisés dans cette technique ne sont pas universellement disponibles [84].

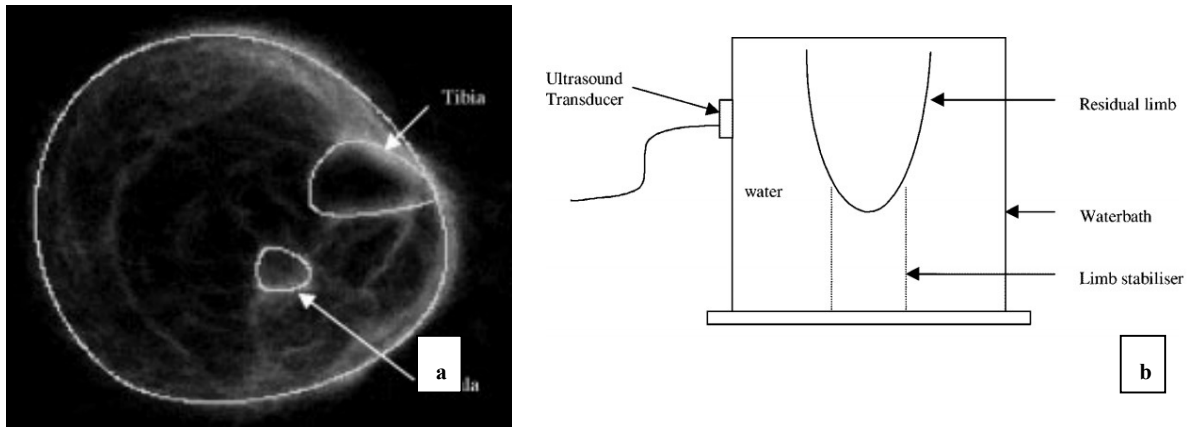


Fig 2.6 (a) contours extraits du tibia, du péroné et de la peau superposés à une image échographique composée d'une tige normale [90]. (b) Le dispositif utilisé par Morimoto et al afin d'obtenir les images échographiques [91].

➤ Images par résonance magnétique (IRM)

L'IRM est une modalité d'imagerie volumétrique basée sur l'excitation de noyaux d'hydrogène dans des tissus aqueux à un état de haute énergie en utilisant un champ magnétique puissant. Lorsque le champ magnétique oscille, les noyaux alternent entre des états de haute et de basse énergie, émettant des ondes radio dans le processus. Ces émissions radio sont reçues par le scanner et reconstruites spatialement en une image des structures tissulaires internes. Des images planaires sont reconstruites à intervalles réguliers, à partir de coupes à l'intérieur d'un volume englobant l'anatomie. L'intensité du signal détectée en un point de l'espace est codée sous la forme d'une valeur au niveau de gris, allant du noir pour une absence de signal au blanc pour le retour le plus intense. [84] L'IRM a été utilisée avec

succès pour générer des modèles détaillés de l'anatomie du membre résiduel dans plusieurs études précédentes [9, 85, 87].

Lee a utilisé des images par résonance magnétique (IRM) du membre résiduel en position couchée sur le dos et genou étendu avec des images en coupe axiale à un intervalle de 6 mm pour, construire un modèle du membre résiduel trans-tibial pour le patient (Fig 2.7) [87]. Cagle a utilisé des images par résonance magnétique (IRM) pour obtenir des modèles de trois utilisateurs de prothèses transtibiales avec des formes de membres distinctes (c'est-à-dire conique court, cylindrique et conique long) [9]. Tableau 2.1 montre des exemples des sources de géométrie des modèles FE des membres inférieurs dans les études précédentes.

Référence	Source de la géométrie du membre résiduel	Emboiture
Lee et al 2004 [87].	Images RM	rectifiée CAD emboiture
Portnoy et al 2008 [64].	Images RM	moulage non certifié utilisé comme emboiture
Kistenberg et al 2011 [84].	Images RM	Emboiture PTB générée à l'aide du logiciel 3MATIC
Cagle et al 2018.[9]	Images RM	Emboiture PTB, rectifiée CAD
Meng et al 2020.[36]	Images RM	Emboiture stabilisée en compression/relâchement (CRS) rectifiée CAD emboiture

Tableau 2.1 les sources de géométrie des modèles FE des membres inférieurs.

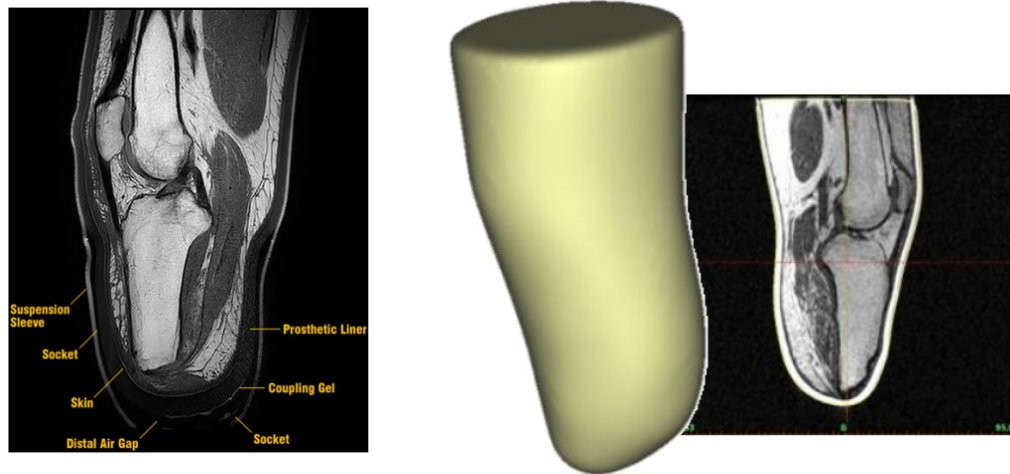


Fig 2.7 Exemples d'IRM utilisés dans les modèles d'EF du membre résiduel publiés dans les études précédentes [9, 84].

Steer et al [92] ont utilisé des modèles EF pour quatre personnes virtuelles ; ces modèles virtuels l'ont aidé à effectuer de nombreux changements, tels que la longueur résiduelle, le profil du résidu et la longueur du tibia.

2.5.1.3 Modélisation des propriétés mécaniques des matériaux

Les modèles des études précédentes peuvent être regroupés en termes de propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans la simulation en deux groupes.

Le premier type implique un matériau statique linéaire, dans ce cas les propriétés mécaniques des tissus mous, de l'os et de l'emboiture ont été considérées comme des propriétés linéaires, dans ce type de modèles, le module d'Young et le coefficient de Poisson ont été entièrement pris en compte pour définir les propriétés mécaniques. [59, 85, 87, 93]. Le deuxième type implique une analyse non linéaire, prenant en compte les propriétés non linéaires du matériau, dans ces modèles, la peau, les muscles et la graisse sont souvent considérés comme un matériau hyper-élastique [82, 93, 94]. Dans l'étude de Jia [83], des propriétés mécaniques

linéaires et homogènes ont été utilisées afin de déterminer l'influence des charges inertielles et du déplacement brut du genou sur la pression d'interface et les contraintes de cisaillement. Lecroix et al [82] ont considéré tous les composants du modèle de membre résiduel transtibial comme homogènes et élastiques afin d'étudier l'état du contrainte-déformation à l'interaction entre l'emboîture et le moignon de cinq amputés transfémoraux, pendant le processus d'enfilage. Simpson et al. [95] ont modélisé le tissu mou du membre résiduel transtibial comme homogène, non linéaire et hyperélastique afin d'étudier l'effet du modèle matériel du tissu mou sur la redistribution de la pression pendant le processus d'enfilage. Zhang et al. [93] ont effectué une prédiction de la relation entre les longueurs résiduelles et la contrainte à l'interface emboîture-membre et ils ont supposé que les tissus mous étaient hyperélastiques avec le paramètre de Mooney-Rivlin. Le tableau 2.2 montre des exemples de propriétés mécaniques utilisées dans les modèles d'éléments finis dans les études précédentes.

Référence	propriétés mécaniques			
	Os	Tissus mous	Manchon	Emboîture
Wu et al 2003 [96]	Module d'Young 15500 MPa Coefficient de Poisson 0,28	Module d'Young Entre 0,1 MPa et 0,4 MPa Coefficient de Poisson 0,49	Module d'Young 1 MPa Coefficient de Poisson 0.49	rigide
Lin et al 2004 [97]	Module d'Young 15500 MPa Coefficient de Poisson 0,28	Module d'Young Entre 0.06 MPa et 2.49 MPa Coefficient de Poisson 0.49	Module d'Young Entre 0.4 MPa et 0.8 MPa Coefficient de Poisson	rigide

			0.49	
Lee et al 2004 [87].	Module d'Young 10000 MPa Coefficient de Poisson 0.3	Module d'Young 0.2 MPa Coefficient de Poisson 0.49	/	Module d'Young 1500 MPa Coefficient de Poisson 0.3
Meng et al 2020 [85].	Module d'Young 15000 MPa Coefficient de Poisson 0.3	Module d'Young 0.2 MPa Coefficient de Poisson 0.49	/	Module d'Young 1500 MPa Coefficient de Poisson 0.3
Lacroix et al 2011 [82].	Module d'Young 15000 MPa Coefficient de Poisson 0.3	Hyperélastique à 3 paramètres (moony rivlin) $C_{10}= 0.0425$ MPa $C_{11}= 0$ MPa $D_1= 0.0236$ MPa	/	Module d'Young 1500 MPa Coefficient de Poisson 0.3
Zhang et al 2013 [93].	Module d'Young 15000 MPa Coefficient de Poisson 0.3	Hyperélastique à 2 paramètres (mooney rivlin) $C_{10}= 0.855$ MPa $C_{01}= 0.214$ MPa	/	Module d'Young 1500 MPa Coefficient de Poisson 0.3

Tableau 2.2 Exemples de propriétés mécaniques utilisées dans les modèles d'éléments finis dans les études précédentes.

2.5.1.4 Les chargements et les conditions aux limites

La plupart des chercheurs qui ont développé des modèles d'éléments finis transfémoraux et transtibiaux appliquent une charge équivalente à la moitié, ou au poids du corps entier à la tête fémorale ou tibiale, ou ils appliquent des forces équivalentes aux forces de réaction extraites de modèles EF plus grands [86, 87, 93, 94]. Dans ces études, généralement, une seule valeur de coefficient de frottement (COF) a été citée, entre 0 (sans frottement) et 1 (collé), mais le plus souvent entre 0,4 et 0,5 [48, 86]. Le tableau 2.2 montre des exemples de Charges et conditions aux limites utilisées dans les modèles d'éléments finis dans les études précédentes.

Référence	Chargement	Friction
Zhang et al [95].	Charge axiale de 800 N	0.5
Zacharah and sanders [99].	Charge axiale de 800 N	0.5
Wu et al [96]	Charge axiale de 235 N (position à deux jambes) Charge axiale de 470 N (position à deux jambes)	0,5 pour l'emboiture KBM 0.6 pour l'emboiture TSB
Lin et al [97]	600 N (single leg stance)	0.5
Surapureddy et al [94]	Charge axiale de 400 N	0.5
Lee and zhang [100]	Charge axiale de 800 N	/

Tableau 2.3 Charges et conditions aux limites dans les modèles FE de membres inférieurs.

2.5.1.5 Maillage

Dans les études précédentes qui ont développé des modèles d'éléments finis (EF) pour le membre inférieur amputé, la plupart des chercheurs ont utilisé un maillage avec des éléments tétraédriques linéaires [82, 85, 93]. Dans le cas de géométries complexes (fémur proximal), les maillages d'éléments linéaires tétraédriques ont permis des résultats plus proches de ceux théoriques par rapport aux éléments finis hexaédriques [101].

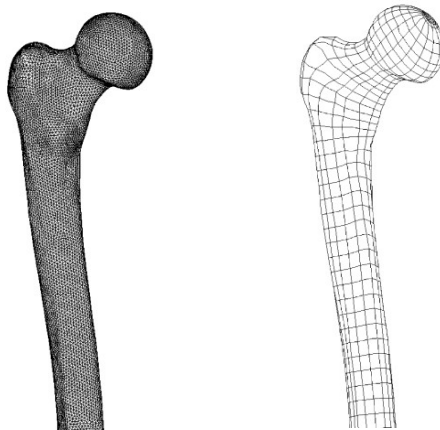


Fig 2.8 Exemple de maillages d'éléments hexaédriques et tétraédriques [101].

2.5.1.6 Pression et contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse

Les contraintes à l'interface membre-prothèse peuvent être mesurées, mais l'évaluation expérimentale en plein champ du transfert de charge reste difficile. Ces difficultés liées aux mesures expérimentales peuvent être surmontées par la modélisation numérique, à condition qu'un modèle approprié puisse être développé [12].

Des modèles d'éléments finis (EF) pour les amputés au-dessus et au-dessous du genou ont été développés pour établir l'état des contraintes à l'interface moignon-prothèse. La prédiction de la pression de contact et de la contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse à l'aide de la modélisation par éléments finis est une étape majeure vers la conception d'emboîtures plus confortables pour les patients.

Généralement, l'analyse EF est séparée en deux étapes. La première correspond à l'état des contraintes lors de l'enfilage du membre dans l'emboîture, la seconde commence, lorsque le corps de poids est appliqué sur le moignon. Les sorties des résultats des contraintes de contact et des contraintes de cisaillement dans ces modèles ont changé selon le niveau (transtibial ou transfémoral) d'amputation et le type de prothèse utilisée. L'emboîture (PTB) et ils sont sortis après avoir appliqué un poids de 80 kg avec une pression de contact maximale de 90 kpa et une contrainte de cisaillement jusqu'à 50 kpa à l'interface prothèse-membre [102]. Wu et al 2003 ont comparé deux modèles EF en utilisant deux emboîtures différentes avec un manchon de 4 mm d'épaisseur, d'emboîture à appui du tendon rotulien (PTB) et d'emboîture kondylen betrung munster (KBM), dans le cas de l'emboîture (PTB), la pression de contact maximale était de 250 kpa au tibia latéral et de 240 kpa à l'extrémité du résidu, dans le (KBM) dans le cas de l'emboîture, la pression de contact maximale était de 130 kpa au tibia latéral et de 60 kpa à l'extrémité du résidu [96]. Lin et al (2004) développent un modèle d'éléments finis en utilisant l'emboîture kondylen betrung munster (KBM), les chercheurs de cette étude ont modifié la rigidité de manchon afin de connaître son effet sur les contraintes, et après avoir appliqué un poids de 60 kg la valeur maximale de pression de contact était 783 kpa et contrainte de cisaillement jusqu'à 373 kpa à l'interface prothèse-membre [97]. Zhang et al 2013 développent un modèle d'éléments finis d'amputation au-dessus du genou (AKA) pour prédire les contraintes à l'interface moignon-prothèse, ils ont appliqué une pression de

contact maximale de 119 kpa dans la zone d'appui d'ischail, une contrainte de cisaillement longitudinale jusqu'à 25,7 kpa et une contrainte de cisaillement circonférentielle jusqu'à 104 kpa [93].

Le tableau 2.4 montre quelques résultats de pression de contact et de contrainte de cisaillement de certaines études précédentes qui ont utilisé des modèles d'éléments finis.

Référence	Niveau d'amputation	résultat de la pression de contact à l'interface moignon-prothèse	résultat de la contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse
Zhang et al 2000 [102]	Au-dessus du genou	Pression maximale de 90 Kpa	Max de contrainte de cisaillement résultante de 50 Kpa
Lin et al 2004 [97]	Au-dessus du genou	Pression maximale de 783 Kpa	Max de contrainte de cisaillement résultante de 373 kpa
Cagle et al 2018 [9]	Au-dessus du genou	Pression maximale de 100 Kpa	Max de contrainte de cisaillement résultante de 50 Kpa
Portnoy et al 2008 [64]	Au-dessous du genou	Pression maximale de 65 Kpa	- Contrainte de cisaillement longitudinale maximale

			à 51.9 kpa
Zhang et al 2013 [93]	Au-dessous du genou	Pression maximale de 119 kpa	- Contrainte de cisaillement longitudinale maximale à 25.7 kpa - Contrainte de cisaillement circonférentielle maximale de 104 kpa
Surapureddy et al 2014 [94]	Au-dessous du genou	Pression maximale de 84 kpa	- Contrainte de cisaillement longitudinale maximale à 14.9 kpa - Contrainte de cisaillement circonférentielle maximale de 15.6 kpa

Tableau 2.4 résultats de la pression de contact et de la contrainte de cisaillement dans des modèles d'éléments finis transtibiaux et transfémoraux dans des études les études précédentes.

Chapitre 3

**Effets du manchon prothétique
multicouche en mousse polymérique
sur les contraintes à l'interface
moignon-prothèse**

Chapitre 3 : Effets du manchon prothétique en mousse polymérique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse

3.1 Introduction

Les amputations des membres inférieurs sont principalement dues à des problèmes de maladies artérielles, souvent associées au diabète, et dans une moindre mesure à des traumatismes et cancers [2], après amputation trans-tibiale (ATT) les patients ont besoin de prothèses pour garder leur mobilité, cette prothèse doit être confortable et ne doit pas causer de douleur au patient. Les prothèses de membre inférieur sont généralement développées en trois parties principales : l'emboîture, le pylône (section de jambe) et le pied [24]. La plupart des emboîtures modernes sont utilisées avec un manchon intermédiaire, ce manchon permet de redistribuer les contraintes à l'interface moignon-prothèse [97], la pression de contact à l'interface moignon-prothèse est le paramètre le plus important pour évaluer le confort de la prothèse.

Les emboîtures sont des produits clients, conçues pour s'adapter à la géométrie unique du membre résiduel du patient [24]. Un traumatisme important peut être causé par une emboîture mal ajustée. Le processus de fabrication d'une emboîture est basé sur les commentaires des patients et le jugement personnel de la prothèse. Ce processus est long et coûteux nécessitant plusieurs prototypes pour arriver au produit final. Ceux-ci conduisent à des prix élevés des produits [99], et ils sont construits pour ne résister que trois à cinq ans. Une conception et un processus de fabrication d'emboîture efficaces et à faible coût sont nécessaires afin de réduire le prix élevé de ces produits.

L'utilisation de l'analyse par éléments finis présente de nombreux avantages, notamment la possibilité de déterminer la répartition des contraintes sur l'ensemble de l'interface moignon-prothèse. En outre, ces résultats peuvent être utilisés pour concevoir des prothèses hautes performances en réduisant les contraintes de contact. Plusieurs études ont utilisé la méthode des éléments finis pour étudier les pressions à l'interface moignon-prothèse, certains modèles de ces études n'incluaient pas de manchon prothétique [99, 103], tandis que d'autres incluaient un manchon. Lin et al (2004) [97] ont étudié les effets de la rigidité du manchon pour les prothèses trans-tibiales, ils ont utilisé une charge verticale de 600 N avec des propriétés mécaniques linéaires pour tous les composants (os, tissus mous, manchon, emboîture). Jia et al (2004) [105] ont étudié l'influence de la charge d'inertie sur la pression d'interface et la contrainte de cisaillement, dans cette étude un manchon prothétique de 4 mm d'épaisseur a été utilisé. Cagle et al (2018) [9] ont étudié la distribution de la pression à l'interface moignon-prothèse dans trois formes de membres différentes (conique court, conique long et cylindrique) et ils ont utilisé un manchon élastomère, la pression de contact maximale dans toutes les simulations était de 98 Kpa et la contrainte de cisaillement maximale résultante était de 50 Kpa. Lacroix et al (2011) [98] ont modélisé la procédure d'enfilage de l'emboîture à l'aide d'une méthode d'éléments finis explicite basée sur la géométrie spécifique au patient obtenue à partir des données de tomodensitométrie et de balayage laser. Meng et al (2020) [85] ont étudié la contrainte résiduelle du membre amputé transfémoral pour une emboîture de type CRS avec la méthode des éléments finis.

