



UNIVERSITÉ DJILLALI LIABES SIDI BEL ABBES
FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÈNIEUR
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE



THÈSE PRÉSENTÉ POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE
DOCTORAT EN SCIENCE

EN

GÉNIE MÉCANIQUE

Option : SCIENCES DES MATÉRIAUX ET STRUCTURE

PAR

Mr. Abdelhafid MALLEK

ÉTUDE DE L'ENDOMMAGEMENT DES PROTHÈSES PROVISOIRES DE HANCHE

Soutenue le : 07 juillet 2021

Devant le Jury :

Président :

Kaddouri Kacem

Professeur

Université Djillali Liabes SBA

Directeur de thèse :

Bouziane Mohammed-Mokhtar

Professeur

Université Mustapha Stambouli de Mascara

Co-directeur de thèse :

Bachir Bouiadjra Bel Abbas

Professeur

Université Djillali Liabes SBA

Examineurs :

Belhouari Mohamed

Professeur

Université Djillali Liabes SBA

Aour Benaoumeur

Professeur

École nationale polytechnique d'Oran

Ould Chikh El Bahri

Professeur

Université Mustapha Stambouli de Mascara

Invitée :

Boughrara Habiba

Professeur

Ryerson University, Toronto-Canada

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

ملخص

الفواصل المؤقتة هي أطقم إسمنتية مؤقتة لتقويم العظام، تستخدم في علاج التهابات الأطراف الصناعية. أبلغت عدة تقارير طبية عند بعض المرضى عن حالات كسر في مفاصل الورك المؤقتة بعد نشاط بدني معتدل للغاية؛ أكدت الدراسات التجريبية هشاشة الفواصل وقدمت حلاً لهذه المشكلة في شكل تقوية من التيتانيوم. تقدم هذه الأطروحة نموذجاً رقمياً مطابقاً بتحليل السلوك الميكانيكي للفواصل تحت تحميل شبه ثابت وكذلك التنبؤ بتلفها عن طريق التصدع. أظهرت النتائج أن استخدام الخوارزمية الصريحة المرتبطة بنمذجة الشقوق بواسطة نموذج "BRITTLE CRACKING" هي طريقة موثوقة وسريعة لمحاكاة سلوك مبادئ الورك المؤقتة. بناءً على هذا النموذج الصالح، أتاح لنا ABAQUS بواسطة وحدت التحسين الطوبولوجي TOSCA إمكانية تصميم تعزيزين يمكنهما تحسين سلوك الفواصل بشكل كبير مع حماية عظم الفخذ من ظاهرة الحماية من الإجهاد.

Résumé

Les spacers sont des prothèses provisoires faites de ciment orthopédique, utilisés dans le traitement des infections sur prothèses. Plusieurs rapports médicaux ont rapporté chez des patients des ruptures de spacer de hanche sans renfort suite à une activité physique modérée ; des études expérimentales ont confirmé cette fragilité et ont apporté une solution sous la forme de renfort en Titane. Cette thèse présente un model valide permettant l'analyse du comportement mécanique des spacers sous chargement quasi-statique ainsi que la prédiction de leurs endommagement par rupture. Les résultats montrent que l'utilisation de l'algorithme explicite associé à la modélisation de la fissure par le modèle de « BRITTLE CRACKING » est une méthode fiable et rapide pour la simulation du comportement du spacer de hanche. Sur la base de ce modèle valide, ABAQUS nous a permis grâce à son module d'optimisation topologique TOSCA de concevoir deux renforts pouvant grandement améliorer le comportement des spacers toute en protégeant l'os fémoral contre le phénomène de déviation des contraintes.

Abstract

Spacers are temporary prostheses made of orthopedic cement, used in the treatment of infections on prostheses. Several medical reports have reported in some patients cases of hip spacer rupture following very moderate physical activity; experimental studies have confirmed the fragility of the spacers and provided a solution in the form of titanium reinforcement. This thesis presents a valid model allowing the analysis of the mechanical behavior of spacers under quasi-static load as well as the prediction of their damage by cracking. The results show that the use of the explicit algorithm associated with the crack modeling by the "BRITTLE CRACKING" model is a reliable and fast method for the simulation of the hip spacer's behavior. Based on this valid model, ABAQUS allowed us with the TOSCA topological optimization module to design two reinforcements that can greatly improve the behavior of spacers while protecting the femoral bone against the phenomenon of stress shielding.

Remerciements :

الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي هَدَانَا لِهَذَا وَمَا كُنَّا لِنَهْتَدِيَ لَوْلَا أَنْ هَدَانَا اللَّهُ

Je saisis cette occasion pour adresser mes remerciements les plus profonds à Mon directeur de thèse, Pr Mokhtar Mohamed BOUZIANE, ainsi qu'au Pr Bel Abbes BACHIR BOIUDJRA,

Un grand merci au Dr SALAH Hichem et au Dr SAHLI Abderrahmane sans qui je n'aurais pu terminer ce projet de recherche. Je les remercie pour leurs précieux soutiens et conseils.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur Kaddouri Kacem et Monsieur Belhouari Mohamed professeurs à l'université de Sidi Bel Abbes, Monsieur Aour Benaoumeur Professeur à l'École nationale polytechnique d'Oran, monsieur Ould Chikh El Bahri Professeur à l'université Mustapha Stambouli de Mascara ainsi qu'à madame Boughrara Habiba Professeur à Ryerson University de Toronto, qui ont bien voulu faire partie du jury.

Je remercie mon ami le Dr Mokhtar KHALDI, docteur à l'université de Mascara.

Je remercie également mes parents, ma femme et tous les membres de ma famille de m'avoir soutenu et encouragé durant ces longues années. Merci de m'avoir permis de concrétiser ce projet.

Je suis, à tous, très reconnaissant.

Liste des abréviations

$[\widetilde{K}_e]$: matrice de rigidité locale expansée d'un élément e
 Δt : increment de temps minimum
 C : compliance
 c_d : vitesse de l'onde de dilatation
 D^{cr} : matrice de rigidité de fissure
 D^I : module d'adoucissement en traction
 \tilde{E} : module d'Young virtuel
 E_c : l'énergie cinétique
 e^{cr} : vecteur de déformation local de fissure
 E_H : l'énergie totale consommée par le mode de Hourglass
 E_I : l'énergie totale interne de déformation
 f_{ct} : résistance à la traction
 FIC, K : facteur d'intensité de contrainte
 $F_\alpha(x)$: fonction asymptotique associée au fond de la fissure
 G : module de cisaillement
 G_c : l'énergie surfacique de rupture
 h : largeur de bande de fissuration
 $H(x)$: fonction de saut discontinu
 $I(t)$: forces internes
 IN : infections nosocomiales
 IPA : infection dur prothese articulaire
 L : Lagrangien
 L^e : longueur caractéristique
 M : matrice de masse nodale
 MMA : Méthylmétacrylate
 MSF : mass scaling factor
 N : matrice de transformation
 $N_i(x)$: fonction de forme des éléments finis
 P : coefficient de pénalisation
 $P(t)$: forces externes
 $PMMA$: poly-méthylméthacrylate
 POM : polyoxyméthylène
 PTH : prothèse totale de la hanche
 PU : polyuréthane
 r, θ : coordonnées polaires
 t : temps
 t^{cr} : contrainte de fissure locale
 Ti : Titane
 \ddot{u} : vecteur des accélérations nodales
 $u(t)$: vecteur des déplacements nodaux
 \tilde{V} : volume de design une fois le vide enlevé
 VC : Vitesse de chargement
 $XFEM$: extended finite element method
 β : facteur de rétention de cisaillement
 ε : déformation totale
 ε_{nn}^{cr} : déformation normale de la fissure en mode I

ε_u^{cr} : déformation maximale
 ε^{cr} : déformation de fissure
 ε^e : déformation élastique
 ρ : densité du matériau
 E_0 : module d'Young réel