Dans cette étude, un modèle d'éléments finis trans-tibiaux a été développé pour étudier l'effet du manchon en mousse prothétique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse, ce manchon a une couche de mousse polymère interne entourée d'un autre type de couche de mousse polymère, trois mousses polymères différentes ont été choisies (mousse de

polyuréthane flexible, mousse de polymère à mémoire de forme en polyuréthane et mousse de latex de caoutchouc naturel) pour obtenir différentes combinaisons des manchons.

3.2 Méthode

3.2.1 Géométries

Le développement du modèle d'éléments finis (EF) dans cette étude est passé par plusieurs étapes, la première consistait à créer un modèle trans-tibial 3D avec manchon et emboîture, le membre a été généré à partir de scans de tomодensitométrie, l'emboîture et le manchon ont été conçus à l'aide d'Autodesk meshmixer, ce logiciel permet d'adapter la forme d'emboîture et du manchon au membre résiduelle et permet également de s'affranchir des cavités de la surface de contact entre le moignon et le manchon et entre le manchon et l'emboîture (Fig 3.1). Le modèle a été converti de STL en IGS avec le logiciel MIMICS 3-MATIC.

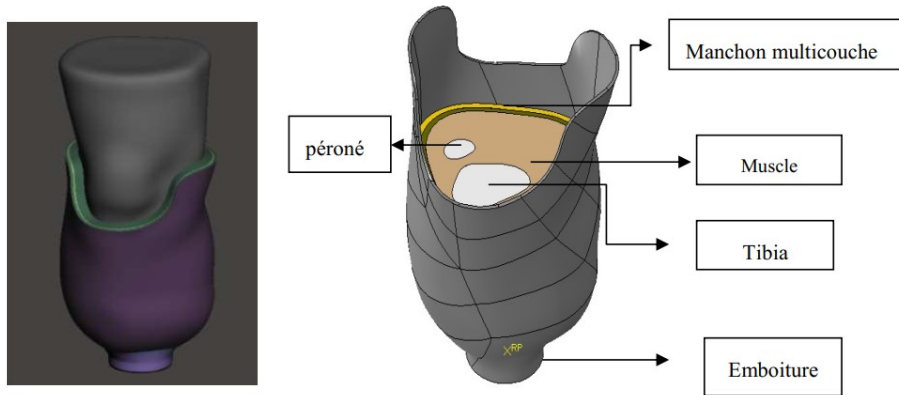


Fig 3.1 Représentation schématique du modèle STL 3D et du modèle d'éléments finis (EF). Le manchon a été divisé en deux sections, l'épaisseur de chaque section était de 5 mm, comme la figure 3.2 le montre. En attribuant à chaque section des propriétés mécaniques différentes, il est possible de simuler différentes formations des manchons multicouches comme indiqué dans le tableau 3.1.

Chapitre 3: Effets du manchon prothétique en mousse polymérique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse

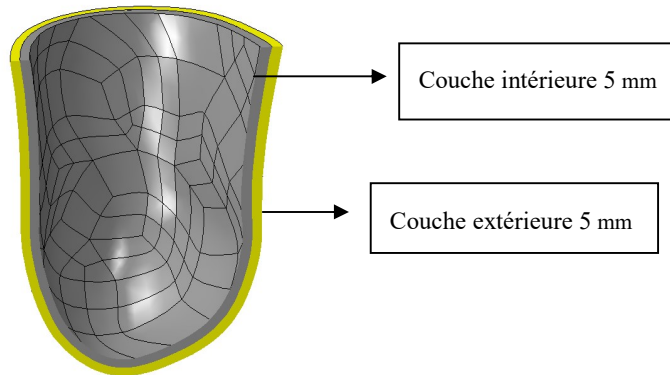


Fig 3.2 Représentation schématique du manchon prothétique (EF).

Manchon	Couche intérieure	Couche extérieure
Manchon (a)	Mousse polyuréthane souple	Mousse polymère à mémoire de forme en polyuréthane
Manchon (b)	Mousse polymère à mémoire de forme en polyuréthane	Mousse polyuréthane souple
Manchon (c)	Mousse polyuréthane souple	Mousse de latex de caoutchouc naturel
Manchon (d)	Mousse de latex de caoutchouc naturel	Mousse polyuréthane souple
Manchon (e)	Mousse de latex de caoutchouc naturel	Mousse polymère à mémoire de forme en polyuréthane
Manchon (f)	Mousse polymère à mémoire de forme en polyuréthane	Mousse de latex de caoutchouc naturel

Tableau 3.1 Les différentes configurations de l'ensemble des six manchons en mousse multicouches étudiées.

3.2.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de l'os du tibia, des tissus mous et de l'emboîture ont été supposées être linéairement élastiques, homogènes et isotropes. L'os a reçu un module de Young de 10 Gpa et un coefficient de Poisson de 0,3 [105], le module de Young des tissus mous était de 200 kpa et le coefficient de Poisson a été supposé être de 0,49 [105], l'emboîture a reçu un module de Young de 1,5 Gpa et coefficient de Poisson 0,3 [87].

Pour les manchons, la mousse de polyuréthane flexible, la mousse de polymère à mémoire de forme en polyuréthane et la mousse de latex de caoutchouc naturel ont été considérée comme matériaux hyper-élastiques, la mousse de polyuréthane souple à cellules ouvertes a été attribuée au modèle hyper-élastique d'Ogden $\mu_1 = 7,27\text{Mpa}$, $\alpha_1=1,63$, $\mu_2 = -7,2 \text{ Mpa}$, $\alpha_2 = 1,63$, $\mu_3=8,5\text{E-4Mpa}$, $\alpha_3= 45,75$ [106]. Le modèle hyperélastique développé par Ogden est largement utilisé pour les matériaux compressibles et la fonction de l'énergie de déformation, W , est donnée par:

$$W = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) + F(J)$$

W : l'énergie de déformation.

$F(j)$: la fonction volumétrique.

μ_n , et α_n : paramètres matériaux; et $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ sont les tronçons principaux [106].

La figure 3.3 montre les propriétés mécaniques de la mousse polyuréthane à mémoire de forme [107] et de la mousse de latex de caoutchouc naturel utilisées [108].

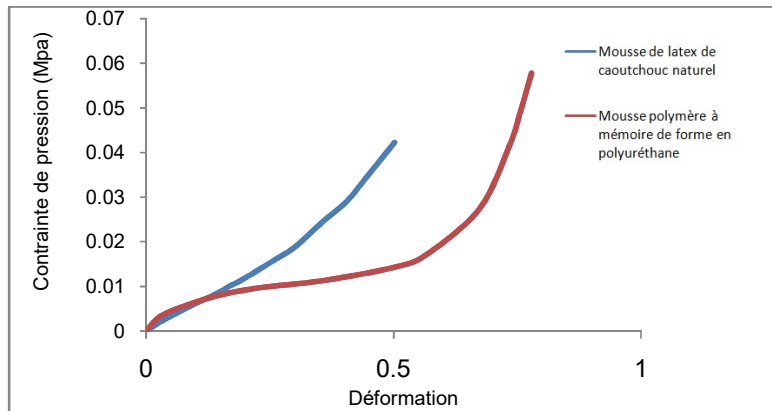


Fig 3.3 Relation contrainte de pression-déformation de la mousse de latex de caoutchouc naturel et de la mousse de polymère à mémoire de forme polyuréthane [107,108].

3.2.3 Les chargements et les conditions aux limites

Les interfaces entre l'os et les tissus mous ont été fixées, le contact physique entre le moignon et le manchon a été représenté en utilisant un contact surface à surface. Le coefficient de friction (COF) entre le manchon et les tissus mous a été supposé être de 0,5 [82, 97, 105].

Bien que l'os soit considéré comme un matériau quasi fragile [109, 110], il est cependant responsable du poids humain. Dans cette étude, une charge verticale statique équivalente au demi-poids du corps [96] (350 N) a été appliquée sur le dessus de l'os tibial, l'extrémité distale de l'emboîture était fixée.

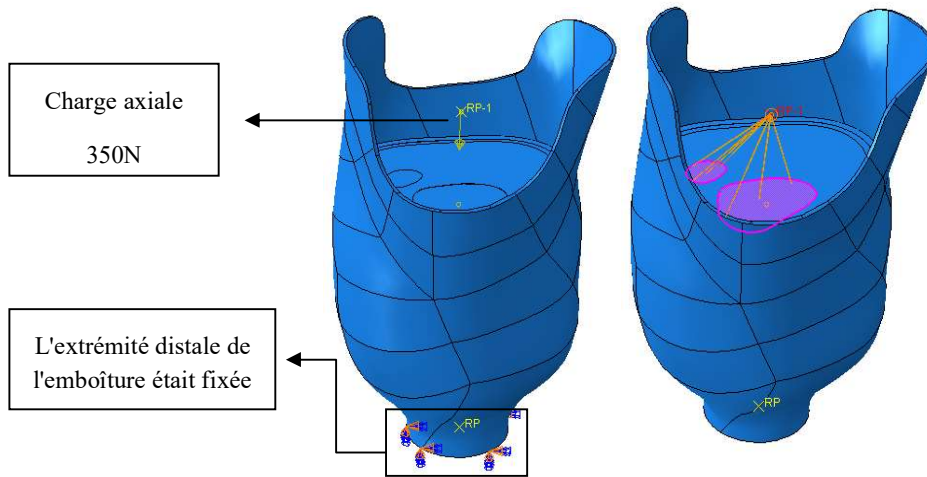


Fig 3.4 Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites.

3.2.4 Maillage

Les maillages tétraédriques pour tous les composants (os, tissus mous, emboîture et manchon) ont été choisis comme la figure 3.5 montre. Les maillages tétraédriques sont généralement préférés aux maillages hexaédriques pour les géométries complexes de forme libre, car le premier est plus efficace sur le plan numérique [111].

Structure	Nombre d'éléments	Type d'élément
Os	32539	C3D4
Tissus mous	6411	C3D4
Emboîture	26185	C3D4
Manchon	33257	C3D4

Tableau 3.2 Propriétés de maillage utilisé.

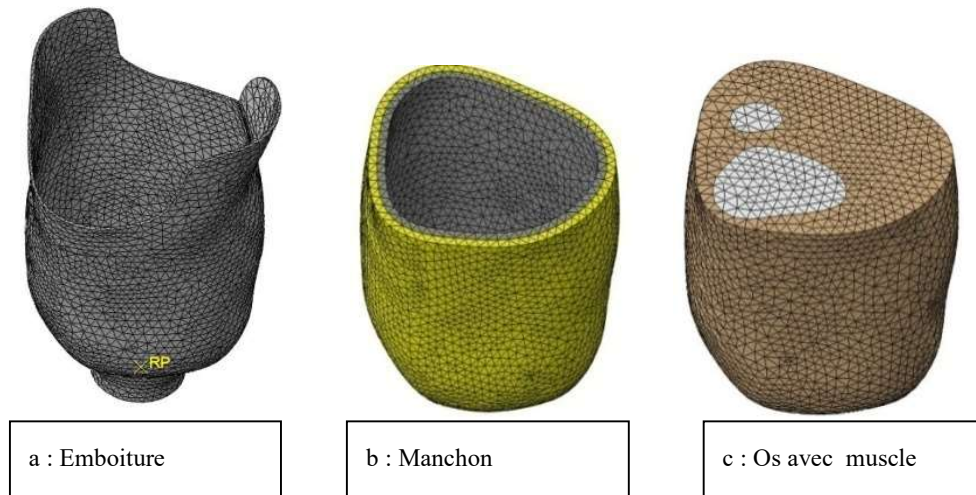


Fig 3.5 Maillage du modèle FE analysé.

3.2.5 Résultats

Cette section décrit les contraintes obtenues à l'interface entre la prothèse trans-tibiale et le moignon en raison de l'application du poids corporel, cela reflète la réaction du membre résiduel avec les six cas de manchon en mousse prothétique multicouche présentés dans le tableau 3.1.

➤ Pressions de contact à l'interface moignon-prothèse

Les résultats sont basés sur la pression de contact maximale et la contrainte de cisaillement longitudinale maximale à l'interface moignon-prothèse. La pression de contact calculée et la contrainte de cisaillement aideront à déterminer quel manchon produit le moins de pression sur l'interface moignon-prothèse. Le déplacement vertical enregistré dans les manchons a été utilisé pour comparer leur capacité de charge dans chaque cas.

La figure 3.6 montre les distributions de la pression de contact à l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de manchons. Les distributions de pression les plus élevées ont été enregistrées dans la zone du tendon rotulien et la région sous l'os du tibia amputé. La pression de contact la plus élevée enregistrée dans le moignon entre tous les cas était dans le manchon (f) jusqu'à 52 Kpa, la pression de contact basse entre tous les cas était dans les cas des manchons (a) et (c) jusqu'à 31 Kpa et 30 Kpa respectivement comme la figure 3.8 montre.

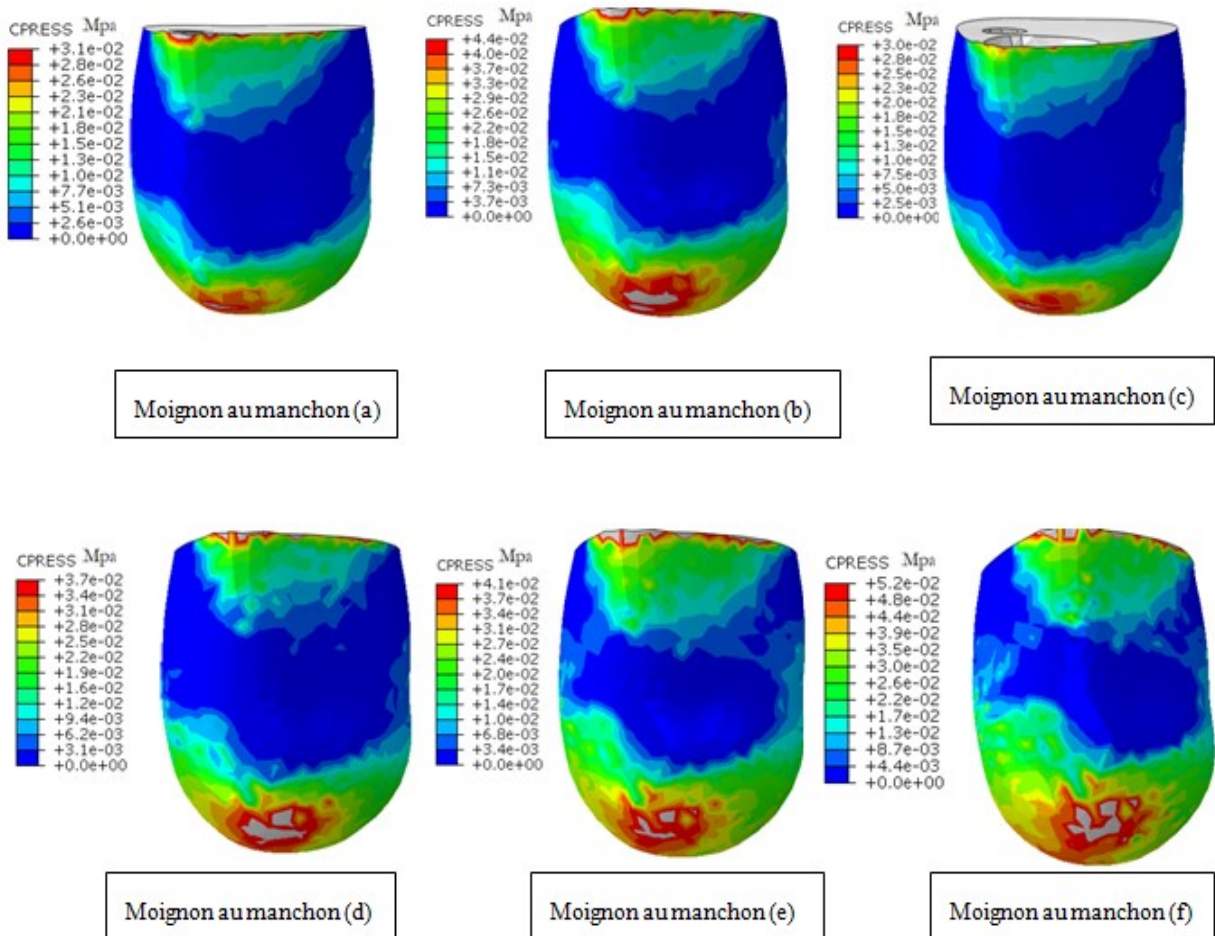


Fig 3.6 Distributions de la pression de contact à l'interface moignon-prothèse pour les six types des manchons multicouches.

➤ **Contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse**

La figure 3.7 montre les distributions de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de manchons. Les contraintes de cisaillement longitudinales les plus élevées enregistrées dans le moignon dans tous les cas étaient dans les cas des manchons (b), (e) et (f) jusqu'à 22,20 et 26 Kpa respectivement, la plus faible contrainte de cisaillement longitudinale dans tous les cas était pour les manchons (a) et (c) jusqu'à 15 Kpa comme la figure 3.8 le montre.

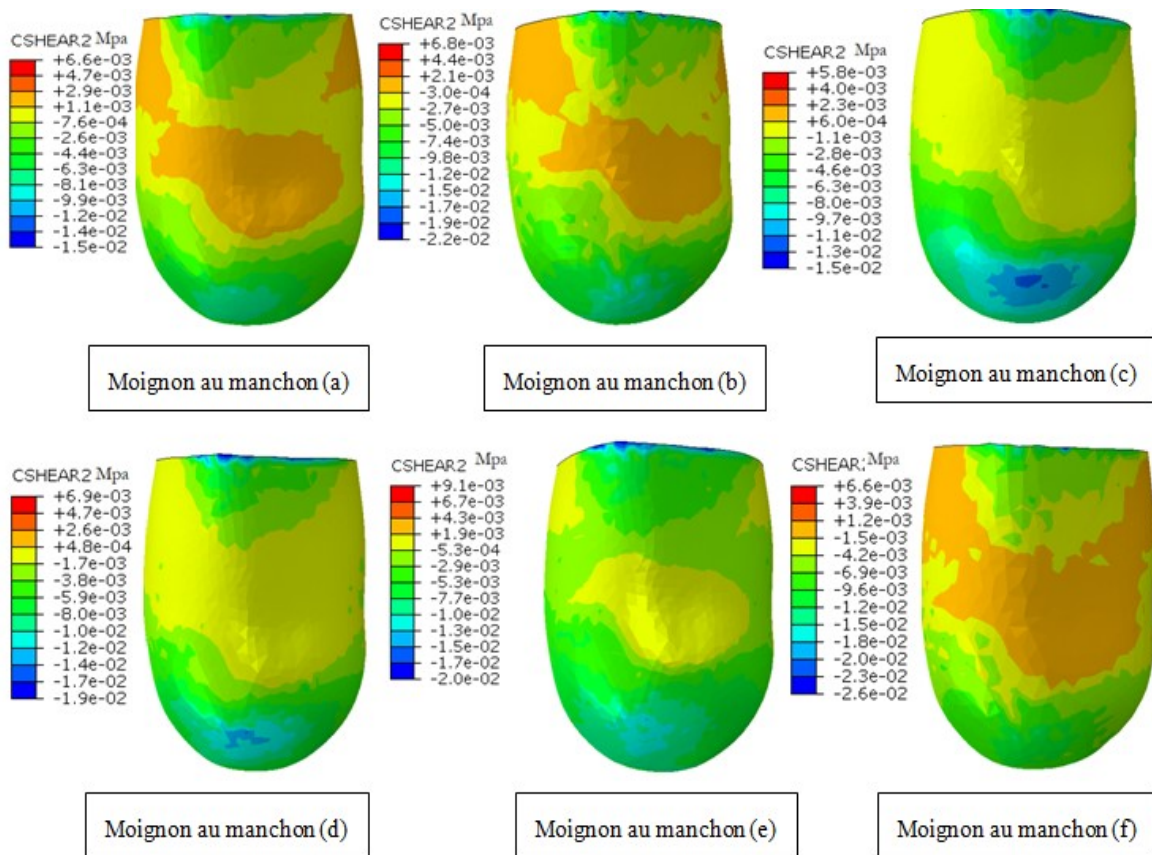


Fig 3.7 Distributions de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface moignon-prothèse pour les six types des manchons multicouches.

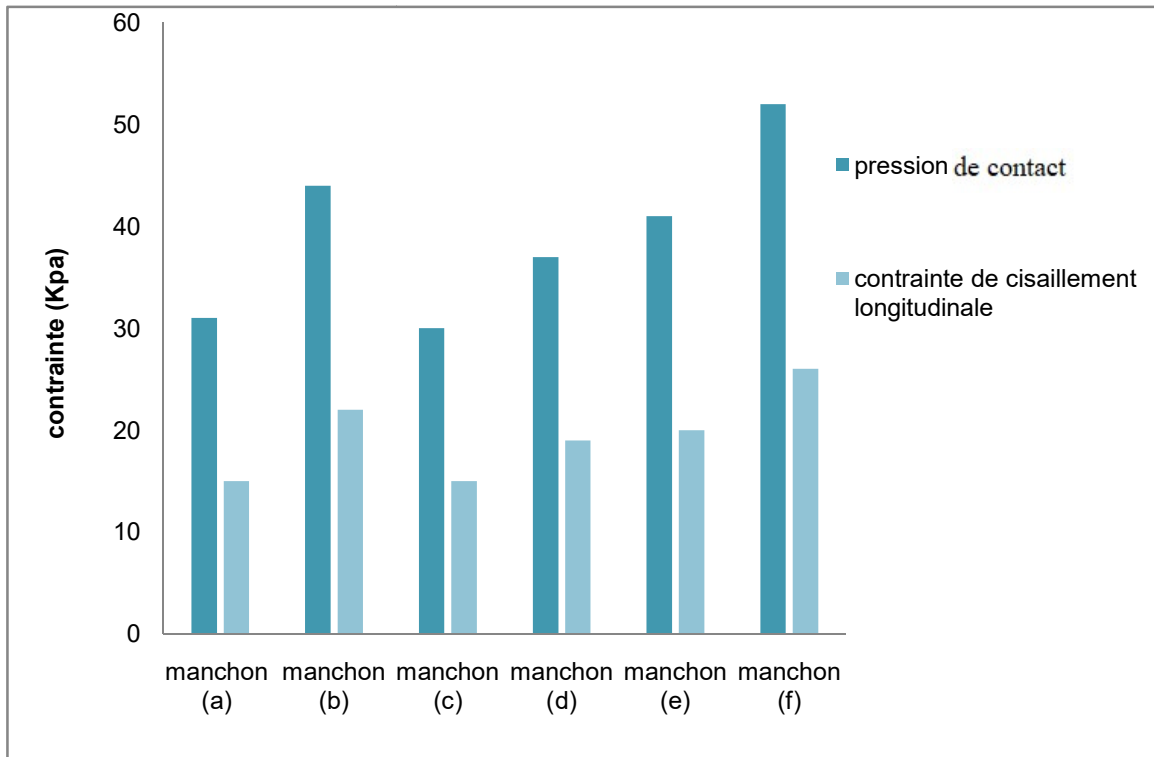


Fig 3.8 Pic de pression de contact et de contrainte de cisaillement longitudinale (Kpa) à l'interface moignon-prothèse pour tous les cas des manchons multicouches.

➤ Déplacement verticale

Les répartitions de déplacement dans les six cas de manchon en mousse prothétique multicouche permettent de connaître la capacité de ces manchons à supporter le poids du patient. La figure 3.9 montre les distributions de déplacement vertical dans tous les cas de manchons, les distributions de déplacement vertical les plus élevées dans les manchons étaient situées dans la zone sous l'extrémité du tibia, le déplacement le plus élevé entre tous les cas a été enregistré dans le manchon (a) jusqu'à 9,2 mm, le déplacement le plus bas entre tous les cas était dans les cas des manchons (e) et (f) jusqu'à 5,5 et 5,4 mm respectivement.

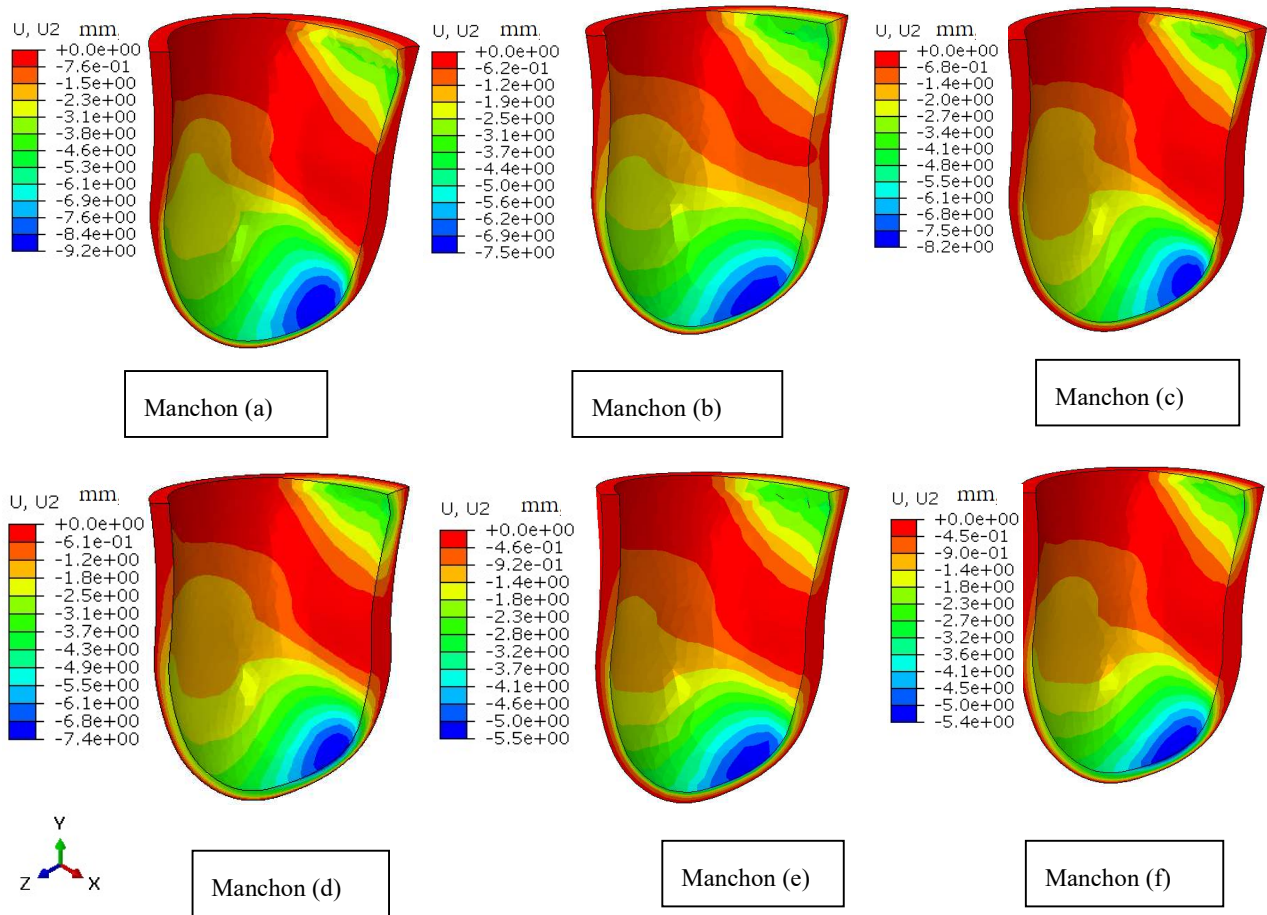


Fig 3.9 Répartition du déplacement verticale (U2) dans tous les cas des manchons.

➤ Comparaison

Les courbes de la figure 3.10a représentent la relation entre la pression de contact à l'interface externe du moignon et la charge appliquée par le patient, qui constitue la moitié de son poids. Après avoir appliqué la pleine charge estimée à 35 kg (la moitié du poids du patient), nous avons remarqué que l'interface externe du moignon dans le cas du manchon (a) et (c)

enregistrait la pression de contact la plus faible. Pendant que les manchons (a) et (b) ont causé les deux plus grandes valeurs de pression par rapport aux autres cas

Les courbes dans la figure 3.10b représentent la relation entre la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface externe du moignon et la charge appliquée par le patient, qui constitue la moitié de son poids. Après avoir appliqué la pleine charge estimée à 35 kg (la moitié du poids du patient), nous avons remarqué que l'interface externe du moignon dans le cas des manchons (a) et (c) enregistrait la plus faible contrainte de cisaillement longitudinale. Pendant que les manchons (f) et (e) ont causé les deux plus grandes valeurs de contrainte de cisaillement longitudinale par rapport aux autres cas.

Les courbes dans la figure 3.11 montrent la relation entre le poids du patient et le déplacement vertical dans les six cas de manchons. En comparant la valeur du déplacement vertical dans chaque cas, il peut être déterminé quels manchons étaient plus porteurs et moins déformés. Le manchon (a) a enregistré le déplacement vertical le plus élevé, tandis que le manchon (f) a enregistré la valeur la plus faible.

Chapitre 3: Effets du manchon prothétique en mousse polymérique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse

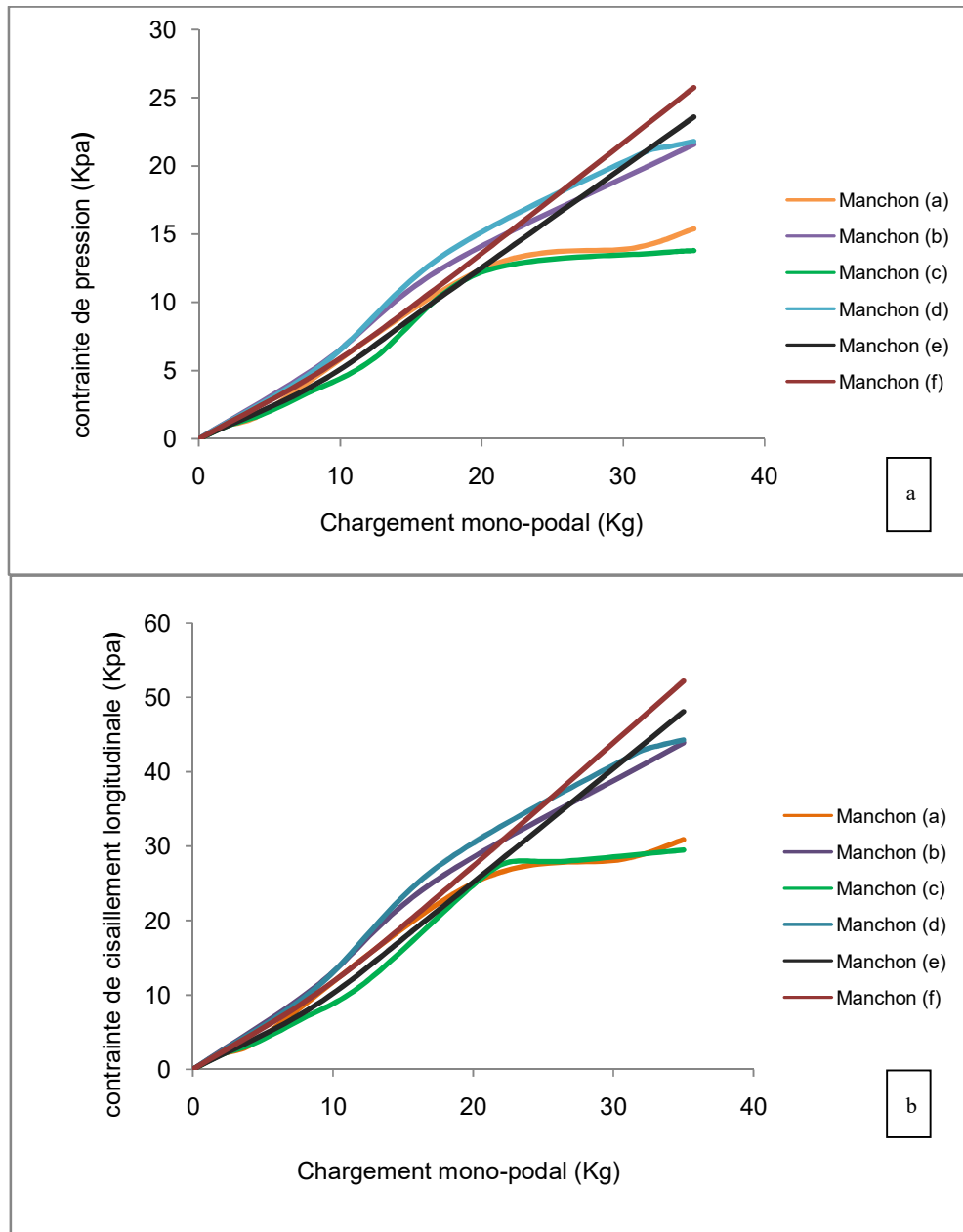


Fig 3.10 Relation entre le chargement mono-podal (Kg) patient et la pression de contact et la contrainte de cisaillement à l'interface moignon-prothèse dans tous les six cas du manchon.

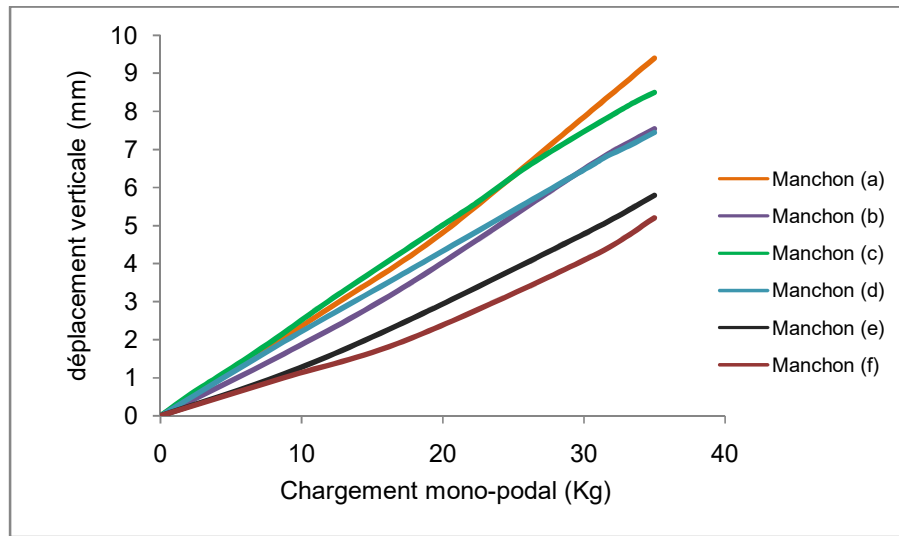


Fig 3.11 Relation entre le chargement mono-podal (Kg) et le déplacement verticale (mm) dans tous les cas des manchons.

3.3 Conclusion

Dans cette étude, un modèle EF non linéaire 3D a été établi pour prédire la pression de contact et la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface moignon-prothèse. Une force statique équivalente au poids du demi-corps a été appliquée à l'articulation du genou lors d'une position sur deux jambes.

On peut dire que les contraintes enregistrées à l'interface moignon-prothèse dans tous les cas de doublures en mousse multicouche dans cette étude étaient très adaptées au confort du patient, les valeurs de pression de contact maximales n'excédaient pas dans le cas le plus élevé 52 kpa, et 25 kpa pour la contrainte de cisaillement longitudinale.

Grâce à cette simulation, les manchons en mousse prothétique multicouche ont montré une grande efficacité dans la réduction de la contrainte à l'interface moignon-prothèse.

Chapitre 3: Effets du manchon prothétique en mousse polymérique multicouche sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse

Cependant, certains cas des manchons prothétiques en mousse multicouches n'ont pas montré un support adéquat pour le poids du patient, ces valeurs de déplacement vertical importantes ont été enregistrées (manchon (a) manchon (c)).

Les manchons en mousse multicouche qui ont atteint le meilleur équilibre entre les faibles valeurs de contrainte à l'interface moignon-prothèse et la capacité portante étaient les manchons (b) et (d).

Chapitre 4

**Effet de la rigidité de l'implant à
l'interface moignon-prothèse**

Chapitre 4 : Effet de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

4.1 Introduction

Les amputations des membres inférieurs sont principalement dues aux accidents de la circulation, en particulier les accidents de moto [112], le diabète et le cancer sont également des causes majeures d'amputation [2 et 113]. Après l'amputation d'un membre inférieur les patients ont besoin d'une prothèse pour conserver les capacités de mobilité verticale, malheureusement, beaucoup d'entre eux restent insatisfaits des performances de cette prothèse [114], certains patients souffrent de problèmes profonds avec cette prothèse, comme des malaises, des rougeurs, des plaies et une incapacité à se tenir debout longtemps [115]. Les contraintes à l'interface moignon-prothèse sont principalement responsables de ces problèmes. Plusieurs études ont discuté des contraintes à l'interface du membre résiduel en utilisant la méthode des éléments finis (MEF) [9, 85, 87, 97, 103]. Les modèles développés dans ces études peuvent être divisés en trois types. Le premier type implique une analyse statique linéaire établie sous des hypothèses de propriétés de matériaux linéaires, le deuxième type peut être appelé analyse non linéaire, en tenant compte des propriétés de matériaux non linéaires, et le troisième type implique des modèles dynamiques. Les analyses de ce type prennent en compte non seulement les charges dynamiques, mais aussi les effets d'inertie des matériaux et les propriétés des matériaux en fonction du temps [105]. Jia et al ont réalisé une étude (FE) sur l'influence de la charge d'inertie sur la pression d'interface et la contrainte de cisaillement, l'emboiture a été modélisée comme rigide dans l'étude, et tous les matériaux ont

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

été supposés linéaires [105]. Lacroix et al ont développé cinq modèles EF à partir de cinq patients différents pour étudier l'effet du processus d'enfilage de l'emboîture sur l'état de contrainte-déformation à l'interface du membre résiduel externe [82]. L'objectif principal de l'étude réalisée par Zhang et al était de prédire la répartition des contraintes entre l'emboîture et le membre résiduel. Dans cette étude, un manchon prothétique de 5 mm d'épaisseur a été utilisé [93]. Meng et al ont étudié la contrainte résiduelle du membre des amputés transfémoraux emboîture stabilisées par compression/relâchement (SRC) par modélisation par éléments finis [85]. La plupart de ces études ont appliqué une charge équivalente à la moitié ou au poids total du corps à la tête osseuse ou elles appliquent des forces équivalentes aux forces de réaction extraites de modèles plus grands (EF).