Liste des tableaux

Tableau 2.1: Caractéristiques mécaniques de différents biomatériaux.	31
Tableau 2.2: Composition et propriétés mécaniques des alliages de titane	34
Tableau 3.1: Propriétés mécaniques des matériaux	71
Tableau 3.2: Couple vitesse de chargement/MSF permettant la validation modèles de spacer	77
Tableau 4.1: Propriétés d'endommagement du PMMA	93
Tableau 5.1: Propriétés mécaniques des matériaux du test d'optimisation	113
Tableau 5.2: Volumes réels des renforts	115

Listes des figures

Figure 1.1: Division d'un os long (humérus) partiellement sectionné	7
Figure 1.2: Ostéon de l'os compact.....	8
Figure 1.3: Agrandissement de travées d'os spongieux	9
Figure 1.4: Cellules de l'os trabéculaire.....	9
<i>Figure 1.5</i> : Détails d'une coupe de travée osseuse	10
Figure 1.6 : Loi de Wolff. Transposition corticale nécessaire au changement de forme	12
Figure 1.7: Représentation schématique des trabécules	12
Figure 1.8 : Réponse osseuse à l'application de forces externes	13
Figure 1.9: Représentation d'un cycle de remodelage osseux	15
Figure 1.10: Les trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os.....	16
Figure 1.11: Courbes contraintes-déformation du fémur	17
Figure 1.12: Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os cortical fémoral.	18
Figure 1.13: Extrémité proximale du fémur	19
Figure 1.14: Ligaments de l'articulation de la hanche saine.....	20
Figure 1.15: Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche	22
Figure 1.16: Balance de Pauwels.	23
Figure 1.17: Intervalle de forces atteintes lors la phase d'appui du cycle de marche	23
Figure 2.1 : Prothèse totale de hanche.....	26
Figure 2.2 : Implant fémoral non-cimenté poreux.....	27
Figure 2.3 : Implant fémoral cimenté	28
Figure 2.4 Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité.....	30
Figure 2.5 Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques.	32
Figure 2.6: Schéma d'un polymère à liaisons croisées	37
Figure 2.7 Applications des biopolymères libération contrôlée des principes actifs	38

Figure 2.8 : Molécule de méthylmétacrylate (MMA)	39
Figure 2.9: Composition de la poudre.	40
Figure 2.10: Résistance en fatigue du PMMA	45
Figure 2.11 Courbes de survie obtenues avec des ciments de viscosités différentes	47
Figure 2.12: Façonnage manuelle d'un spacer en peropérateur	59
Figure 2.13: Spacer préformé	59
Figure 2.14: Enlèvement du ciment et de l'os entourant de l'extrémité du fémur.....	61
Figure 2.15: Extraction de la tige fémorale.	61
Figure 2.16: Enlèvement du ciment du canal fémoral.....	61
Figure 2.17: Alésage du canal fémoral.....	61
Figure 2.18: Fixation finale du spacer à l'aide d'un impacteur.....	61
Figure 3.1: Analogie pour les cas de chargement lent et rapide	64
Figure 3.2: Dispositifs expérimentaux de T.Thielen	67
Figure 3.3: Dimensions du spacer et de son renfort.	68
Figure 3.4: Maillage du modèle EF du spacer avec cylindre	68
Figure 3.5: Maillage du modèle EF du spacer avec fémur.....	69
Figure 3.6 : Effet Sablier(Hourglass)	70
Figure 3.7: Courbes des contraintes-déformations du Titane grade 2.....	71
Figure 3.8: Algorithme de validation du modèle numérique.....	74
Figure 3.9: Déformations des spacers sous différentes vitesses de chargements.....	75
Figure 3.10: Historique de l'énergie du modèle avec renfort de 10mm.....	77
Figure 3.11: Courbes chargements–déplacement numériques et expérimentales [7] des spacers avec différents renfort : (a) sans renfort, (b) 6mm, (c) 8mm, (d) 10mm.	79
Figure 3.12: Courbes chargements –déplacement expérimentale [8] et numériques en fonction du Mass scaling factor : (a) spacer sans renfort, (b) spacer avec renfort de 8mm.	81
Figure 3.13: Historique de l'énergie du spacer avec renfort de 8mm.....	82
Figure 4.1: Système de coordonnées global et locale de la fissure.....	84

Figure 4.2 : Relation d'adoucissement reliant la traction normale à la déformation locale de la fissure	86
Figure 4.3 :(a) module de cisaillement en Mode II ;(b) Le facteur de rétention de cisaillement correspondant	88
Figure 4.4: Loi de traction séparation.....	90
Figure 4.5 : Principe de la méthode des nœuds fantômes	90
Figure 4.6: Fonction de forme : (a)XFEM standard, (b) Méthode des nœuds fantômes.....	92
Figure 4.7: Apparences des spacers endommagés en fin de test.....	94
Figure 4.8: Distribution des Contraintes principales maximales dans le modèle de « Brittle cracking »	95
Figure 4.9: Distribution des Contraintes principales maximales dans le modèle XFEM.....	96
Figure 4.10: Endommagement des spacers sans renfort insérés dans le fémur.....	98
Figure 4.11: Endommagement des spacers avec renfort de 8mm insérés dans le fémur	98
Figure 4.12: Système de coordonnées pour définir l'angle paramétrique θ	100
Figure 4.13: Modélisation du sous-modèle	101
Figure 4.14: Eléments C3D20 réduit.....	102
Figure 4.15: Maillage « toile d'araignée » pour capturer la singularité de fond de fissure.....	102
Figure 4.16: Facteur d'intensité de contrainte en Mode I (K_I).....	103
Figure 4.17: Facteur d'intensité de contrainte en Mode II (K_{II})	104
Figure 4.18: Facteur d'intensité de contrainte en Mode III (K_{III})	104
Figure 4.19: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode I	105
Figure 4.20: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode II	106
Figure 4.21: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode III	106
Figure 5.1: (a) : renfort brut, (b) : zone de non design	113
Figure 5.2: Distribution optimale de la densité de matière au cours des itérations	114
Figure 5.3: Design final des renforts optimisés.....	116
Figure 5.4: Courbes contrainte déformation du Titane grade 5 et de l'acier inoxydable 316L.	117
Figure 5.5: Force maximale supportée avant endommagement du spacer.....	118

Figure 5.6: Contraintes équivalentes maximales dans le renfort.....	119
Figure 5.7: Distribution des contraintes de von Mises dans le fémur avec et sans implant.	120
Figure 5.8: Distribution des contraintes de von Mises le long de la face externe du fémur.....	122
Figure 5.9: Distribution des contraintes de von Mises le long de la face interne du fémur.	123
Figure 5.10: Comparaison des courbes force-déplacement des spacers avec renforts optimisés et celui avec renfort original	124
Figure 5.11: Mise en plan des renforts optimisés finaux.....	125

Table des matières

Introduction générale.....	1
Chapitre 1 - Biomécanique de la hanche.....	4
1.1 Organisation Du Tissu Osseux	5
1.1.1 Organisation structurale	5
1.1.2 Organisation architecturale	6
1.2 Remodelage osseux	11
1.2.1 Mécanismes biologiques du remodelage osseux.....	11
1.3 Propriétés mécanique du tissu osseux	15
1.3.1 Résistance en traction.....	15
1.3.2 Résistance en compression.....	16
1.3.3 Résistance au cisaillement.....	17
1.3.4 Résistance en flexion.....	17
1.3.5 Résistance en torsion.....	17
1.3.6 Anisotropie	18
1.3.7 Viscoélasticité	18
1.4 Articulation de la hanche.....	19
1.4.1 Anatomie	19
1.4.2 Mouvements	21
1.4.3 Biomécanique de la hanche.....	22
Chapitre 2 - Généralités sur la prothèse totale de hanche	24
2.1 Historique	25
2.2 Composants d'une prothèse totale de la hanche	26
2.3 Méthode de fixation de l'implant fémoral	27
2.3.1 Implant fémoral non-cimenté	27
2.3.2 Implant fémoral cimenté	27
2.4 Biomatériaux	28
2.4.1 Biocompatibilité	29
2.4.2 Différents types de biomatériaux	33
2.4.3 Biopolymères	37
2.5 Ciment chirurgical	39
2.5.1 Introduction	39
2.5.2 Propriétés chimiques	39
2.5.3 Propriétés Mécaniques	51
2.5.4 Effets de l'environnement in vivo sur le ciment acrylique.....	51