Les implants médicaux sont des dispositifs qui peuvent être placés à l'intérieur ou à la surface du corps, ces implants peuvent remplacer des parties du corps et fonctionner ou apporter un soutien aux organes et aux tissus. Un implant mou sous l'extrémité coupée de l'os du fémur (fig 4.1) pourrait être l'une des solutions suggérées, car il aide l'os à augmenter la capacité de porter du poids et ainsi à réduire les contraintes sur l'interface moignon-prothèse et aide également à amortir l'extrémité du fémur. La simulation 2D de ce type d'implant orthopédique a déjà été réalisée dans l'étude de Chillale [59].

Dans cette étude, un implant qui est fixé à l'extrémité coupée de l'os fémoral amputé (fig4.2) a été simulé, nous visons en utilisant un modèle d'éléments finis 3D pour étudier l'effet de cette rigidité d'implant orthopédique sur les contraintes au niveau d'interface moignon-prothèse. Pour découvrir les effets de la rigidité de l'implant, cinq valeurs pour le module

d'élasticité, allant de 0,1 à 0,5 Mpa, avec un intervalle de 0,1 Mpa ont été utilisées dans la structure de l'implant du modèle FE.

4.2 Méthode

4.2.1 Géométries

Un modèle d'éléments finis (EF) pour un patient virtuel a été développé pour simuler une amputation au-dessus du genou ; ce modèle est composé d'un membre (tissus mous, os, implant et support d'implant) et d'une prothèse avec un manchon prothétique et une emboîture. Le manchon et l'emboîture ont été conçus à l'aide d'Autodesk Meshmixer , ce logiciel permet d'adapter la forme du manchon prothétique à la boîtier résiduelle, le manchon a été considéré comme ayant une épaisseur de 6 mm, quant à l'emboîture, elle faisait 2 mm. Le modèle a été converti de STL à IGS avec le logiciel MIMICS 3-MATIC. Les différentes parties sont représentées sur la figure 4.2.

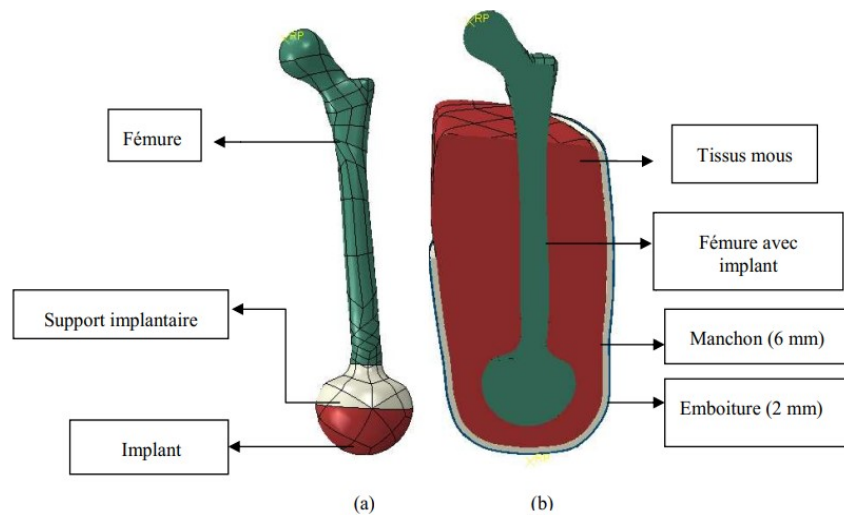


Fig 4.1 Représentation schématique du modèle (EF), (a) l'os avec les parties de l'implant, (b) les différentes sections de la géométrie du modèle 3D (EF) (os, tissus mous, implant, manchon et emboîture).

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

L'implant a été développé dans le modèle EF avec deux parties principales, la partie supérieure était la partie de support pour l'implant mou d'une hauteur de 45,5 mm et le diamètre de l'implant mou était de 45 mm [59] comme la figure 4.2 montre.

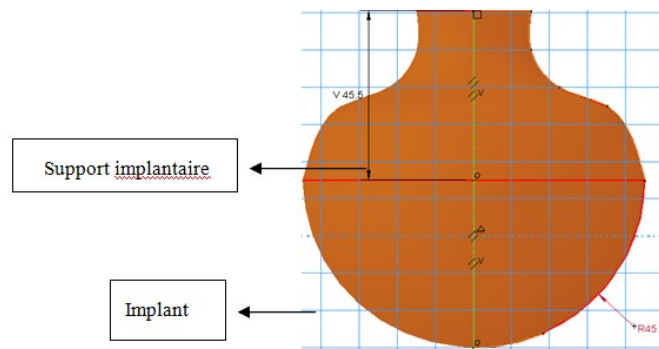


Fig 4.2 Représentation schématique de la géométrie de l'implant.

4.2.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de l'os du fémur, des tissus mous, du support d'implant, de l'implant, du manchon et d'emboiture ont été supposées être linéairement élastiques, homogènes et isotropes. La liste des valeurs du module d'élasticité et du coefficient de Poisson utilisées dans le modèle des éléments finis est présentée dans le tableau 4.1.

Le module de Young de l'implant a été modifié de 0,1 à 0,5 Mpa [97] pour prédire comment la rigidité de l'implant affectait les contraintes à l'interface moignon- prothèse.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

Structure	module de Young	coefficient de Poisson
Os [87]	10 Gpa	0.3
Tissus mous [105]	0.2 Mpa	0.49
Support implantaire [59]	5.5 Mpa	0.38
Implant [97]	0.1 to 0.5 Mpa	0.49
Manchon [105]	0.38 Mpa	0.39
Emboiture [87]	1.5 Gpa	0.3

Tableau 4.1 propriétés mécaniques des différents composants du modèle (EF) [59, 87, 97, 105].

4.2.3 Les chargements et les conditions aux limites

Dans cette étude, une méthode d'analyse statique par éléments finis non linéaire a été utilisée. Cette analyse a utilisé plusieurs techniques d'éléments finis, y compris la non-linéarité géométrique due à de grandes déflexions, des contacts non linéaires dus au frottement entre les surfaces de contact du moignon et de la prothèse.

Les interfaces entre l'os du fémur avec l'implant et les tissus mous ont été nouées ; le contact physique entre le moignon et le manchon et entre le manchon et l'emboîture a été représenté en utilisant une condition de contact surface à surface, qui empêche les nœuds du membre résiduel (nœuds esclaves) d'entrer ou de pénétrer dans l'emboîture (surface principale) pendant le déplacement causé par l'application du poids corporel. Le coefficient de friction entre le manchon et les tissus mous a été supposé être de 0,5 [86, 93]. Bien que l'os soit

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

considéré comme un matériau quasi fragile [109, 110], il est cependant responsable du poids humain. Dans cette étude, une charge verticale statique équivalente à la moitié du poids du corps [94] 350 N (position des deux jambes) a été appliquée sur la tête osseuse fémorale, l'extrémité distale de l'emboîture était fixée.

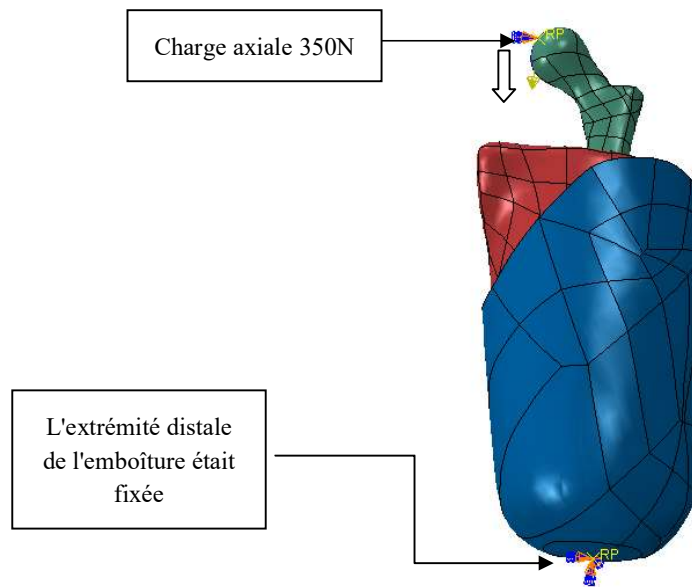


Fig 4.3 Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites.

4.2.4 Maillage

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. Le maillage a été réalisé à l'aide d'éléments tétraédriques C3D4 (continuum C, élément tridimensionnel 3D et élément à quatre nœuds) pour tous les composants (os, moignon, manchon, emboîture et implant), les maillages tétraédriques sont généralement préférés aux maillages hexaédriques pour les formes libres complexes géométries, car les premières sont plus rentables en termes de calcul

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

[111]. Le nombre total d'éléments et de types d'éléments pour tous les composants est spécifié dans le Tableau 4.2.

Structure	Module de Young	Coefficient de Poisson
Tissus mous	53214	C3D4
Manchon	17933	C3D4
Emboiture	19413	C3D4
Fémure avec implant	12749	C3D4
Fémure sans implant	8984	C3D4

Tableau 4.2 Propriétés de maillage utilisé.

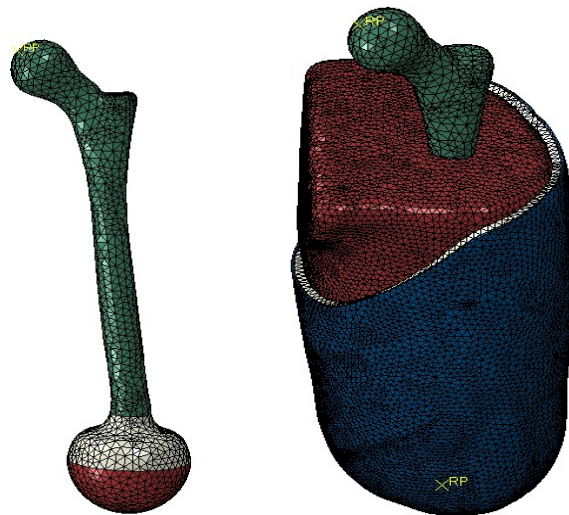


Fig 4.4 Maillage du modèle analysé FE.

4.2.5 Résultats

Les résultats représentent les prédictions de réaction du membre résiduel après application du poids du patient dans tous les cas de cette simulation. La pression de contact calculée et la contrainte de cisaillement aideront à déterminer quel implant produit le moins de pression sur l'interface moignon-prothèse.

➤ **Contraintes de Von Mises sur le moignon**

La distribution de la contrainte de Von Mises dans l'os du fémur et les tissus mous dans le cas de l'implant 0,1 Mpa et le cas sans implant a été montrée sur la figure 4.5. La valeur de la contrainte de Von Mises maximale dans le cas le fémur avec implant était de 67,55 kpa, presque le double de la contrainte de Von Mises enregistré dans le cas de fémur sans implant (36,3 kpa), cela prouve que l'implant mou augmente la capacité de charge du fémur amputé.

La contrainte maximale de Von Mises dans les tissus mous dans le cas avec implant 0,1 était de 11,5 kpa, ce qui est inférieur à celui enregistré dans le cas sans implant qui était de 41 kpa. Les contraintes dans le cas du membre résiduel sans implant ont enregistré une concentration élevée sous la région de l'os fémoral tronqué, cela prouve que l'implant mou a joué un rôle important dans l'amortissement de l'extrémité de l'os amputé et la réduction des contraintes sur les tissus mous.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

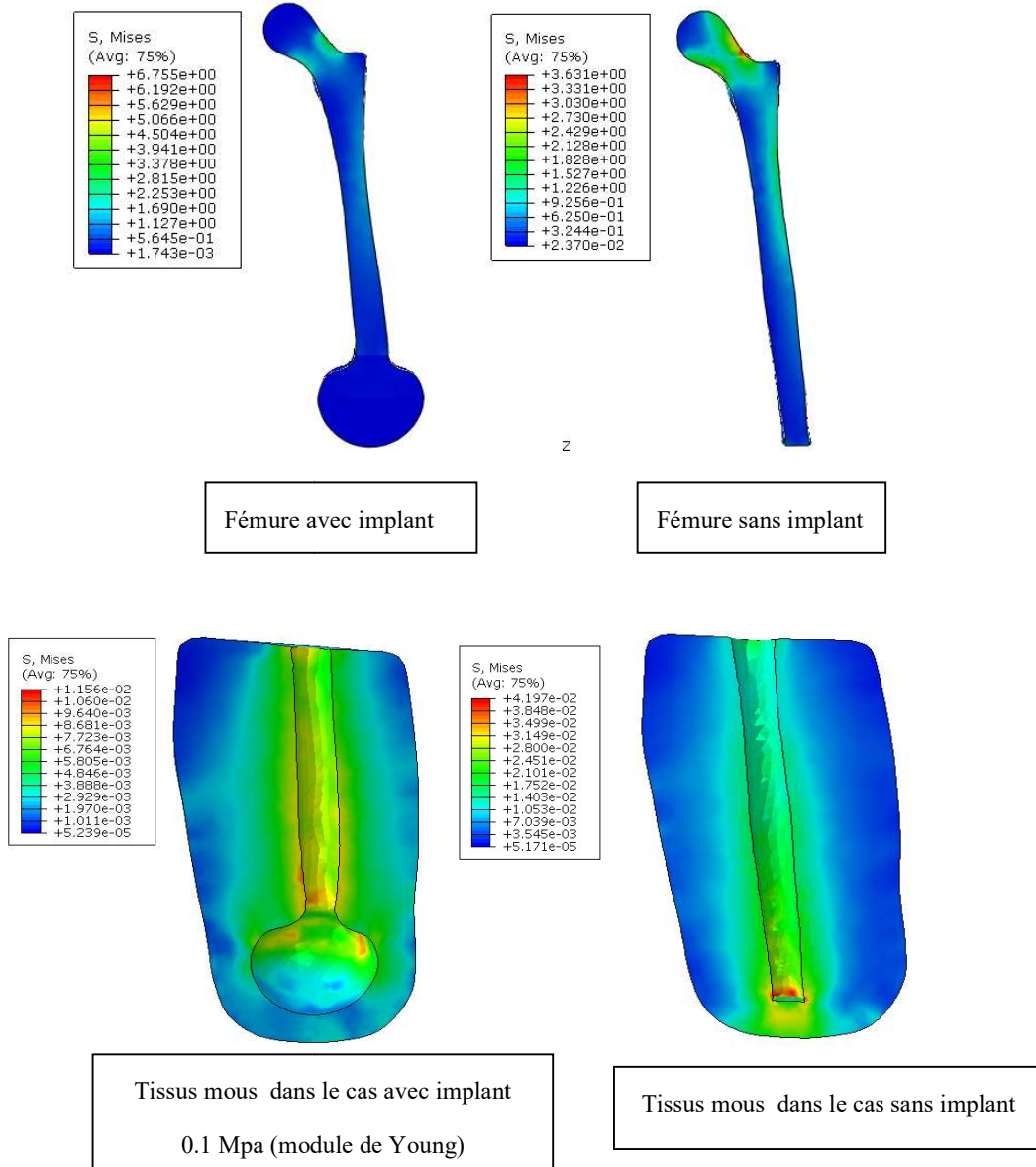


Fig 4.5 Distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) sur le moignon avec et sans implant.

La figure 4.6 montre la distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) au niveau de l'os du fémur dans tous les cas de rigidité de l'implant et le cas sans implant.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

Dans les résultats nous avons observé que l'os sans implant enregistrait la distribution de contraintes Von Mises la plus faible, le pic de valeur de contrainte de Von Mises dans ce cas était de 3,63 Mpa. Dans le cas de l'implant sous l'os amputé, nous avons observé que l'intensité des contraintes de Von Mises dans le fémur diminue à mesure que l'implant devient plus rigide. La valeur maximale de contrainte Von Mises la plus élevée a été enregistrée parmi les cas osseux couverts par l'implant dans le cas d'un implant inclus dans l'os avec un module de Young de 0,1 Mpa jusqu'à 6,75 Mpa. Le pic le plus élevé de contrainte de Von Mises était dans le cas d'un implant avec un module de Young de 0,5 Mpa jusqu'à 6,59Mpa. On remarque clairement que l'implant sous le fémur amputé contribue grandement à augmenter la contrainte au niveau de cet os, ce qui signifie qu'il a amélioré l'efficacité de l'os amputé à supporter le poids du patient et à empêcher le transfert de ces contraintes vers la partie molle tissus et peau.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

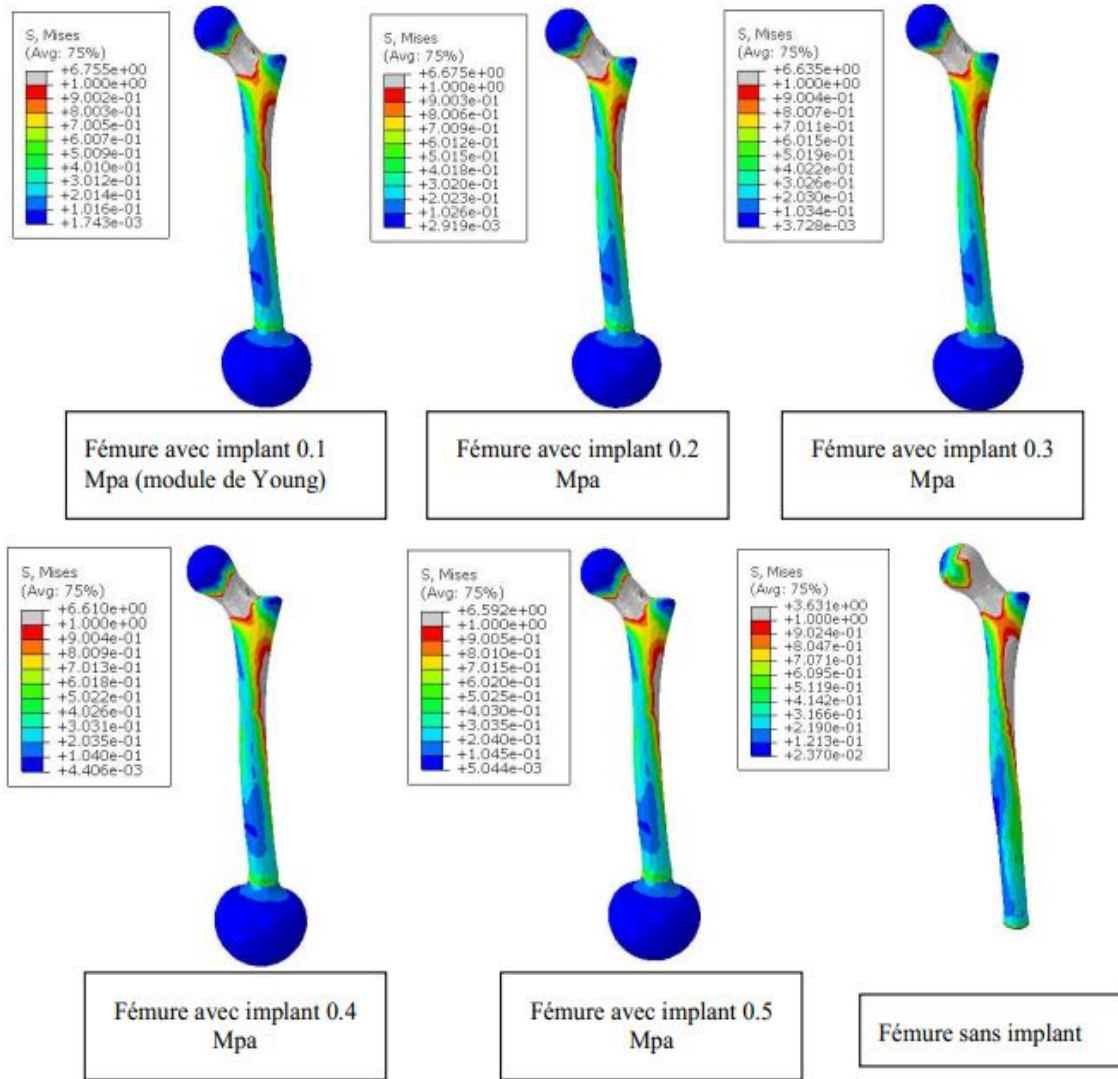


Fig 4.6 Distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) dans l'os du fémur avec et sans implant.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

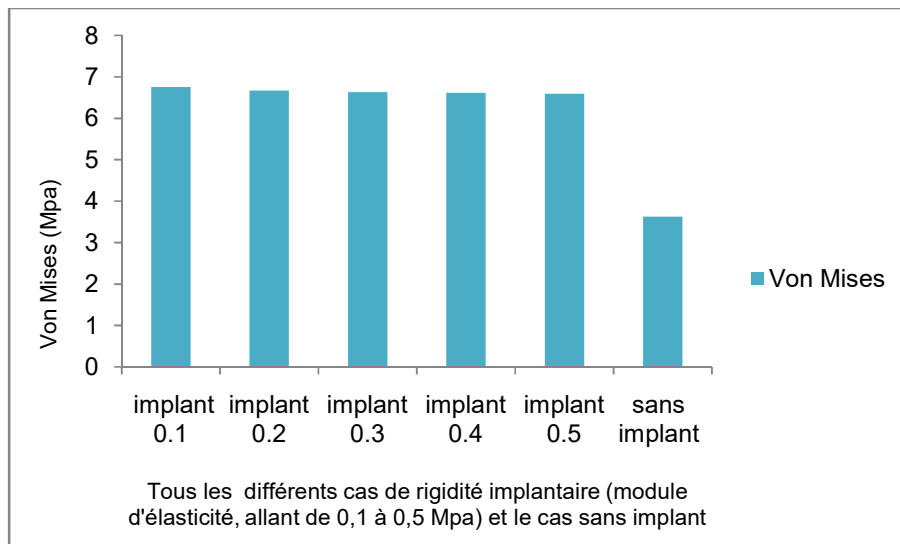


Fig 4.7 Pic de distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) dans l'os du fémur avec et sans implant.

La figure 4.8 montre la distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) à la partie inférieure de l'implant (la partie molle) dans tous les cas de rigidité de l'implant. Nous avons observé à partir des résultats que la valeur la plus élevée de Von Mises a été enregistrée dans l'implant le plus rigide avec un module d'Young de 0,5 Mpa jusqu'à 1,27 Mpa, tandis que la valeur la plus faible des contraintes de Von Mises a été enregistrée dans l'implant le moins rigide avec un module d'Young de 0,1 Mpa supérieur à 1,73 MPa. Nous avons également remarqué à travers les résultats dans tous ces cas que l'intensité des contraintes de von Mises augmente avec l'augmentation de la rigidité de l'implant comme la figure 4.8 montre. Nous pouvons expliquer cela que plus la rigidité de l'implant n'est élevée, plus sa résistance à la charge appliquée par l'os fémoral est élevée ce qui augmente les contraintes.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

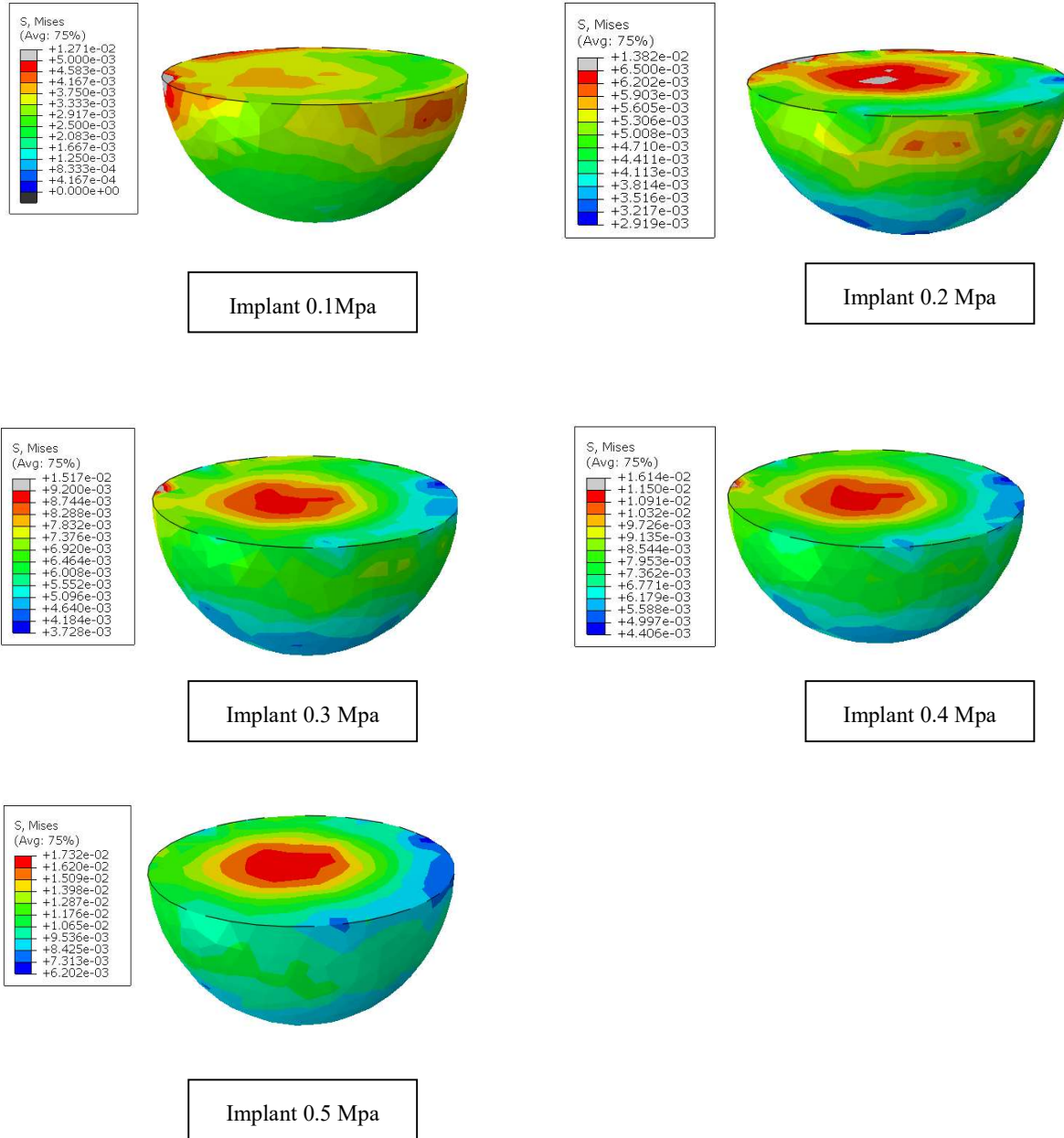


Fig 4.8 Distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) sur l'implant mou.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

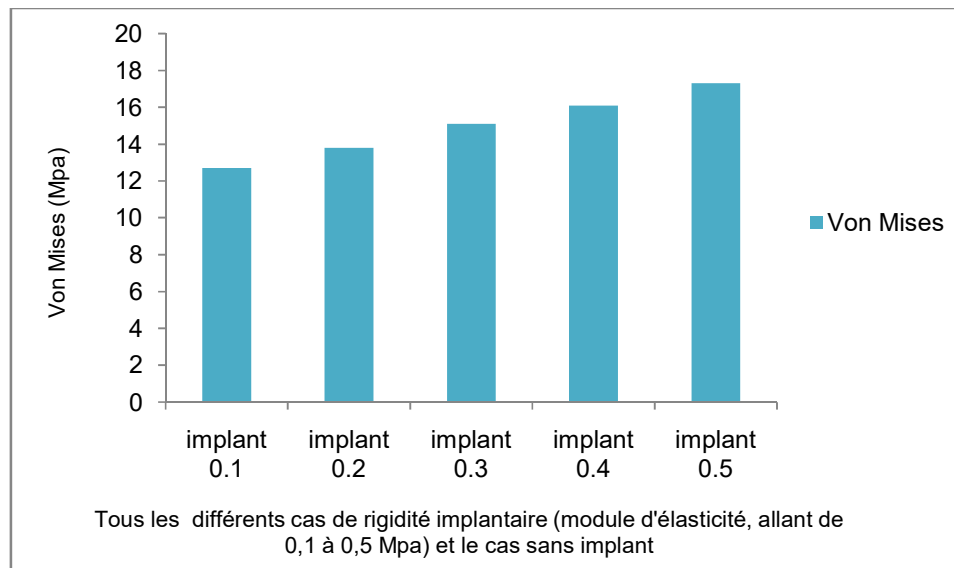


Fig 4.9 Pic de distribution des contraintes de Von Mises (Mpa) dans l'implant mou.

➤ Pressions de contact à l'interface moignon-prothèse

La figure 4.10 montre la distribution de la pression de contact à l'interface moignon- prothèse dans tous les cas de rigidité de l'implant et le cas sans implant.

Dans le cas sans implant, on obtient une forte concentration de pression de contact sous la région fémorale tronquée ; la pression maximale, dans ce cas, était de 79,7 Kpa.

Dans le cas de l'implant sous l'os amputé, nous avons remarqué que l'intensité de la pression de contact à l'interface externe du moignon augmente avec l'augmentation de la rigidité de cet implant. La pression de contact maximale la plus élevée entre les cas d'implant était de 53 Kpa dans le cas de l'implant avec module de Young de 0,5 Mpa. Le pic de pression de contact le plus faible a été enregistré sur le membre dans le cas d'implant de moindre rigidité (0,1 Mpa de module d'Young) jusqu'à 45 Kpa.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

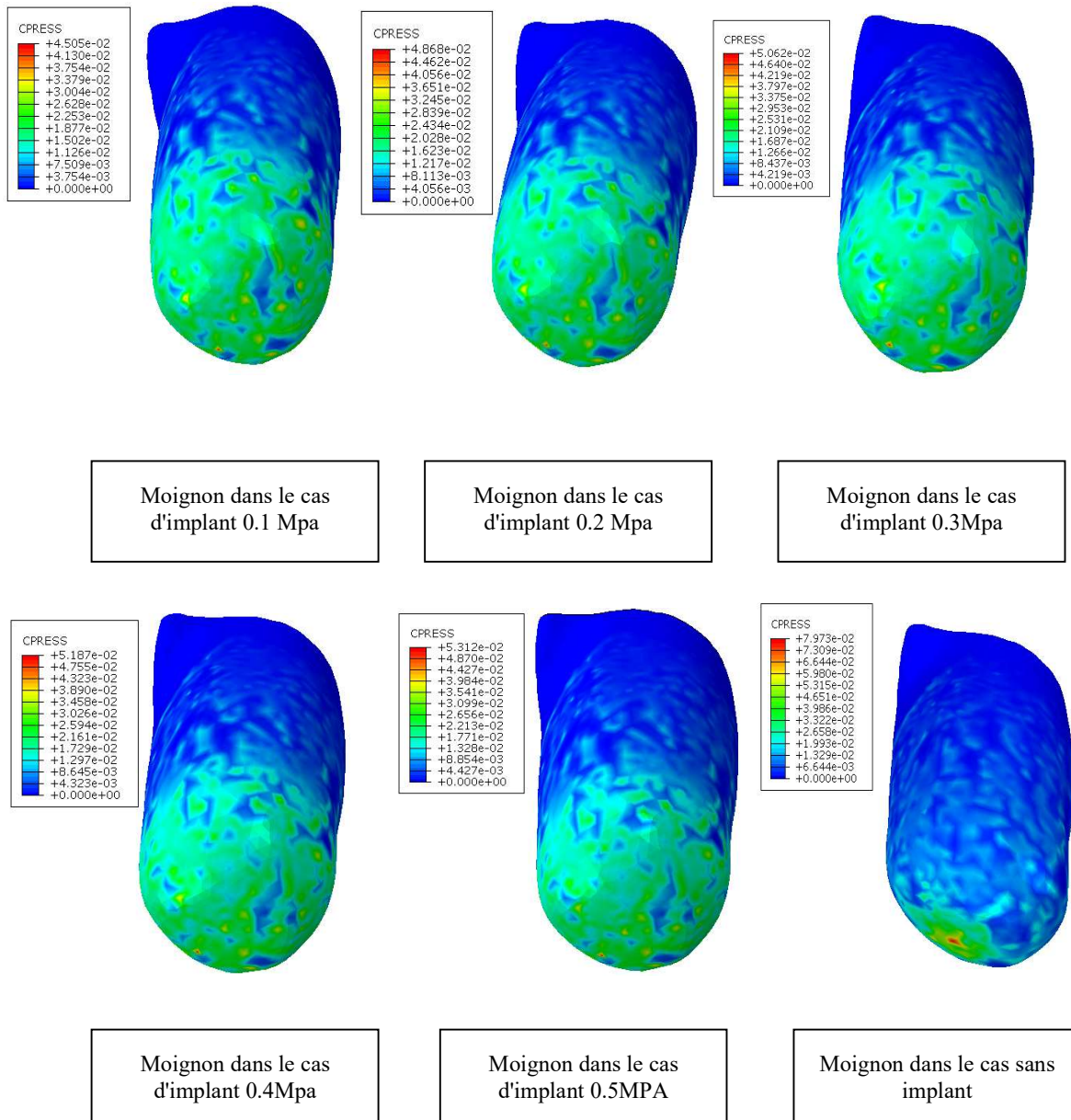


Fig 4.10 Distribution de la pression de contact (Mpa) sur l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

La figure 4.11 montre un histogramme de la relation entre la pression de contact maximale à l'interface moignon-prothèse et la rigidité de l'implant (module d'élasticité, allant de 0,1 à 0,5 MPa). La relation entre la rigidité de l'implant sous l'os amputé et la pression de contact sur l'interface entre le moignon et la prothèse était une relation directe, car plus la rigidité de l'implant était élevée, plus les contraintes à l'interface étaient importantes.

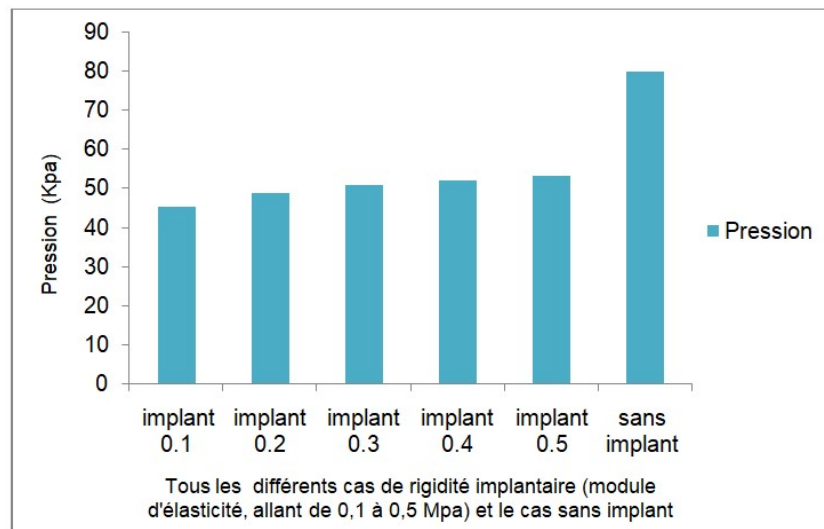


Fig 4.11 Pic de pression de contact (Kpa) sur l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant le cas sans implant.

➤ Contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse

La figure 4.12 montre la distribution de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface moignon-prothèse dans tous les cas de rigidité implantaire et le cas sans implant. On peut remarquer que le cas du membre sans implant a enregistré des valeurs les plus élevées de contraintes de cisaillement jusqu'à 18,4 Kpa, la contrainte de cisaillement la plus faible a été enregistrée dans le membre en cas d'implant le moins rigide (module de Young de 0,1 Mpa) jusqu'à 6,8 Kpa.

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant
orthopédique à l'interface moignon-prothèse

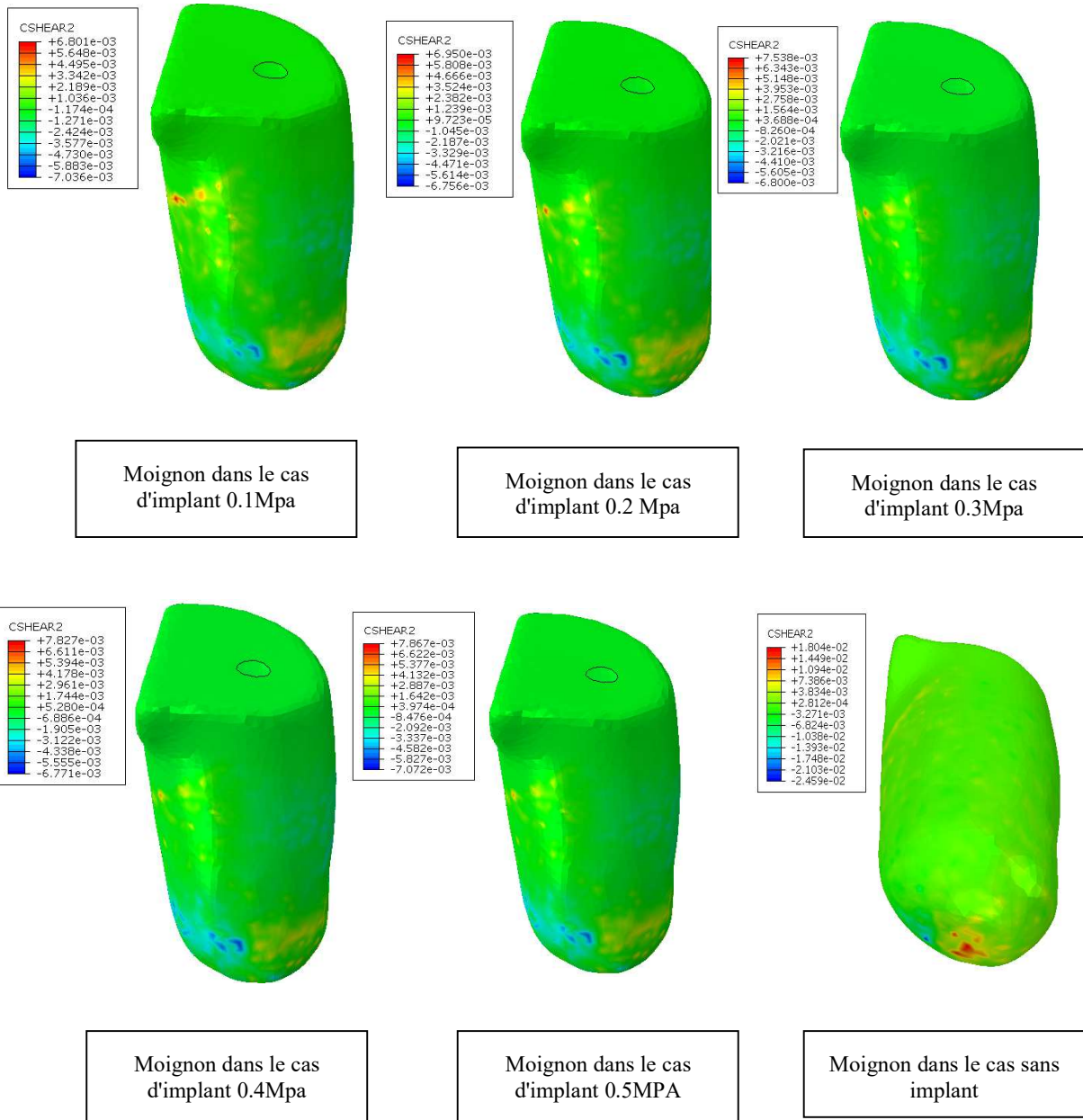


Fig 4.12 Distribution de la contrainte de cisaillement longitudinale (Mpa) sur l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

La figure 4.13 montre un histogramme de la relation entre la contrainte de cisaillement maximale résultante à l'interface moignon-prothèse et la rigidité de l'implant. La contrainte de

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

cisaillement résultante est l'amplitude de la combinaison des composantes longitudinales et circonférentielles des contraintes de cisaillement dans l'interface de contact. La contrainte de cisaillement maximale résultante a été enregistrée dans le cas du fémur sans implant jusqu'à 42,16 Kpa. Alors que la contrainte de cisaillement résultante passe de 13,3 Kpa dans le cas de l'implant 0,1 à 17,3 Kpa dans le cas de l'implant 0,5.