2.6 Infection sur prothèse	53
2.6.1 Généralité	53
2.6.2 Mécanismes de l'infection	54
2.6.3 Germes en cause.....	55
2.6.4 Traitement chirurgical	55
2.7 Spacers de hanche.....	58
2.7.1 Généralités sur les spacers.....	58
2.7.2 Technique opératoire.....	60
Chapitre 3 - Validation du modèle numérique	62
3.1 Introduction	63
3.2 Méthode explicite pour problème quasi-statique	64
3.2.1 Vitesse de chargement.....	66
3.2.2 Mise à l'échelle de la masse (Mass scaling)	66
3.3 Analyse par éléments finis.....	67
3.3.1 Contacts et type de maillage.....	69
3.3.2 Propriétés des matériaux	70
3.3.3 Chargements et conditions aux limites.....	72
3.3.4 Stratégie d'analyse	72
3.4 Conclusion.....	82
Chapitre 4 - Comportement en rupture des spacers	83
4.1 Modèles de rupture du PMMA.....	84
4.1.1 Le modèle de rupture fragile	84
4.1.2 Le modèle XFEM.....	88
4.2 Modélisation numérique de l'endommagement	92
4.3 Résultats de la rupture des spacers	93
4.3.1 Spacers insérés dans le cylindre PU	93
4.3.2 Spacers insérés dans le fémur artificiel	97
4.4 Facteur d'intensité de contrainte	99
4.4.1 Modélisation de la fissure quart d'ellipse	99
4.4.2 Maillage du sous-modèle	101
4.4.3 Résultats et discussions	103
4.5 Conclusion.....	107
Chapitre 5 - Optimisation du spacer.....	108
5.1 Généralités sur l'optimisation.....	109
5.1.1 Optimisation topologique	109

5.1.2	Processus d'optimisation par la méthode SIMP.....	110
5.2	Procédé numérique d'optimisation.....	113
5.3	Résultats et interprétations	117
5.4	Conclusion.....	126
	Conclusion générale	127
	Références bibliographiques	128
	Publication.....	138

Introduction générale

L'arthroplastie totale de la hanche ou prothèse totale de la hanche (PTH) est une intervention de remplacement articulaire prothétique par une double prothèse de la tête et du cotyle (prothèse fémorale et cotyle prothétique qui a pris son véritable essor il y a plus de 40 ans, et elle occupe actuellement une place primordiale dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien orthopédique dans le traitement de nombreuses pathologies de la hanche.

Cependant, la chirurgie prothétique est une intervention lourde avec un risque per et postopératoire majeur, elle a certes des avantages mais elle génère aussi des complications qui peuvent être invalidantes.

Les risques per opératoires sont surtout de l'ordre vasculo-nerveux et les complications post opératoires à moyen et à long terme sont représentées par : les infections, les descellements septiques et aseptiques, les luxations, les fractures et les inégalités de longueur des membres.

L'infection sur prothèse articulaire de la hanche demeure l'une des complications les plus complexes à gérer à la fois pour le patient et le chirurgien en raison des difficultés à guérir l'infection, des risques opératoires élevés, de la toxicité de l'antibiothérapie, des conséquences fonctionnelles et sociales pour le patient et du surcout pour la société (hospitalisations souvent itératives, antibiothérapies de longue durée, arrêts de travail et séquelles sévères pour les plus jeunes).

Le traitement de l'infection sur prothèse de hanche doit permettre : l'éradication de l'infection et la conservation d'une articulation mobile et stable. Le meilleur protocole de traitement des infections sur prothèses comporte, un premier temps de retrait de l'implant infecté remplacé par un «spacer» constitué de ciment acrylique aux antibiotiques, suivi quelque semaines après d'un deuxième temps opératoire au cours duquel la prothèse définitive est mise en place. Ce spacer articulé, destiné à combler l'espace laissé libre par le retrait des implants, simule ainsi une néo-prothèse fonctionnelle qui va permettre la mobilisation de la hanche la déambulation du patient dans l'intervalle des deux temps opératoires.

Les spacers sont relativement fragiles ce qui présente un risque accru de fracture brutale [1, 2]. De nombreux rapports médicaux sur des patients ayant subi une implantation en deux temps ont indiqué une rupture du spacer à la suite d'activité physique très modérée [3, 4]. On pense que l'addition d'antibiotiques au ciment a perturbé la phase de polymérisation du ciment via la modification du rapport poudre / monomère [2], ce qui a augmenté la quantité de résidus

non activés et de monomères non durcis. De plus, les caractéristiques de non-homogénéité du ciment le rendaient moins résistant. En raison du manque d'adaptabilité (type d'antibiotiques peut ne pas être efficace contre le germe en cause) des différents modèles de spacer disponibles sur les marchés [5, 6], le service d'orthopédie du CHU de la Sarre a conçu son propre spacer pour ajuster la concentration d'antibiotique pendant la chirurgie. Ce spacer a fait l'objet de deux études qui ont permis d'évaluer les charges cycliques et monotones qu'il peut supporter sans se rompre, ces auteurs ont aussi établi les charges limites pour différents types d'armatures. [7, 8]. L'analyse expérimentale du comportement quasi-statique a donc pu être établie, cependant une étude numérique valide reste à réaliser.

Plusieurs algorithmes, avec des coûts de calcul différents, sont implémentés dans le code de calcul ABAQUS [9], qui est un logiciel couramment utilisé pour l'analyse des éléments finit. Comprendre la nature, les avantages et les inconvénients de ces algorithmes est très utile pour choisir le bon algorithme pour un problème particulier.

La comparaison entre les méthodes explicite et implicite dans la résolution des problèmes quasi-statiques non linéaire a fait l'objet de plusieurs études [10-13] qui ont démontrés l'avantage de la méthode explicite surtout en terme de temps de calcul.

D'autres auteurs [14-16] ont utilisé ABAQUS via la méthode XFEM pour l'étude de l'endommagement du ciment chirurgical, or cette méthode ne peut être implémenté que sur ABAQUS / standard.

L'objectif de cette thèse est de créer un modèle numérique valide pouvant décrire les essais quasi-statiques effectuées sur des spacers de hanche, ainsi que leurs endommagements par fissure, pour ce faire on a utilisé ABAQUS / Explicit en association avec un modèle de rupture fragile « BRITTLE CRACKING MODEL ».

Pour ce faire le manuscrit a été organisé en cinq chapitres dont la succession permettra une compréhension graduelle des objectifs.

Le premier chapitre est une synthèse bibliographique. Il présente les caractéristiques biomécaniques de la hanche, l'accent est mis sur le phénomène de remodelage osseux dont les conséquences vont conditionnées un choix finale de spacer optimisé.

Le second chapitre dresse un état de l'art des prothèses totales de hanche, de leurs infections et du traitement de cette complication redoutable sous la forme de spacer articulé.

Les chapitres suivants sont consacrés à la présentation des résultats numériques ; pour une meilleure compréhension, chacun de ces trois chapitres comporte une partie initiale détaillant les concepts théoriques du modèle étudié suivi par les étapes de la création du dit modèle complétés par les résultats et discussion.

Le troisième chapitre aborde les modalités d'utilisation de la méthode explicite pour valider des modèles numériques de spacers soumis à un chargement quasi-statique.

Le quatrième chapitre traite de l'endommagement des spacers par l'utilisation du modèle de rupture fragile implémenté dans ABAQUS / Explicit ; ce modèle est comparé à un modèle XFEM de fissuration.