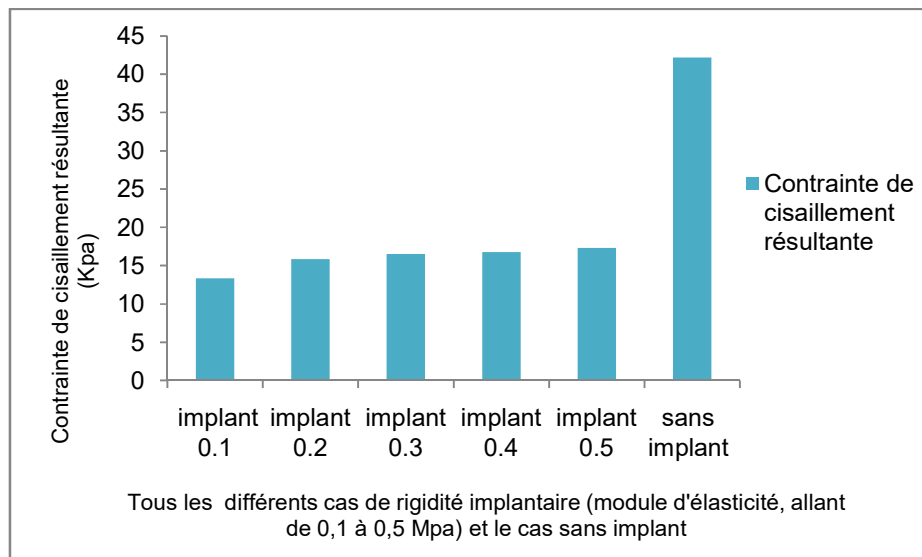


Fig 4.13 Pic de contraintes de cisaillement résultantes (Kpa) sur l'interface moignon-prothèse pour tous les cas de rigidité d'implant et le cas sans implant.

4.3 Conclusion

En utilisant une méthode d'éléments finis non linéaires (EFM) pour étudier les contraintes après amputation trans-fémorale dans le cas d'un implant mou sous l'os amputé. Nous sommes arrivés à des conclusions, notamment que l'implant sous l'os amputé avait un effet très net sur la réduction des contraintes causées par le poids corporel, que ce soit à l'intérieur du tissu musculaire dans la zone sous l'os amputé ou sur l'interface entre le membre et la prothèse, car la différence entre la pression de contact maximale dans le cas sans implant

Chapitre 4 : Résultats préliminaires sur les effets de la rigidité de l'implant orthopédique à l'interface moignon-prothèse

(79,7 Kpa) et le cas avec implant 0,1 (45 Kpa) était de 34,7 Kpa. Nous avons également observé que la relation entre la rigidité de l'implant sous l'os amputé et la pression de contact sur l'interface entre le moignon et la prothèse était une relation directe, car plus la rigidité de l'implant était élevée, plus les contraintes à l'interface étaient importantes.

Celle-ci a simulé que l'implant mou sous un os amputé est une technique très prometteuse pour soulager la douleur du patient, les problèmes de dégradation cutanée, et même l'incapacité à se tenir debout longtemps, car les pressions de contact et les contraintes de cisaillement enregistrées étaient beaucoup moins prédites. Que ceux qui posent problème au patient, selon l'étude de Cagle [9]. Les résultats de cette étude renforcent les résultats d'études antérieures telles que l'étude de Chillale [59] sur l'efficacité de cet implant sous-osseux à réduire les contraintes à l'interface moignon-prothèse. Cet implant peut être une solution aux grands problèmes dont souffrent les patients amputés. Ces résultats restent hypothétiques malgré l'efficacité de la méthode des éléments finis, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour valider ce résultat.

Chapitre 5

**Effets des différents types des
manchons sur les contraintes à
l'interface moignon-prothèse**

Chapitre 5 Effets des différents types des manchons sur les contraintes à l'interface moignon-prothèse

5.1 Introduction

Les prothèses des membres inférieurs sont généralement développées avec trois parties principales : emboîture, pylône (section de jambe) et pied [24], la plupart des emboîtures modernes sont utilisées avec un manchon intermédiaire, le rôle principal de ces manchons est d'améliorer la sécurité et le confort de l'amputé en ajoutant une couche amortissant entre le moignon et l'emboîture prothétique. La performance amortissant des manchons dépend de leurs propriétés mécaniques.

Plusieurs études ont utilisé la méthode des éléments finis pour étudier les pressions à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse, la raison du choix de l'analyse par éléments finis est sa capacité à déterminer la distribution des contraintes à l'ensemble de l'interface membre-prothèse, également , ces résultats peuvent être utilisés pour concevoir des prothèses performantes en réduisant les contraintes de contact. Une revue de la littérature a été réalisée sur des sujets liés à l'analyse avec la méthode des éléments finis des prothèses trans-tibiales et trans-fémorales pour savoir comment d'autres dans l'étude précédente ont modélisé l'interface membre-prothèse pour prédire la répartition de la pression entre le membre et l'emboîture. Jia et al (2004) [105] ont étudié l'influence de la charge d'inertie sur la pression d'interface et la contrainte de cisaillement. Dans cette étude un manchon prothétique de 4 mm d'épaisseur a été utilisé. Cagle et al (2018) [9] ont étudié la répartition de la pression à l'interface moignon-prothèse dans trois formes de membres différentes (conique court, conique long et cylindrique) et ils ont utilisé un manchon en élastomère, la pression de contact maximale dans toutes les simulations dans cette était de 98 Kpa et la contrainte de cisaillement

maximale résultante était de 50 Kpa. Lacroix et al (2011) [82] ont modélisé la procédure d'enfilage de l'emboîture en utilisant une méthode d'éléments finis explicite basée sur la géométrie spécifique au patient obtenue à partir des données de tomodensitométrie et de balayage laser. Meng et al (2020) [85] ont étudié la contrainte du membre résiduel des amputés trans-fémoraux et l'emboîture stabilisée par compression/libération (CRS) par modélisation en utilisant la méthode des éléments finis. Chillale et al (2019) [59] ont analysé un implant orthopédique innovant (sous l'os amputé) conçu pour augmenter la capacité de charge du fémur et réduire les forces de frottement sur le moignon d'un amputé en utilisant la méthode des éléments finis.

Dans cette étude, nous avons utilisé une analyse par éléments finis non linéaires pour comparer l'effet de trois types différents des manchons sur les contraintes à l'interface membre-prothèse ; ces manchons se différencient par leurs propriétés mécaniques (manchon gel, manchon mousse polyuréthane souple et manchon mousse à mémoire). Grâce à cette simulation, nous visons à savoir lequel de ces manchons offre le plus d'amorti et réduit les contraintes à l'interface des membres et a également la capacité de supporter le poids du patient.

5.2 Méthode

5.2.1 Géométrie et propriétés mécaniques

Un modèle d'éléments finis (EF) pour un patient virtuel a été développé pour simuler une amputation au-dessus du genou, ce modèle impliquait (os, tissus mous, manchon et emboîture) comme la figure 5.1 le montre. Le manchon est modélisé avec une épaisseur de 6 mm [97].

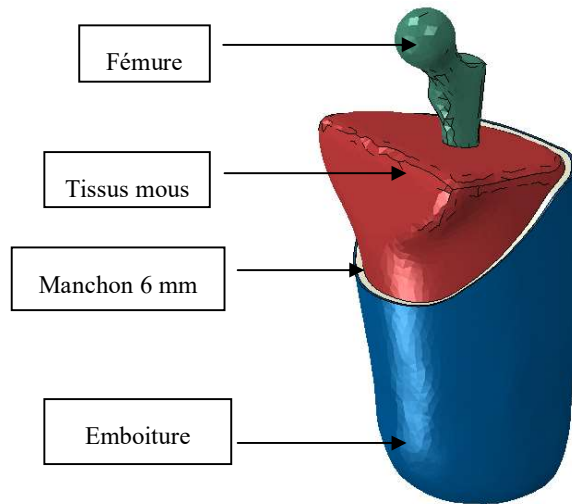


Fig 5.1 Représentation schématique du modèle (EF).

Les propriétés mécaniques de l'os fémoral, de l'emboiture, des tissus mous et du manchon en gel ont été supposées linéairement élastiques, homogènes et isotropes. La liste des valeurs du module d'élasticité et du coefficient de Poisson utilisées dans le modèle des éléments finis a été présentée dans le tableau 5.1. Le coefficient de frottement (COF) entre le manchon et les tissus mous a été supposé être de 0,5 [105, 97].

Material	Module de Young	Coefficient de Poisson
Os [105]	10 Gpa	0.3
Tissus mous [105]	0.2 Mpa	0.49
Manchon en gel polymérique [84]	5.17 Mpa	0.3
Emboiture [87]	1.5 Gpa	0.3

Tableau 5.1 Propriétés mécaniques des différents composants du modèle (EF).

Pour les manchons en mousse, la mousse de polyuréthane souple et la mousse de polymère à mémoire de forme en polyuréthane ont été désignées comme des matériaux hyper-élastiques, la mousse de polyuréthane souple à cellules ouvertes a été désignée avec le modèle d'Ogden hyper-élastique $\mu_1 = 7,27$ Mpa, $\alpha_1 = 1,63$, $\mu_2 = -7,2$ Mpa, $\alpha_2 = 1,63$, $\mu_3 = 8,5E-4$ Mpa, $\alpha_3 = 45,75$ [106]. La figure 5.2 montre les propriétés mécaniques de la mousse de polymère à mémoire de forme en polyuréthane (courbe contrainte-déformation en compression) [107].

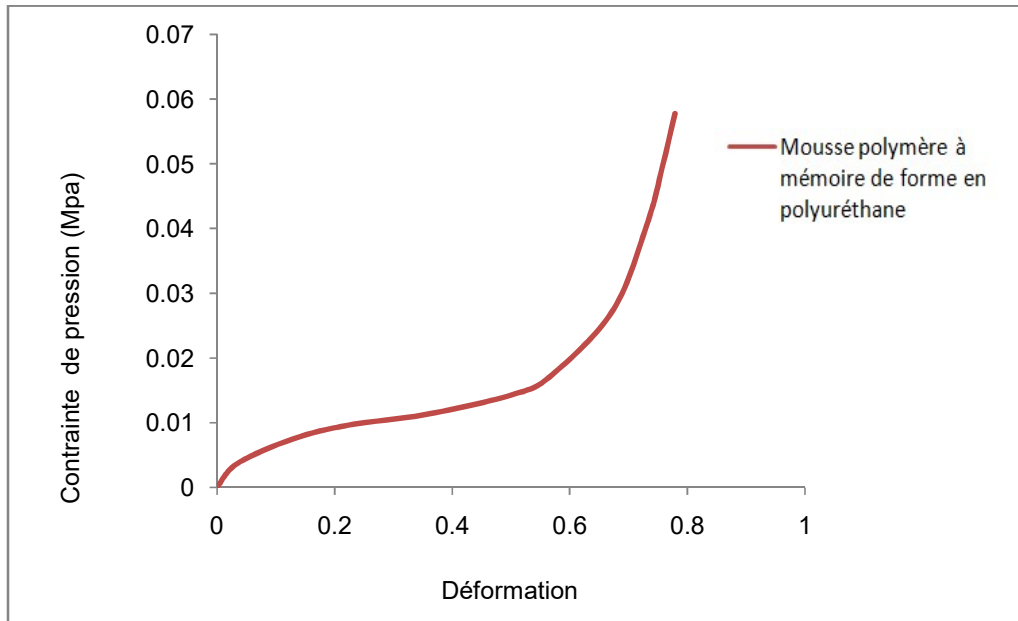


Fig 5.2 Relation contrainte de pression-déformation de la mousse de polymère à mémoire de forme polyuréthane.

5.2.2 Les chargements et les conditions aux limites

Bien que l'os soit considéré comme un matériau quasi fragile [109, 110], il est cependant responsable du poids humain. Dans cette étude, une charge verticale statique équivalente au

le poids de la moitié du corps [89] (350N) a été appliquée sur le dessus du fémur, l'extrémité distale de l'emboîture a été fixée (Fig 5.3).

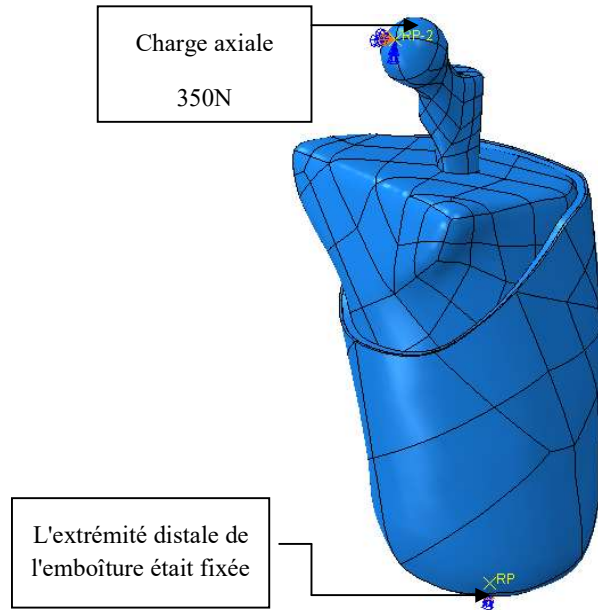


Fig 5.3 Représentation schématique de la charge et des conditions aux limites.

5.2.3 Maillage

Des maillages tétraédriques pour tous les composants (os, tissus mous, emboîture et manchon) ont été choisis, les maillages tétraédriques sont généralement préférés aux maillages hexaédriques pour les géométries complexes de forme libre, car les premiers sont plus efficaces en termes de calcul [111]. La figure 5.4 montre le maillage du modèle (EF).

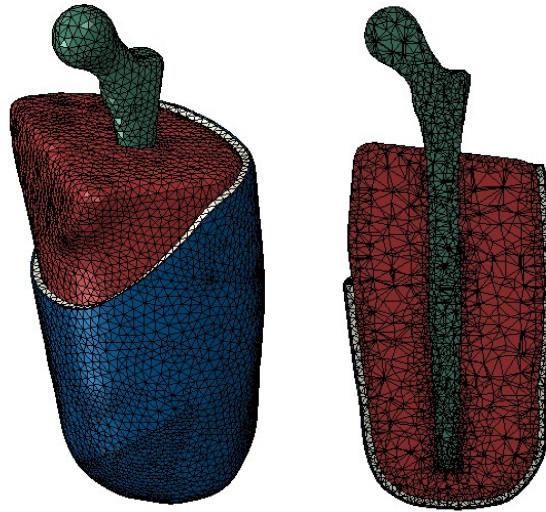


Fig 5.4 Maillage du modèle FE.

5.2.4 Résultats

Cette partie de l'étude démontre les contraintes résultantes à l'interface entre le membre et la prothèse après application du poids du patient dans les trois cas des manchons. La pression calculée et la contrainte de cisaillement permettent de comparer l'effet de chaque type de manchon et de déterminer quel manchon est le plus confortable pour les patients. Le déplacement vertical enregistré dans les manchons a été utilisé pour comparer leur capacité portante dans tous les cas.

➤ Pressions de contact à l'interface moignon-prothèse

La figure 5.5 montre les distributions de la pression de contact à l'interface membre-prothèse dans les trois cas des manchons. La pression de contact la plus élevée enregistrée dans le membre était dans le cas d'un manchon de gel jusqu'à 110 Kpa, la pression de contact sur la surface externe du membre résiduel dans le cas d'un manchon en mousse de polyuréthane était de 36 Kpa, la faible pression de contact entre tous les cas était dans le cas du manchon en mousse à mémoire de forme jusqu'à 23 Kpa.

On peut également remarquer que la pression de contact était concentrée dans la zone située sous l'extrémité du fémur amputé dans tous les cas ; cependant, le manchon en mousse de polyuréthane et le manchon en mousse à mémoire de forme ont servi à répartir et à réduire la pression de contact comme la figure 5.5 montre.

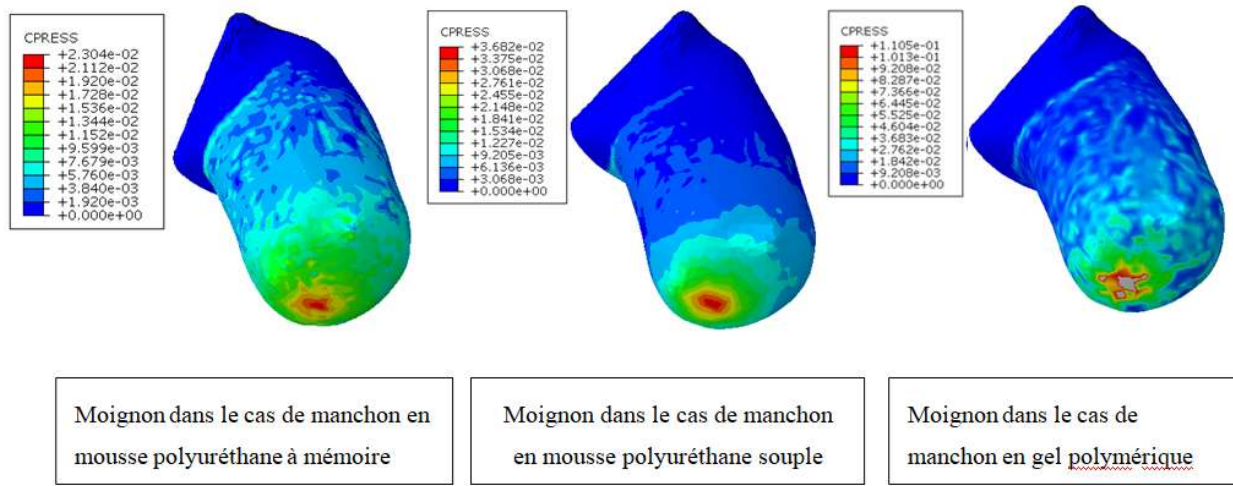


Fig 5.5 Répartition des pressions de contact (Mpa) sur la surface externe du moignon pour les trois types de manchons.