Le dernier chapitre est dédié à l'optimisation topologique (par le biais du module TOSCA) et matériel du renfort, permettant ainsi l'augmentation de la résistance du spacer aux efforts, mais également la conservation d'un état de contrainte dans le fémur aussi proche que possible de l'état physiologique limitant ainsi une déminéralisation osseuse néfaste.

Chapitre 1 - Biomécanique de la hanche

1.1 Organisation Du Tissu Osseux.....	5
1.2 Remodelage osseux.....	11
1.3 Propriétés mécanique du tissu osseux	15
1.4 Articulation de la hanche	19

1.1 Organisation Du Tissu Osseux

Le système squelettique du corps humain assure des fonctions importantes pour l'organisme :

1) *Fonction mécanique* : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et la protection des organes.

2) *Fonction métabolique* : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

3) *Fonction hématopoïétique* : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques.

Certaines d'entre elles sont des cellules-souches multipotâtes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes...).

1.1.1 Organisation structurale

1.1.1.1 Structure primaire

- **Os tissé ou fibreux**

Il est caractérisé par une trame collagénique peu ordonnée et irrégulièrement minéralisée.

Les fibres de collagène y sont de calibre inégal et les ostéocytes volumineux et nombreux. Il est synthétisé rapidement et il est mécaniquement peu résistant. C'est le seul type de tissu osseux qui se forme de novo sans matrice préalable. Il est caractéristique de l'os fœtal mais on peut l'observer dans des situations pathologiques : cals de fracture, ossifications ectopiques, tumeurs ostéogéniques ...etc. Au fur et à mesure de la maturation des pièces osseuses l'os fibreux sera remplacé par de l'os lamellaire.

- **Os lamellaire**

Il est constitué de lamelles, de 3 à 7 microns d'épaisseur, parallèles entre elles. Cet os lamellaire renferme des ostéocytes ovoïdes, réguliers, dont le grand axe est le plus souvent.

1.1.1.2 Structure secondaire

Le tissu osseux est constitué de la juxtaposition d'unités de base appelées "ostéons" centrées sur des vaisseaux sanguins associés à des fibres nerveuses (os haversien) dont la forme dépend du

type d'os auxquels elles appartiennent : os cortical ou spongieux. Leur limite 3 externes est constituée par la ligne cémentant, un peu plus dense en lumière polarisée. Entre les ostéons, le tissu osseux est appelé os interstitiel qui, chez l'adulte, est le fruit du remodelage d'ostéons anciens [17].

1.1.2 Organisation architecturale

Il peut être divisé en plusieurs parties (*Fig. 1.1*) :

- La diaphyse : partie principale de l'os, longue et cylindrique.
- Les épiphyses : extrémités distale et proximale de l'os.
- La métaphyse : segment de l'os adulte où la diaphyse rejoint les épiphyses. Dans le cas d'un os en formation, la métaphyse renferme le cartilage de conjugaison qui est remplacé par de l'os.
- Le cartilage articulaire : mince couche de cartilage qui recouvre l'épiphysse où l'os forme une articulation avec un autre os. Le cartilage réduit la friction et absorbe les chocs.
- Le périoste : épaisse membrane qui enveloppe la surface de l'os non recouverte de cartilage.
- Le canal médullaire : espace à l'intérieur de la diaphyse qui renferme la moelle jaune adipeuse chez l'adulte.
- L'endoste : membrane qui tapisse le canal médullaire et qui contient des cellules ostéogènes [18].

En coupe, l'os présente de la superficie vers la profondeur trois zones distinctes [18] :

- Le périoste,
- L'os cortical (ou compact), très dense, qui constitue l'enveloppe externe des os et la majeure partie de la diaphyse des os longs, joue le rôle de protection et de soutien,
- L'os trabéculaire (ou spongieux), qui compose la majeure partie de l'intérieur des os, est constitué d'une phase solide et d'une phase fluide (liquide interstitiel).

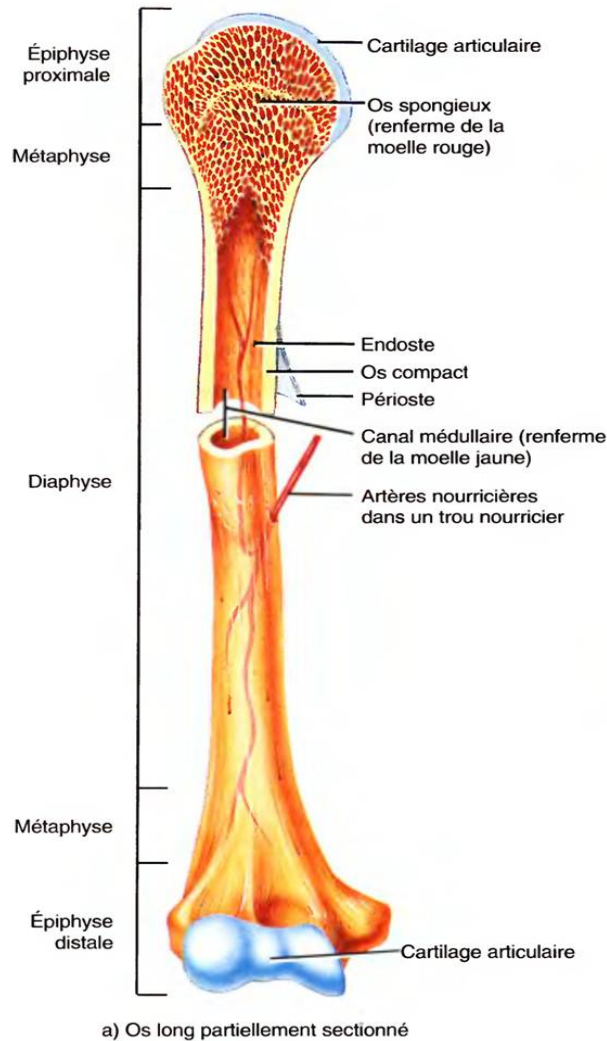


Figure 1.1: Division d'un os long (humérus) partiellement sectionné

1.1.2.1 Os cortical

L'os cortical représente environ 80% de la masse osseuse. Il se situe principalement au niveau de la diaphyse des os longs, et entoure les os plats. Le tissu osseux compact contient très peu d'espaces, ce qui lui confère un rôle de protection et de soutien des os longs et leur permet de résister à la pression du poids.

L'os compact présente une structure annulaire cylindrique. Il se divise en unités appelées ostéons, ou systèmes de Havers, qui sont alignés dans le même axe que les lignes de contrainte (Fig.1.2). Les ostéons sont constitués par un canal central, appelé canal de Havers, entouré de lamelles concentriques composées de matrice solide calcifiée. Les canaux de Havers traversent l'os longitudinalement. Les espaces qui se trouvent entre les ostéons renferment des lamelles interstitielles. Ces lamelles interstitielles sont des fragments d'anciens ostéons qui ont été partiellement détruits durant son adaptation. Les vaisseaux sanguins et lymphatiques, ainsi que

les nerfs du périoste pénètrent dans l'os par les canaux de Volkmann. Les vaisseaux sanguins de ces canaux sont reliés aux vaisseaux sanguins et aux nerfs du canal médullaire et à ceux des canaux de Havers.

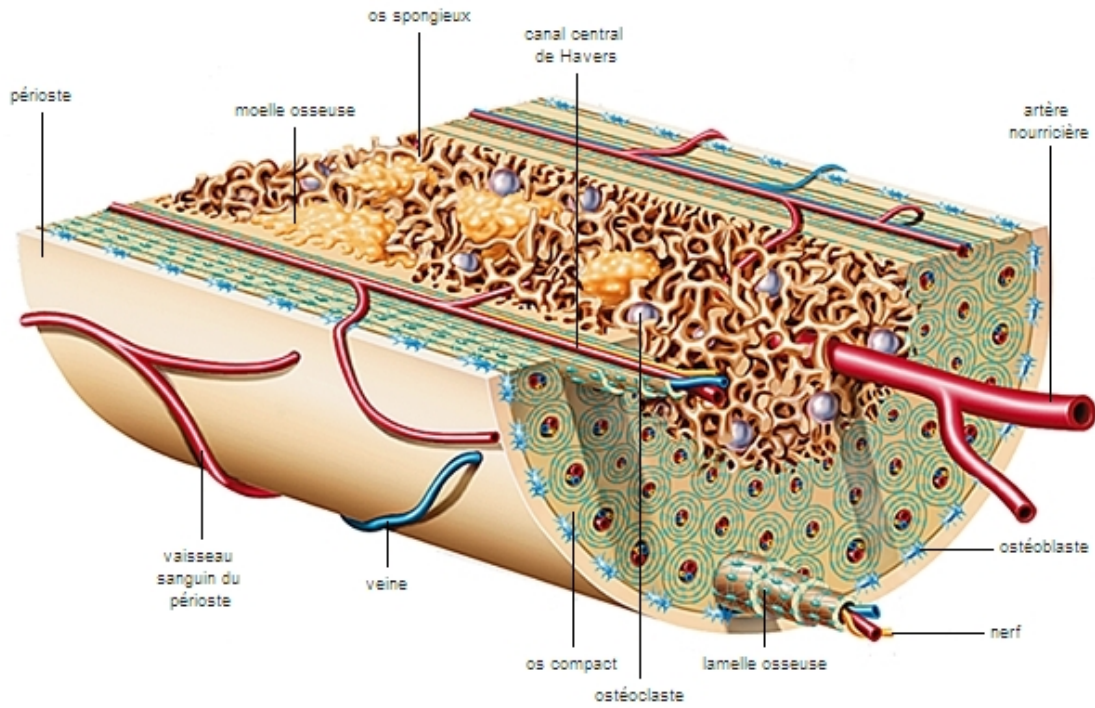


Figure 1.2: Ostéon de l'os compact

1.1.2.2 Os trabéculaire

Le tissu osseux trabéculaire est un milieu géométrique complexe. L'os spongieux constitue la plus grande partie du tissu osseux des os courts, plats et de formes irrégulières, ainsi que de la plus grande partie des épiphyses des os longs. Il s'agit d'un matériau composite, dont les performances globales sont optimisées. Il se compose de deux phases :

- Une phase solide,
- Un fluide visqueux.

1.1.2.2.1 Travées osseuses

L'os trabéculaire ne renferme pas de vrais ostéons. Il est constitué de lamelles qui forment un treillis irrégulier de minces plaques d'os appelées travées osseuses, épaisses de 0.1 à 0.5 mm et de directions variées, dont l'espace entre les travées varie entre 0.5 et 1 mm, délimitant de petites cavités (Fig.1.3). Ces travées sont constituées essentiellement d'hydroxyapatite de calcium.

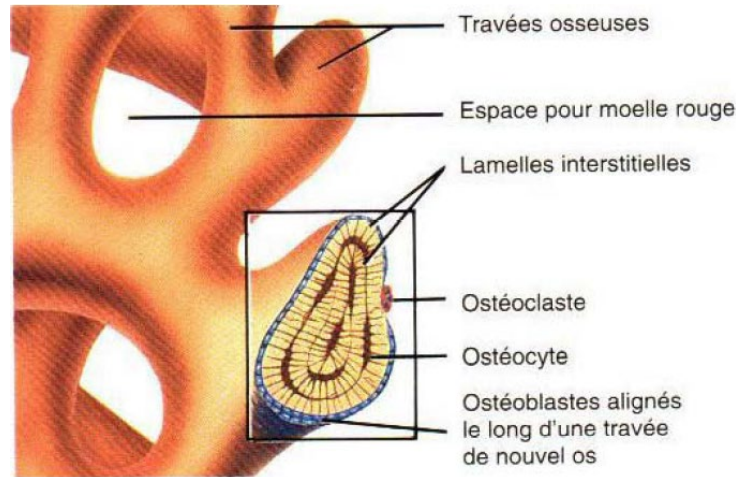


Figure 1.3: Agrandissement de travées d'os spongieux

Les travées osseuses résistantes aux contraintes de flexion, de traction et de compression s'appuient sur l'os compact auquel elles transmettent les forces.

1.1.2.2.2 Fluide interstitiel

Les travées osseuses sont immergées dans un fluide visqueux, la moelle, qui est un mélange de tissu sanguin, de graisse et de collagène. Il joue un rôle important dans les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire, ainsi que dans le processus de remodelage osseux.

1.1.2.2.3 Structure microscopique

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellules : des cellules ostéogènes, des ostéoblastes, des ostéoclastes et des ostéocytes [18, 20], (Fig.1.4).

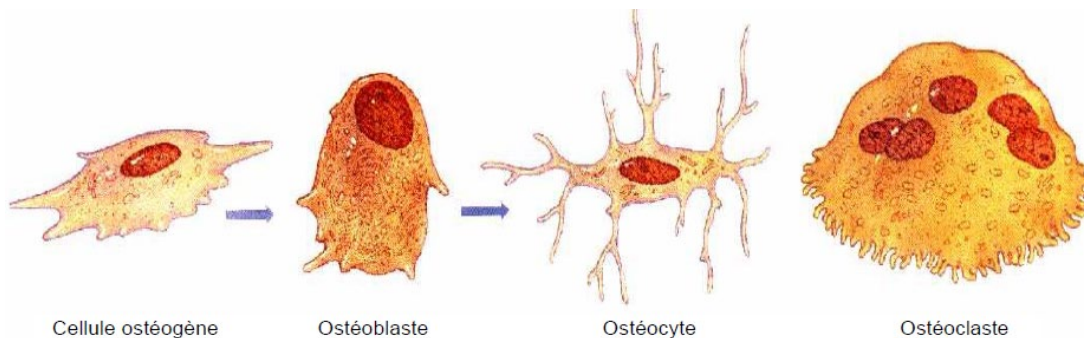


Figure 1.4: Cellules de l'os trabéculaire

- Cellules ostéogènes

Les cellules ostéogènes sont des cellules non spécialisées qui peuvent subir la division cellulaire, ou mitose, puis se transformer en ostéoblastes. Elles se situent à l'intérieur du périoste, dans l'endoste et dans les canaux osseux qui contiennent les vaisseaux sanguins.

- Cellules ostéoblastes

Les ostéoblastes sont les cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose. Elles sécrètent le collagène et d'autres composants organiques nécessaires à l'ossification et amorce la calcification.

- Cellules ostéoclastes

Les ostéoclastes sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Tout comme les ostéoblastes, ces cellules se situent à la surface des travées osseuses (*Fig.1.5*). Ils sont concentrés dans l'endoste et se posent sur la surface de l'os pour assurer la résorption osseuse (destruction de la matrice). Le côté de la cellule en contact avec la surface osseuse forme une bordure ondulée qui libère des enzymes lysosomiales et des acides puissants. Cette dégradation est incluse dans le processus de développement, de croissance, de maintien et de réparation de l'os.

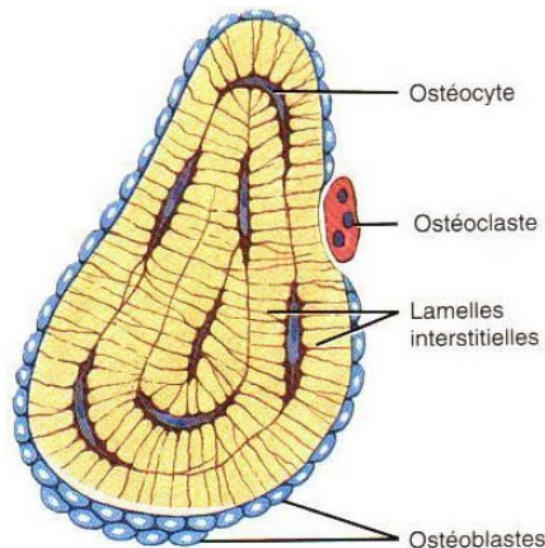


Figure 1.5 : Détails d'une coupe de travée osseuse

- Cellules ostéocytes

Les ostéocytes sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes. Comme les ostéoblastes, elles ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os et certains deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice (*Fig.1.5*). Les ostéocytes sont localisés dans des lacunes disposées de manière irrégulière dans les trabécules osseuses, tandis que dans l'os cortical, les lacunes placées en cercles concentriques autour du canal central de l'ostéon [18]. Les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes, notamment l'échange des nutriments et des déchets avec le sang.