➤ Contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse

La figure 5.6 montre les distributions de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface membre-prothèse pour les trois cas de manchon. La contrainte de cisaillement longitudinale la plus élevée enregistrée dans le membre était dans le cas du manchon en gel jusqu'à 24 Kpa, la contrainte de cisaillement longitudinale sur le membre dans le cas du manchon en mousse de polyuréthane était de 6,1 Kpa, la contrainte de cisaillement longitudinale la plus faible entre tous les cas était dans le cas du manchon en mousse à mémoire de forme jusqu'à

5,1 Kpa.

Le manchon en mousse de polyuréthane et Le manchon en mousse à mémoire de forme ont montré une grande efficacité dans la réduction et la répartition des contraintes de cisaillement, comme la figure 5.6 montre.

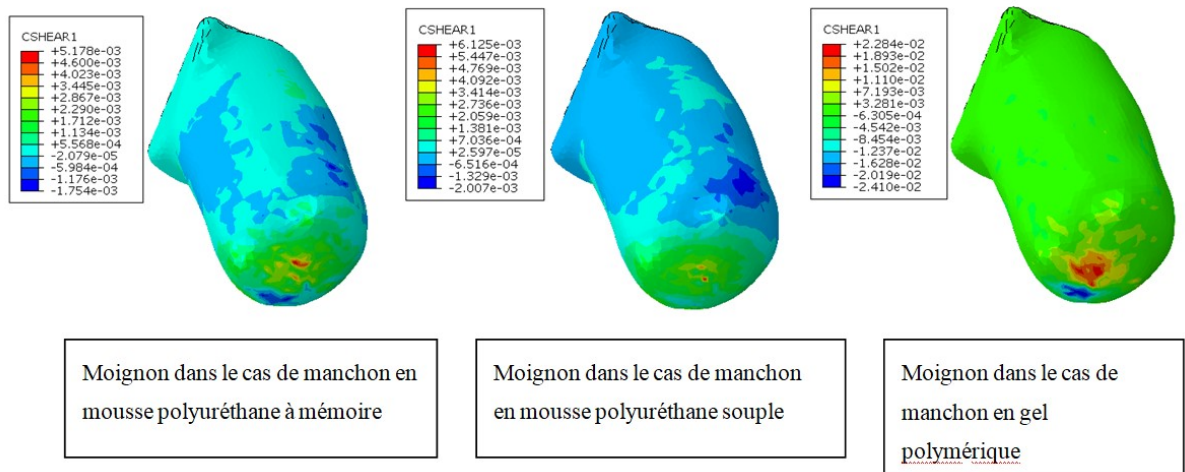


Fig 5.6 Répartition des contraintes de cisaillement longitudinal (Mpa) sur la surface externe du moignon pour les trois types de manchons.

➤ Déplacement vertical dans les trois cas des manchons

Les distributions de déplacement vertical dans les trois cas des manchons permettent de connaître la capacité de ces manchons à supporter le poids du patient. Fig 5.7 montre les distributions du déplacement vertical dans tous les cas des manchons. Le déplacement vertical le plus élevé était dans le manchon en mousse de polyuréthane jusqu'à 5,28 mm, le déplacement vertical dans le manchon en mousse à mémoire était de 3,85 mm, le plus petit déplacement vertical était dans le manchon en gel jusqu'à 0,04 mm.

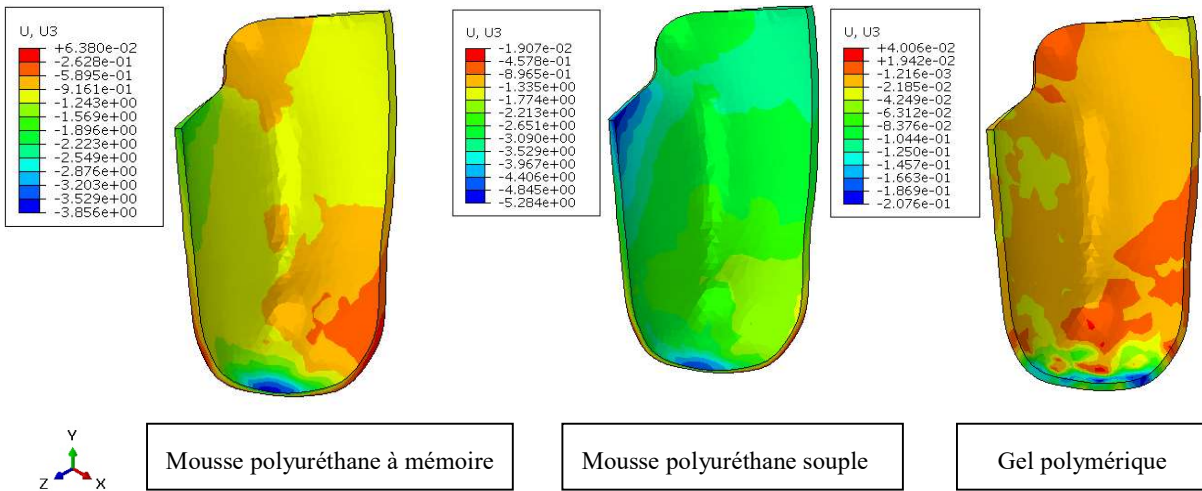


Fig 5.7 Distribution du déplacement vertical le long de l'axe de charge (U2) dans tous les cas des manchons.

➤ Comparaison

La figure 5.8 montre la relation entre le poids du patient et la pression de contact et la contrainte de cisaillement à l'interface membre-prothèse, à partir de ces courbes, on peut voir que le manchon en mousse à mémoire a enregistré les plus petites valeurs de pression de contact et de contraintes de cisaillement à l'interface membre-prothèse interface après avoir appliqué la moitié entière du poids du patient.

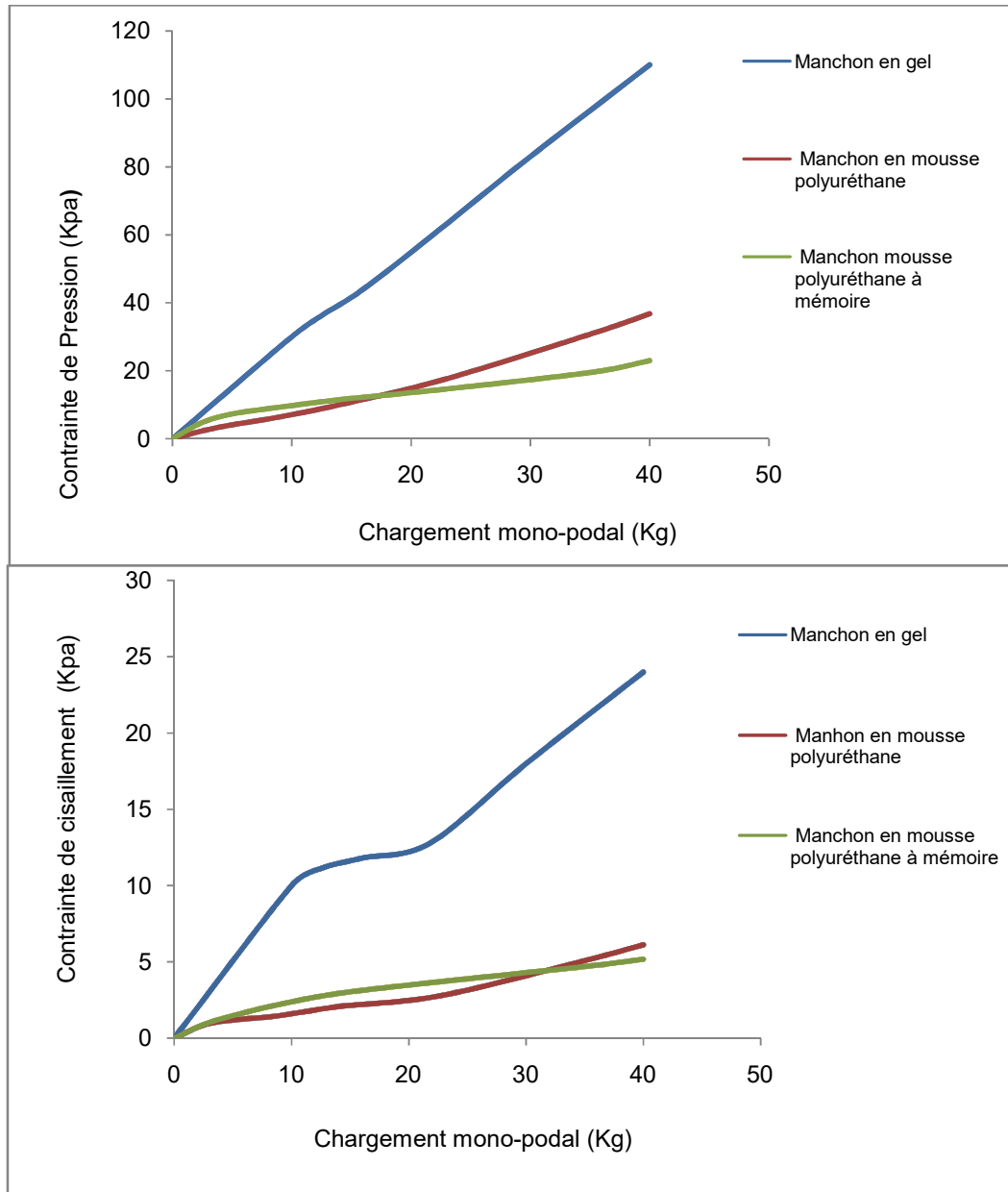


Fig 5.8 Relation entre le chargement mono-podal (Kg) et la pression de contact et la contrainte de cisaillement à l'interface membre-prothèse.

La figure 5.9 montre la relation entre le poids du patient et le déplacement vertical dans les trois manchons. A partir de ces courbes, on peut remarquer que l'effet de l'application du poids de patient variait d'un cas à l'autre. La compressibilité du manchon gel ne dépasse pas 3,3 % de l'épaisseur totale. La compressibilité du manchon en mousse à mémoire était de 63

% de l'épaisseur totale de ce manchon. Tandis que le manchon en mousse de polyuréthane a enregistré la compressibilité la plus élevée avec 83 %.

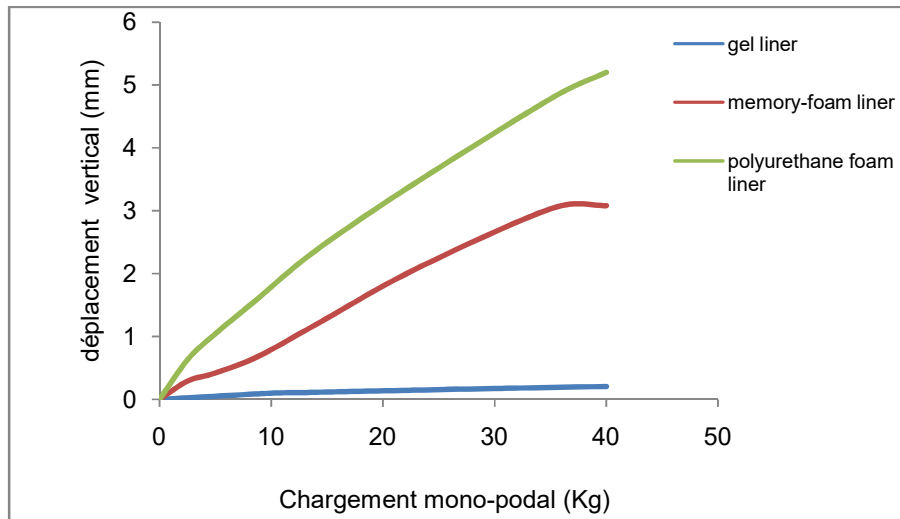


Fig 5.9 Relation entre le chargement mono-podal (Kg) et le déplacement vertical dans les trois cas de lignes.

5.3 Conclusion

Dans cette étude, un modèle EF non linéaire 3D a été établi pour prédire la pression de contact et la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface membre-prothèse dans trois types des manchons différents pour comparer l'effet de chacun, cette comparaison permet de déterminer quel manchon est le plus confortable pour les patients.

Le manchon en gel avait une faible compressibilité (3,3 %), ce qui entraînait une forte augmentation de la pression de contact et de la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface membre-prothèse. Ce manchon peut causer une gêne au patient [9].

La pression de contact et la contrainte de cisaillement longitudinale à l'interface membre-prothèse dans le cas du manchon en polyuréthane étaient très appropriées, mais la

compressibilité du manchon était si élevée (86 %) que cela peut affecter son efficacité à court terme.

Le manchon en mousse à mémoire de forme a obtenu la plus petite pression de contact et la plus faible contrainte de cisaillement à l'interface membre-prothèse entre les trois cas, la compressibilité du manchon était également très acceptable (63 %). C'est ce qui nous amène à dire dans cette étude que le manchon en mousse à mémoire de forme offre les meilleures conditions de confort du patient parmi ces trois types.

Conclusion générale

Conclusion générale

Il est fréquent que les patients amputés d'un membre inférieur soient insatisfaits des performances de la prothèse en raison principalement de la douleur et de la rougeur à la surface externe du membre résiduel, causées par la mauvaise répartition des contraintes à l'interface entre le membre résiduel et la prothèse après application du poids du patient.

L'objectif principal de ce travail était de concevoir une prothèse permettant de réduire les contraintes et d'améliorer leur répartition au niveau d'interface moignon- prothèse. En s'appuyant sur l'étude de Cagle et al (2018) [9], il est possible de déterminer l'intensité des contraintes qui pose des problèmes de rougeur et de dégradation de la peau dans le moignon qui dépassent 100 Kpa pour les pressions de contact et 50 Kpa pour les contraintes de cisaillement pendant la position debout normale du patient.

Dans ce travail, des modèles tridimensionnels ont été développés pour deux types d'amputations des membres inférieurs, le premier étant au-dessous du genou (transtibial), et les deuxième et troisième modèles étant au-dessus du genou (transfemorale).

Dans la première étude, comme expliqué dans le troisième chapitre, une conception de manchon a été développée qui s'installe entre le moignon et la prothèse, qui est parfaitement adaptée à la forme du moignon. Ce manchon se compose de deux couches différentes, internes et externes, en mousse polymérique (Mousse polyuréthane souple, Mousse polymère à mémoire de forme en

polyuréthane, Mousse de latex de caoutchouc naturel). À l'aide de la méthode des éléments finis, une modélisation de l'amputation transtibial a été réalisée, où la prothèse a été renforcée avec ce manchon multicouche afin de discuter son influence sur l'intensité et la répartition des contraintes. Ces manchons multicouches ont montré une grande efficacité, tant pour réduire que pour répartir les contraintes à l'interface moignon-prothèse. Les valeurs de pression de contact maximales n'excédaient pas dans le cas le plus élevé 52 kpa, et 25 kpa pour la contrainte de cisaillement longitudinale.

Dans la deuxième étude, comme expliqué dans le quatrième chapitre, un modèle d'amputation trans-fémorale a été développé avec une conception d'implant sous le fémur amputé, car cela amortit l'extrémité de l'os. Les résultats que nous avons obtenus après l'analyse de ce modèle à l'aide de la méthode des éléments finis ont confirmé que cet implant a un grand effet sur la diminution de l'intensité des pressions et des contraintes de cisaillement à l'interface moignon-prothèse, Aussi, à travers le modèle, l'effet de la rigidité de cet implant sur les contraintes à cette interface a été comparé. Les résultats obtenus montrent que l'implant a joué un rôle important dans la réduction des contraintes à l'interface moignon-prothèse où la pression de contact ne dépassait pas 53 Kpa et 17,3 Kpa pour la contrainte de cisaillement dans le cas plus rigide d'un implant, tandis que la pression de contact dans le cas de le fémur sans implant dépassait 79Kpa et 42 Kpa pour la contrainte de cisaillement.

Dans la troisième étude, comme expliqué au chapitre cinq, après avoir développé un modèle d'amputation trans-fémorale et à l'aide de la méthode des éléments finis, nous avons comparé trois types différents des manchons prothétiques constitués de trois types différents de mousses

Conclusion générale

polymères (Mousse polyuréthane souple, Mousse polymère à mémoire de forme en polyuréthane, Mousse de latex de caoutchouc naturel). Les résultats ont montré que ces manchons en mousse sont généralement efficaces pour réduire l'intensité des contraintes sur le moignon dans ce type d'amputation.

Références

References

- [1] Silver-Thorn, B., & Childress, D. S. (1997). Generic, geometric finite element analysis of the transtibial residual limb and prosthetic socket. *Journal of rehabilitation research and development*.
- [2] Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008), "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(3), 422-429.
- [3] Journal Le Quotidien n2354- 13/10/2004 page 8
- [4] McGimpsey, G., & Bradford, T. C. (2008). Limb prosthetics services and devices. Bioengineering Institute Center for Neuroprosthetics Worcester Polytechnic Institution.
- [5] Moineau, B. (2014). Analyses des pressions à l'interface moignon-emboiture de la prothèse chez le patient amputé fémoral (Doctoral dissertation, Grenoble).
- [6] Andre J M. Paysant J. (2006). Les amputés en chiffres. "Approches épidémiologiques des amputations des membres", Cofemer, Nancy. (En ligne) : [http : www.Cofemer.fr](http://www.Cofemer.fr)
- [7] Collins, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental brain research*, 104(3), 480-492.
- [8] Foisneau-Lottin, A., Martinet, N., Henrot, P., Paysant, J., Blum, A., & André, J. M. (2003). Bursitis, adventitious bursa, localized soft-tissue inflammation, and bone marrow edema in tibial stumps: the contribution of magnetic resonance imaging to the diagnosis and management of mechanical stress complications. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(5), 770-777.

Reference

- [9] Cagle, J. C., Reinhall, P. G., Allyn, K. J., McLean, J., Hinrichs, P., Hafner, B. J., & Sanders, J. E. (2018). A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. *Medical & biological engineering & computing*, 56(7), 1227-1240.
- [10] Sagawa Jr, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., & Watelain, E. (2011). Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait & posture*, 33(4), 511-526.
- [11] Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D., Iancu, A., & Forget, R. (2005). Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(4), 633-640.
- [12] Mak, A. F., Zhang, M., & Boone, D. A. (2001). State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics. *J. Rehabil. Res. Dev*, 38, 161-174.
- [13] de Laat, F. A., Rommers, G. M., Geertzen, J. H., & Roorda, L. D. (2011). Construct validity and test-retest reliability of the questionnaire rising and sitting down in lower-limb amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(8), 1305-1310.
- [14] Penn-Barwell, J. G. (2011). Outcomes in lower limb amputation following trauma: a systematic review and meta-analysis. *Injury*, 42(12), 1474-1479.
- [15] Boulias, C., Meikle, B., Pauley, T., & Devlin, M. (2006). Return to driving after lower-extremity amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(9), 1183-1188.
- [16] Hagberg, K., & Brånemark, R. (2001). Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthetics and orthotics international*, 25(3), 186-194.
- [17] Persson, B. M., & Liedberg, E. (1983). A clinical standard of stump measurement and classification in lower limb amputees. *Prosthetics and orthotics international*, 7(1), 17-24.

Reference

- [18] Meulenbelt, H. E., GEERTZEN, J. H., JONKMAN, M. F., & DIJKSTRA, P. U. (2011). Skin problems of the stump in lower limb amputees: 1. A clinical study. *Acta Dermato Venereologica*, 91(2), 173.
- [19] Ku, P. X., Osman, N. A. A., & Abas, W. A. B. W. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. *Gait & posture*, 39(2), 672-682.
- [20] Barnett, C. T., Vanicek, N., & Polman, R. C. J. (2013). Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. *Gait & posture*, 37(3), 319-325.
- [21] Geertzen, J. H., Bosmans, J. C., Van Der Schans, C. P., & Dijkstra, P. U. (2005). Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disability and rehabilitation*, 27(3), 101-104.
- [22] Van Velzen, J. M., van Bennekom, C. A., Polomski, W., Slootman, J. R., van der Woude, L. H., & Houdijk, H. (2006). Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical rehabilitation*, 20(11), 999-1016.
- [23] Geertzen, J. H., Bosmans, J. C., Van Der Schans, C. P., & Dijkstra, P. U. (2005). Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disability and rehabilitation*, 27(3), 101-104.
- [24] Radcliffe, C. W. (1955). Functional considerations in the fitting of above-knee prostheses. Biomechanics Laboratory, University of California.
- [25] McGimpsey, G., & Bradford, T. C. (2008). Limb prosthetics services and devices. Bioengineering Institute Center for Neuroprosthetics Worcester Polytechnic Institution.
- [26] Synergy Functional Prosthetic Below Knee Prosthesis. Available at: <https://www.indiamart.com/proddetail/below-knee-prosthesis-8505422055.html>
- [27] Functional Prosthetic Short Artificial Limb. Available at: <https://www.indiamart.com/proddetail/artificial-limb-8938487273.html>

Reference

- [28] MCOP Team. (2014). Available at: <https://mcopro.com/blog/prosthetic-liners/>
- [29] Silicone-Alpha-SmartTemp-Size. (2019). Available at: https://www.willowwood.com/wp-content/uploads/2019/04/Alpha-Silicone-Alpha-SmartTemp-Size-Chart_Progressive.jpg
- [30] Dhokia, V., Bilzon, J., Seminati, E., Talamas, D. C., Young, M., & Mitchell, W. (2017). The design and manufacture of a prototype personalized liner for lower limb amputees. *Procedia CIRP*, 60, 476-481.
- [31] Paternò, L., Dhokia, V., Menciassi, A., Bilzon, J., & Seminati, E. (2020). A personalised prosthetic liner with embedded sensor technology: a case study. *Biomedical engineering online*, 19(1), 1-20.
- [32] Mendes, E., Silva, A., Oliveira, T., Crisostomo, C., Vax, F., & Gabriel, J. (2012). Thermography as an alternative tool to determine pressure distribution on the stump of transfemoral amputees. *Thermology International*, 22(3), 99-100.
- [33] Radcliffe, C. W. (1961). The patellar-tendon-bearing below-knee prosthesis. Biomechanics Laboratory.
- [34] Coleman, K. L., Boone, D. A., Laing, L. S., Mathews, D. E., & Smith, D. G. (2004). Quantification of prosthetic outcomes: elastomeric gel liner with locking pin suspension versus polyethylene foam liner with neoprene sleeve suspension. *Journal of rehabilitation research and development*, 41(4), 591-602
- [35] Safari, R., & Meier, M. R. (2015). Systematic review of effects of current transtibial prosthetic socket designs—Part 1: Qualitative outcomes.
- [36] Friel, K. (2005). Componentry for lower extremity prostheses. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 326-335.

Reference

- [37] Foort, J. (1965). The patellar-tendon-bearing prosthesis for below-knee amputees, a review of technique and criteria. *Artif Limbs*, 9(1), 4-13.
- [38] <http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=711DACA2-8212-455E-9814-ABB28EFE7EEC&frmType=image&frmId=1>
- [39] Kristinsson, Ö. (1993). The ICEROSS concept: a discussion of a philosophy. *Prosthetics and orthotics international*, 17(1), 49-55.
- [40] Laing, S., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2011). Engineering a trans-tibial prosthetic socket for the lower limb amputee. *Annals of the Academy of Medicine-Singapore*, 40(5), 252.
- [41] Eshraghi, A., Osman, N. A. A., Gholizadeh, H., Ali, S., Sævarsson, S. K., & Abas, W. A. B. W. (2013). An experimental study of the interface pressure profile during level walking of a new suspension system for lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 28(1), 55-60.
- [42] Al-Fakih, E. A., Abu Osman, N. A., & Mahmad Adikan, F. R. (2016). Techniques for interface stress measurements within prosthetic sockets of transtibial amputees: A review of the past 50 years of research. *Sensors*, 16(7), 1119.
- [43] Heim, M., Wershavski, M., Zwas, S. T., Siev-Ner, I., Nadvorna, H., & Azaria, M. (1997). Silicone suspension of external prostheses: a new era in artificial limb usage. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 79(4), 638-640.
- [44] Socket Technology. Available at: <https://www.blatchford.co.uk/prosthetics/information-for-amputees/understanding-prosthetics/silcare-breathe-liners/socket-technology/>
- [45] total-surface-bearing socket. Available at: <https://www.northo.com/patients/socket-finder/transtibial/total-surface-bearing>
- [46] Muller, M. D. (2016). Transfemoral amputation: prosthetic management. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, 4th ed.; American Academy of Orthopaedic Surgeons: Rosemont, IL, USA, 537-554.

Reference

- [47] Hoyt, C., Littig, D., Lundt, J., & Staats, T. (1987). The UCLA CAT-CAM Above Knee Socket.
- [48] Long, I. A. (1985). Normal shape-normal alignment (NSNA) above-knee prosthesis. *Clin Prosthet Orthot*, 9(4), 9-14.
- [49] Quintero-Quiroz, C., & Pérez, V. Z. (2019). Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: Evolution and associated skin problems. *Revista de la Facultad de Medicina*, 67(1), 117-125.
- [50] One shot socket. (2020). Available at: <https://www.blatchford.co.uk/products/one-shot-socket/>
- [51] aortha-drape-soft-prosthetic-square). Available at: <https://www.algeos.com/aortha-drape-soft-prosthetic-square.html>
- [52] ROUHI12, G. H. O. L. A. M. R. E. Z. A., & AMANI, M. (2012). A brief introduction into orthopaedic implants: Screws, plates, and nails.
- [53] Mihai, S. (2012). Orthopaedic implants and prostheses. Conventional and unconventional processing technologies. In *International Conference on Architecture, Civil & Mechanical Engineering (ICACME'2012)* (pp. 132-136).
- [54] knee-replacement-surgery-procedure. Available at: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/knee-replacement-surgery-procedure>
- [55] total-knee-replacement. Available at: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement>
- [56] Hoellwarth, J. S., Tetsworth, K., Rozbruch, S. R., Handal, M. B., Coughlan, A., & Al Muderis, M. (2020). Osseointegration for amputees: current implants, techniques, and future directions. *JBJS reviews*, 8(3).

Reference

- [57] Hagberg, K., Ghassemi Jahani, S. A., Kulbacka-Ortiz, K., Thomsen, P., Malchau, H., & Reinholdt, C. (2020). A 15-year follow-up of transfemoral amputees with bone-anchored transcutaneous prostheses: mechanical complications and patient-reported outcomes. *The bone & joint journal*, 102(1), 55-63
- [58] Tillander, J., Hagberg, K., Berlin, Ö., Hagberg, L., & Brånemark, R. (2017). Osteomyelitis risk in patients with transfemoral amputations treated with osseointegration prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 475(12), 3100-3108.
- [59] Chillale, T. P., Kim, N. H., & Smith, L. N. (2019). Mechanical and finite element analysis of an innovative orthopedic implant designed to increase the weight carrying ability of the femur and reduce frictional forces on an amputee's stump. *Military medicine*, 184(Supplement_1), 627-636.
- [60] Mueller E et Hettinger T.(1954). Die Messung der Druckverlung im Schaft von Prothesen. *Orthopaedie- Technik*, 9, 22-225.
- [61] Krouskop, T. A., Brown, J., Goode, B., & Winningham, D. (1987). Interface pressures in above-knee sockets. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68(10), 713-714.
- [62] Isherwood, P. A. (1978). Simultaneous PTB socket pressures and force plate values. BRADU Report, London: Biomechanical Res and Dev Unit, 45-9.
- [63] Zhang, M., Mak, A. F. T., & Chung, A. K. I. (1998). Dynamic pressure maps over areas of AK prosthetic sockets. In *Proceedings of 9th World Congress of ISPO, Amsterdam* (pp. 709-11).
- [64] Portnoy, S., Yizhar, Z., Shabshin, N., Itzchak, Y., Kristal, A., Dotan-Marom, Y., ... & Gefen, A. (2008). Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. *Journal of biomechanics*, 41(9), 1897-1909.
- [65] Ali, S., Osman, N. A. A., Eshraghi, A., Gholizadeh, H., & Abas, W. A. B. B. W. (2013). Interface pressure in transtibial socket during ascent and descent on stairs and its effect on patient satisfaction. *Clinical Biomechanics*, 28(9-10), 994-999.

Reference

- [66] Appoldt, F., Bennett, L., & Contini, R. (1968). Stump-socket pressure in lower extremity prostheses. *Journal of biomechanics*, 1(4), 247-257.
- [67] Rae, J. W., & Cockrell, J. L. (1971). Interface pressure and stress distribution in prosthetic fitting. *Bull Prosthet Res*, 10(15), 64-111.
- [68] Pearson, J. R., Grevsten, S., Almby, B., & Marsh, L. (1974). Pressure variation in the below-knee, patellar tendon bearing suction socket prosthesis. *Journal of Biomechanics*, 7(6), 487-496.
- [69] Leavitt, L. A., Zuniga, E. N., Calvert, J. C., Canzoneri, J., & Peterson, C. R. (1972). Gait analysis and tissue-socket interface pressures in above-knee amputees. *Southern medical journal*, 65(10), 1197-1207.
- [70] Sonck, W. A., Cockrell, J. L., & Koepke, G. H. (1970). Effect of liner materials on interface pressures in below-knee prostheses. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 51(11), 666-669.
- [71] Paternò, L., Ibrahimi, M., Gruppioni, E., Menciassi, A., & Ricotti, L. (2018). Sockets for limb prostheses: a review of existing technologies and open challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(9), 1996-2010.
- [72] Paternò, L., Dhokia, V., Menciassi, A., Bilzon, J., & Seminati, E. (2020). A personalised prosthetic liner with embedded sensor technology: a case study. *Biomedical engineering online*, 19(1), 1-20.
- [73] Rae, J. W., & Cockrell, J. L. (1971). Interface pressure and stress distribution in prosthetic fitting. *Bull Prosthet Res*, 10(15), 64-111.
- [74] Dou, P., Jia, X., Suo, S., Wang, R., & Zhang, M. (2006). Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. *Clinical biomechanics*, 21(10), 1067-1073.
- [75] Abu Osman, N. A., Spence, W. D., Solomonidis, S. E., Paul, J. P., & Weir, A. M. (2010). Transducers for the determination of the pressure and shear stress distribution at the stump—

Reference

socket interface of trans-tibial amputees. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 224(8), 1239-1250.

[76] Ali, S., Abu Osman, N. A., Arifin, N., Gholizadeh, H., Abd Razak, N. A., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Comparative study between dermo, pelite, and seal-in x5 liners: Effect on patient's satisfaction and perceived problems. *The Scientific World Journal*, 2014.

[77] Eshraghi, A., Osman, N. A. A., Gholizadeh, H., Ali, S., & Abas, W. A. B. W. (2015). Interface stress in socket/residual limb with transtibial prosthetic suspension systems during locomotion on slopes and stairs. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 94(1), 1-10.

[78] Levy, S. W. (1980). Skin problems of the leg amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, 4(1), 37-44.

[79] Barnes, G. H. (1956). Skin health and stump hygiene. *Artif Limbs*, 3(1), 4-19.

[80] Michel, C. C., & Gillott, H. (1990). Microvascular mechanisms in stasis and ischaemia. In *Pressure Sores-Clinical Practice and Scientific Approach* (pp. 153-163). Palgrave, London.

[81] Daniel, R. K., Priest, D. L., & Wheatley, D. C. (1981). Etiologic factors in pressure sores: an experimental model. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 62(10), 492-498.

[82] Lacroix, D., & Patiño, J. F. R. (2011), "Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket", *Annals of biomedical engineering*, 39(12), 2972.

[83] Jia, X., Zhang, M., Li, X., & Lee, W. C. (2005). A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 630-635.

[84] Kistenberg, R. S., Kondor, S. A., Tawfik, S., & Terk, M. (2011). *Medical imaging generated dynamic prosthetic sockets*. Georgia Institute of Technology.

- [85] Meng, Z., Wong, D. W. C., Zhang, M., & Leung, A. K. L. (2020). Analysis of compression/release stabilized transfemoral prosthetic socket by finite element modelling method. *Medical Engineering & Physics*, 83, 123-129.
- [86] Dickinson, A. S., Steer, J. W., & Worsley, P. R. (2017). Finite element analysis of the amputated lower limb: a systematic review and recommendations. *Medical engineering & physics*, 43, 1-18.
- [87] Lee, W. C., Zhang, M., Jia, X., & Cheung, J. T. (2004). Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. *Medical engineering & physics*, 26(8), 655-662.
- [88] Smith, K. E., Commean, P. K., Bhatia, G., & Vannier, M. W. (1995). Validation of spiral CT and optical surface scanning for lower limb stump volumetry. *Prosthetics and Orthotics International*, 19(2), 97-107.
- [89] Peery, J. T., Klute, G. K., Blevins, J. J., & Ledoux, W. R. (2006). A three-dimensional finite element model of the transibial residual limb and prosthetic socket to predict skin temperatures. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(3), 336-343.
- [90] Douglas, T., Solomonidis, S., Sandham, W., & Spence, W. (2002). Ultrasound imaging in lower limb prosthetics. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(1), 11-21.
- [91] Morimoto, A. K., Bow, W. J., & Strong, D. S. (1995). 3D ultrasound imaging for prosthesis fabrication and diagnostic imaging (No. SAND-94-3137). Sandia National Lab.(SNL-NM), Albuquerque, NM (United States).
- [92] Steer, J. W., Grudniewski, P. A., Browne, M., Worsley, P. R., Sobey, A. J., & Dickinson, A. S. (2019). Predictive prosthetic socket design: part 2—generating person-specific candidate designs using multi-objective genetic algorithms. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 1-14.

- [93] Zhang, L., Zhu, M., Shen, L., & Zheng, F. (2013, July). Finite element analysis of the contact interface between trans-femoral stump and prosthetic socket. In 2013 35th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (Embc) (pp. 1270-1273). IEEE.
- [94] Surapureddy, R., Schönning, A., Stagon, S., & Kassab, A. (2016). Predicting pressure distribution between transfemoral prosthetic socket and residual limb using finite element analysis. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*, 4(1), 32-48. G.
- [95] Simpson, G., Fisher, C., & Wright, D. K. (2001). Modeling the interactions between a prosthetic socket, polyurethane liners and the residual limb in transtibial amputees using non-linear finite element analysis. *Biomedical sciences instrumentation*, 37, 343-347.
- [96] Wu, C. L., Chang, C. H., Hsu, A. T., Lin, C. C., Chen, S. I., & Chang, G. L. (2003). A proposal for the pre-evaluation protocol of below-knee socket design-integration pain tolerance with finite element analysis. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 26(6), 853-860.
- [97] Lin, C. C., Chang, C. H., Wu, C. L., Chung, K. C., & Liao, I. C. (2004). Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: a finite element contact model. *Medical engineering & physics*, 26(1), 1-9.
- [98] Zhang, M., Lord, M., Turner-Smith, A. R., & Roberts, V. C. (1995). Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface. *Medical engineering & physics*, 17(8), 559-566.
- [99] Zachariah, S. G., & Sanders, J. E. (2000). Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of Biomechanics*, 33(7), 895-899.
- [100] Lee, W. C., & Zhang, M. (2007). Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: A preliminary study. *Medical Engineering & Physics*, 29(8), 923-929.
- [101] Ramos, A., & Simoes, J. A. (2006), "Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur", *Medical engineering & physics*, 28(9), 916-924.

Reference

- [102] Zhang, M., & Roberts, C. (2000). Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Medical engineering & physics*, 22(9), 607-612.
- [103] Ballit, A., Mougharbel, I., Ghaziri, H., & Dao, T. T. (2020). Fast soft tissue deformation and stump-socket interaction toward a computer-aided design system for lower limb prostheses, *Irbm*, 41(5), pp. 276-285.
- [105] 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), pp. 1371-1377.
- [106] Ju, M. L., Jmal, H., Dupuis, R., & Aubry, E. (2014). A comparison among Polynomial model, Reduced polynomial model and Ogden model for polyurethane foam, In *Advanced Materials Research*, 856, pp. 169-173.
- [107] Tobushi, H., Okumura, K., Endo, M., & Hayashi, S. (2001). Thermomechanical properties of polyurethane-shape memory polymer foam, *Journal of intelligent material systems and structures*, 12(4), pp. 283-287.
- [108] Karim, A. F. A., Ismail, H., & Ariff, Z. M. (2018). Effects of Kenaf Loading and Alkaline Treatment on Properties of Kenaf Filled Natural Rubber Latex Foam, *SainsMalaysiana*, 47(9), pp. 2163-2169.
- [109] Vantadori, S., Carpinteri, A., Fortese, G., Ronchei, C., Scorza, D., & Berto, F. (2016). Two-parameter fracture model for cortical bone. *Frattura ed Integrità Strutturale*, 10(37), 215-220.
- [110] Aliha, M. R. M., Ghazi, H., & Ataei, F. (2019). Experimental fracture resistance study for cracked bovine femur bone samples. *Frattura ed Integrità Strutturale*, 13(50), 602-612. [111]

Reference

Ramos, A., & Simoes, J. A. (2006). Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur, *Medical engineering & physics*, 28(9), pp. 916-924.

[112] Ebskov, L. B. (1992). Level of lower limb amputation in relation to etiology: an epidemiological study. *Prosthetics and Orthotics international*, 16(3), 163-167.

[113] Adler, A. I., Boyko, E. J., Ahroni, J. H., & Smith, D. G. (1999). Lower-extremity amputation in diabetes. The independent effects of peripheral vascular disease, sensory neuropathy, and foot ulcers. *Diabetes care*, 22(7), 1029-1035.

[114] Ali, S., Osman, N. A. A., Naqshbandi, M. M., Eshraghi, A., Kamyab, M., & Gholizadeh, H. (2012). Qualitative study of prosthetic suspension systems on transtibial amputees' satisfaction and perceived problems with their prosthetic devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(11), 1919-1923.

[115] Meulenbelt, H. E., Dijkstra, P. U., Jonkman, M. F., & Geertzen, J. H. (2006). Skin problems in lower limb amputees: a systematic review. *Disability and rehabilitation*, 28(10), 603-608.