1.2 Remodelage osseux

Le squelette a pour rôle principal de supporter les charges mécaniques que subit le corps et de protéger les organes vitaux. Le tissu osseux, complexe, qui le constitue a ainsi pour fonctions de former ce squelette et de maintenir son intégrité, d'être une réserve de calcium pour l'organisme et de servir de contenant à la moelle osseuse.

Le remodelage osseux, qui a lieu tout au long de la vie, permet de remplacer, via un "front de résorption", de l'os "ancien" aux propriétés (mécaniques notamment) dégradées par du nouveau tissu osseux. La matrice osseuse se renouvelle avec une périodicité de quelques années [21]. Ce processus permet également d'équilibrer la concentration en minéraux dans le sérum physiologique, d'adapter notre squelette aux efforts mécaniques qu'il subit et de réduire ainsi les risques de fractures en lui conférant de nouvelles propriétés mécaniques mieux adaptées à ces contraintes environnantes.

1.2.1 Mécanismes biologiques du remodelage osseux

1.2.1.1 Echelle macroscopique

L'os est un matériau vivant qui se renouvelle continuellement, afin de parer à sa détérioration, et qui a la faculté de s'adapter à son environnement en modifiant son architecture par apposition ou résorption de matière osseuse, cette capacité d'optimisation est appelée « loi de Wolff » [22]. Ceci peut entraîner une modification des travées osseuses, au niveau de l'os spongieux, en les réorganisant suivant les directions principales des contraintes, dans le but de minimiser celles-ci (Fig. 1.6). Les os longs se prêtent particulièrement à cette analyse car ils prennent toujours la configuration de tubes et non de cylindres pleins (afin de diminuer leur moment quadratique). La loi de Wolff intervient également dans l'optimisation de l'architecture interne des os, c'est-à-dire des trajectoires trabéculaires à l'intérieur des cavités médullaires. Les trabécules ne sont pas orientées au hasard mais suivent un arrangement qui est lui-aussi gouverné par les sollicitations externes (Fig. 1.7). Il faut savoir que les contraintes en cisaillement/torsion sont nettement plus dommageables que les contraintes en tension/compression. La figure 1.7 démontre que les trabécules s'arrangent préférentiellement le long des contraintes principales, c'est-à-dire celles qui ne comportent que des composantes soit en tension, soit en compression mais pas en cisaillement ou torsion.

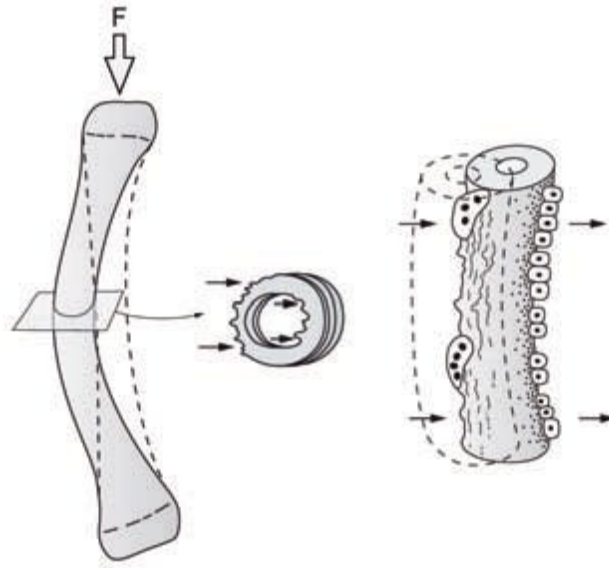


Figure 1.6 : Loi de Wolff. Transposition corticale nécessaire au changement de forme [23]

L'os est un tissu hautement réactif et capable de s'adapter graduellement aux systèmes de forces auxquels il est soumis. La figure 1.8 illustre schématiquement la réponse osseuse à des variations de charge mécanique. Dans la partie gauche de la figure, l'activité physique a été substantiellement réduite et l'os va s'amincir et devenir plus fragile. C'est le phénomène du « stress-shielding » que l'on observe au contact de prothèses massives très rigides parfaitement et directement fixées à l'os [24]. Si par contre les contraintes deviennent excessives, il se nécrose ou se fracture (fractures de fatigue).

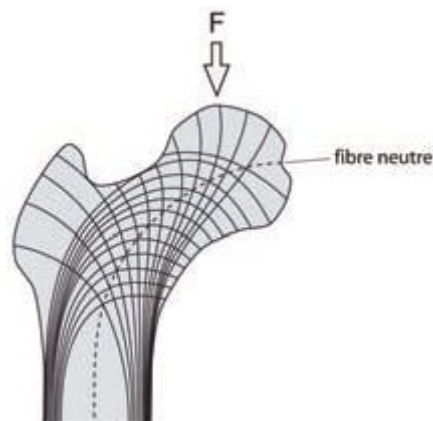


Figure 1.7: Représentation schématique des trabécules

Il est à noter que l'os réagit à une moyenne de toutes les charges appliquées sur une période de plusieurs semaines. Trois jours d'alitement ou, au contraire, d'exercice vigoureux ne modifieront en rien la masse osseuse. Aussi, on notera que la plage d'activité physique normale ne correspond pas encore à l'entité de la zone neutre. Effectivement, le système établit des «

zones de sécurité » de part et d'autre de la plage normale [25]. Ces zones sont cruciales pour permettre au sujet de subir des augmentations brusques des contraintes mécaniques (lors d'un saut par exemple) sans dommage pour son squelette.

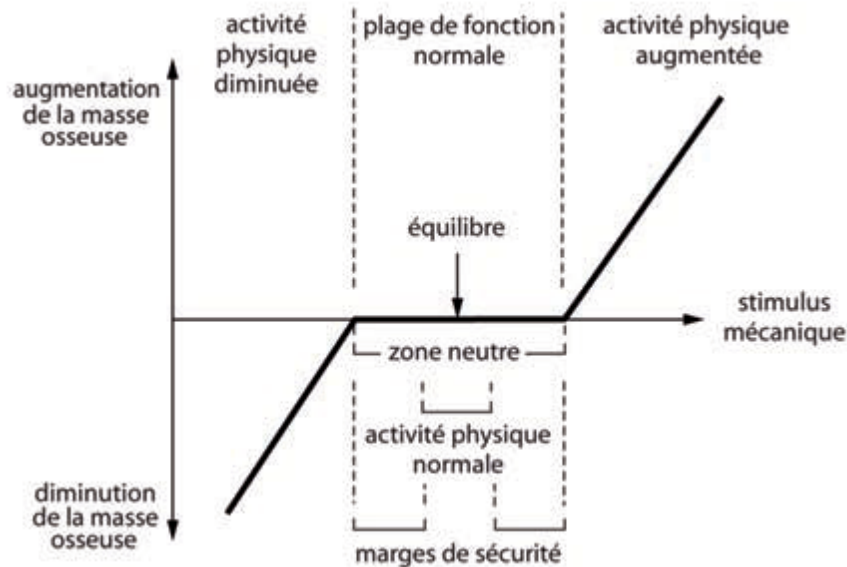


Figure 1.8 : Réponse osseuse à l'application de forces externes [26]

1.2.1.2 Échelle microscopique

À l'échelle microscopique, l'os trabéculaire est constitué de trois principales cellules responsables du remodelage osseux, les ostéoblastes, les ostéoclastes et les ostéocytes [27].

Le remodelage osseux consiste donc à générer de nouveaux systèmes haversiens nommés ostéons (Fig. 1.2) ou unités de remodelage ou BMU (basic multicellular unit) (cylindres percés, constitués de lamelles concentriques coaxiales) au sein de la microstructure d'os ancienne, dégradée ou inadaptée à son environnement. Le processus met en jeu divers phénomènes (cellulaire, hormonal, chimique, électrique et mécanique) qui sont interdépendants.

Chez un sujet en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse au cours du processus de remaniement qui n'est pas uniforme. Par an, le taux de renouvellement du tissu osseux est de l'ordre de 10%. La durée d'un cycle de remodelage est approximativement de 4 mois chez l'adulte, la phase de formation de nouveau tissu osseux étant plus longue que celle de la résorption (qui correspond à la destruction de l'os dégradé). Le renouvellement de la totalité du squelette est d'environ 10 ans.

1.2.1.3 Étapes du remodelage osseux

Le remodelage se déroule de façon cyclique [18] de la manière suivante (Fig. 1.9) :

- La phase d'activation dure deux à trois jours. Les cellules mécano-sensibles ostéocytaires vont être activées via divers stimuli environnants notamment, et par exemple, lorsque leur déformation due aux champs mécaniques locaux dépassera un certain seuil. Elles vont alors envoyer différents messages chimiques et /ou électriques pour activer la différenciation de cellules souches du sang ou de la moelle osseuse en futures cellules osseuses : les ostéoclastes et les ostéoblastes.
- La phase de résorption se déroule sur trente à quarante jours. Quelques ostéoclastes se fixent sur la matrice osseuse par effet « ventouse » et secrètent des substances à pH basique pour résorber l'os ancien. Elles creusent ainsi dans la microstructure, à une vitesse de 40 $\mu\text{m}/\text{jour}$, une sorte de tunnel long au final de quelques millimètres. Ces cellules ayant une durée de vie d'une dizaine de jours environ sont remplacées dès leur mort par d'autres ostéoclastes au cours de cette phase.
- La phase de réversion, longue de deux à trois jours, correspond au changement de cellules "actives" : les ostéoclastes laissent place aux ostéoblastes.
- La phase d'apposition s'étend sur quatre-vingt jours environ. Les ostéoblastes déposent de la matière collagénique majoritairement mais également des protéines non collagéniques et des facteurs de croissance pour former l'ostéoïde. Lors de cette phase, l'avancée longitudinale s'effectue à la vitesse de 15 $\mu\text{m}/\text{jour}$ et l'apposition radiale à la vitesse de 1 $\mu\text{m}/\text{jour}$.
- La phase de minéralisation s'étale, elle, sur plusieurs mois. Ces mêmes cellules déposent ensuite des cristaux minéraux d'hydroxyapatite. 60% de la minéralisation s'effectuent les premiers jours (minéralisation dite primaire), les 40% restant sont apposés à un taux décroissant sur une durée de 6 mois environ (phase de minéralisation secondaire).

Il existe un équilibre dynamique entre les ostéoclastes et les ostéoblastes au cours duquel des minéraux osseux sont constamment rejetés dans le sang et y sont repris. Cet état dynamique permet à l'os de s'adapter à une modification de la demande [27], comme la création de nouvelles travées, et de mettre à disposition des minéraux osseux.

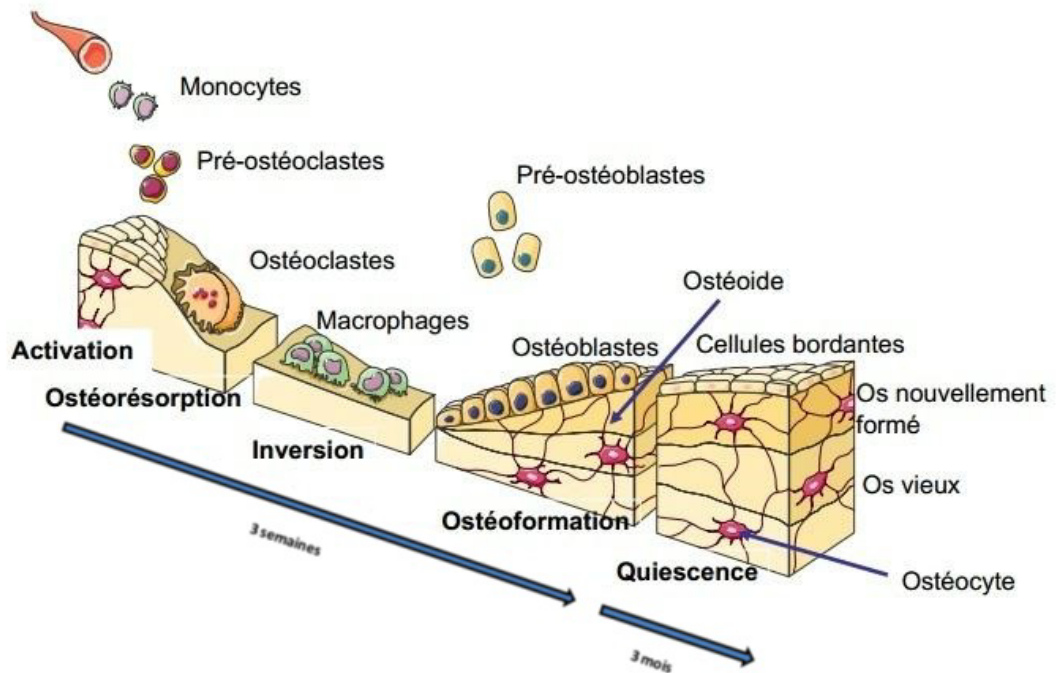


Figure 1.9: Représentation d'un cycle de remodelage osseux

1.3 Propriétés mécanique du tissu osseux

L'os est un *matériau composite* comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Il tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites unités protège l'os de la propagation des cracks.

1.3.1 Résistance en traction

– pour des contraintes très faibles en dessous de la limite élastique, l'os a un comportement élastique linéaire classique (courbe A) (Fig.1.10).

– quand la limite élastique vient d'être dépassée, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La courbe (B) a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Cet aspect avait déjà été signalé par l'un des auteurs en 1976 ; [28]

– pour des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne coïncident pas sous forme d'une absence de contrainte lors de la décharge. Elles laissent persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (courbe C). La déformation non élastique a disparu lentement après la décharge, à condition d'attendre assez longtemps (jusqu'à 40

minutes). La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 100 MPa.

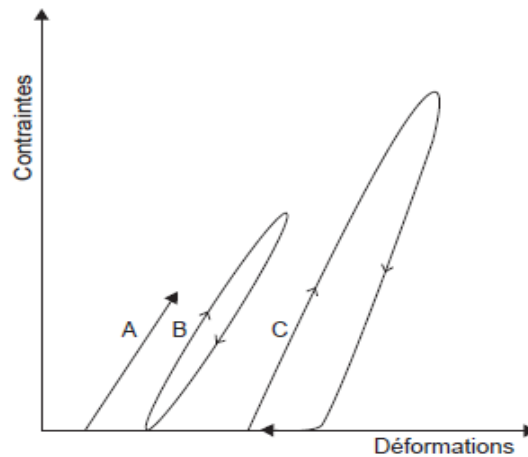


Figure 1.10: Les trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os A : phase élastique ; B : boucle en hystérésis fermée ; C : boucle en hystérésis initialement ouverte et qui se ferme avec le temps à contrainte O.

La résistance en traction (P) d'un os entier est donnée par la formule simple : $P = SK$ (S étant la surface de section de l'os et K la contrainte de rupture de l'os en traction).

Il est ainsi simple de calculer la charge à la rupture des os du squelette, qui est de 1 500 kg pour l'humérus et de 2 300 kg pour le fémur. Mais comme le soulignent Comtet et al, [29] il serait faux de croire que cela représente la véritable résistance en traction de ces os. En effet, la ligne idéale passant par le centre de gravité des sections n'est pas rectiligne et l'os a à supporter non seulement des contraintes de traction mais également des contraintes de flexion. On obtient donc la rupture pour une charge bien inférieure à la valeur calculée ci-dessus.

1.3.2 Résistance en compression

La contrainte de résistance en compression de l'os cortical varie suivant les auteurs de 125 à 250 MPa. Nous retiendrons une moyenne de 150 MPa. La charge de rupture en compression de l'humérus est ainsi de 2 200 kg, celle du fémur de 3 450 kg avec les mêmes réserves que celles que nous avons énoncées pour la charge à la rupture en traction. L'os résiste donc mieux à la compression qu'à la traction. L'os spongieux a une résistance en compression beaucoup plus faible. Elle est de 10 MPa aux condyles fémoraux et de 20 à 30 MPa dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur. Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical [30]. C'est donc en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge. Le rôle principal de l'os spongieux

semble être l'amortissement des contraintes. En compression la courbe reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique (*Fig.1.11*).

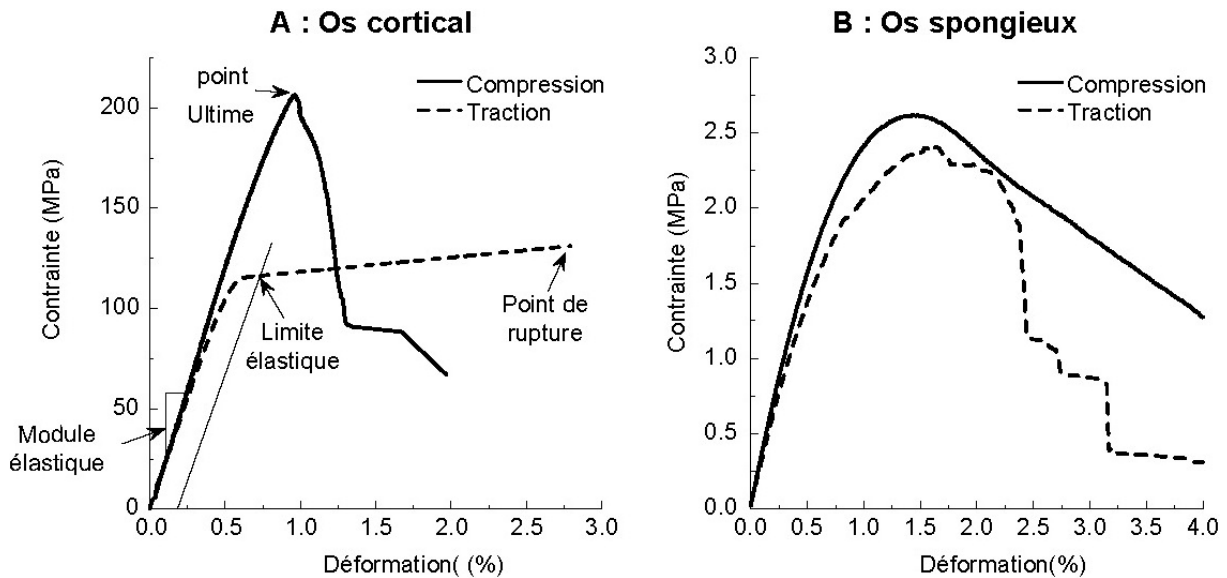


Figure 1.11: Courbes contraintes-déformation du fémur ; A. : Os cortical. B. : Os spongieux. (Noter l'absence de phase plastique en compression de l'os cortical)

1.3.3 Résistance au cisaillement

La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 70 à 110 MPa pour l'os cortical et de 1 à 5 MPa pour l'os spongieux. En gros, l'os cortical est 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux [30].

1.3.4 Résistance en flexion

La résistance en flexion de l'os cortical varie de 100 à 200 MPa. Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci augmente avec la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Cela explique l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé qui donne une résistance équivalente avec moins de masse osseuse.

1.3.5 Résistance en torsion

Pour Rauber, [31] la résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 93 MPa, avec une moyenne de 70 MPa sur éprouvettes. Comtet [29] ne trouve que 50 à 60 MPa sur l'os entier. Il attribue cette différence aux micro-défauts de surface qui existent sur l'os. En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, Cela explique que les fractures spiroïdes surviennent sur les os longs.

1.3.6 Anisotropie

Matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, Evans [17] a montré qu'il est *anisotrope*, c'est à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans tous les plans. Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. Transversalement ou obliquement, cette résistance est plus faible (*Fig.1.12*). En 1975, Reilly et Burstein [32] ont présenté la première étude systématique de l'anisotropie de l'os. Ils ont montré que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module transversal. Konirsch [33] a montré, que le module d'élasticité varie notablement suivant la face de l'os et suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion. Il diminue de l'endoste au périoste : 26 000 MPa à proximité de l'endoste et 14 000 MPa sous le périoste.

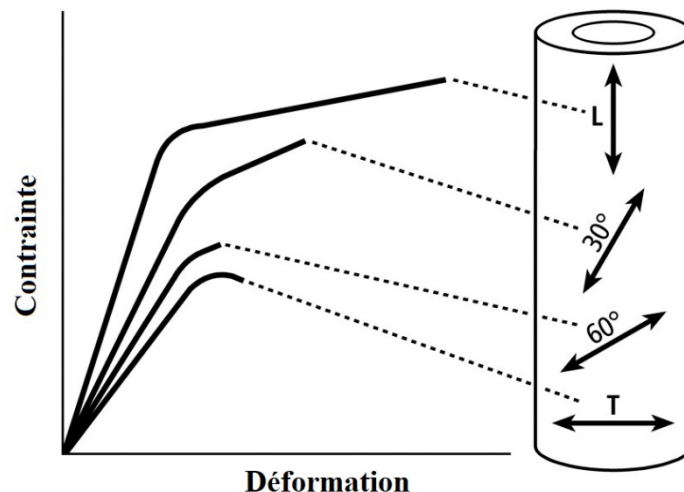


Figure 1.12: Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os cortical fémoral : traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction transversale (T).

1.3.7 Viscoélasticité

L'os vivant est viscoélastique. Ses propriétés mécaniques varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd en partie cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides qu'aux efforts lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes ; si on applique une charge sur un os, il se déforme instantanément ; si la charge est maintenue, l'os continue à se déformer pendant 55 jours ; après 55 jours, la déformation atteint 153 % de celle qui avait été obtenue après les 2 premières minutes [34].

Le serrage d'une vis illustre bien cette viscoélasticité. Après l'avoir serrée à fond, il est toujours possible de donner un quart ou un demi-tour après quelques minutes.

1.4 Articulation de la hanche

1.4.1 Anatomie

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est une articulation de type sphérique (énarthrose) à 3 degrés de liberté. Elle est constituée d'une tête fémorale logée dans une cavité semi-sphérique, l'acétabulum.

On distingue sur la partie proximale du fémur la diaphyse, le col fémoral et la tête (*Fig. 1.13*). L'union du col avec le corps du fémur est marquée par la ligne inter trochantérienne sur la face antérieure et par la crête inter trochantérienne sur la face postérieure. L'angle formé par le col fémoral et l'axe de la diaphyse est l'angle cervico-diaphysaire. Sa valeur est de l'ordre de 130° [35]. Deux tubérosités, siège des insertions des muscles du bassin sur le fémur, se distinguent ; une en interne, le petit trochanter et la deuxième en externe, le grand trochanter. Pour le sujet normal, le fémur se positionne dans le cotyle du bassin avec un angle de déclinaison de 10° en avant du plan frontal.



Figure 1.13: Extrémité proximale du fémur

La tête fémorale est une portion de sphère ($2/3$) de 25 mm de rayon et de 240° d'ouverture angulaire. Le maintien de la tête dans l'acétabulum et sa stabilité sont assurés par la profondeur de l'acétabulum, le centrage de la tête, la pression intra articulaire négative et les ligaments et les muscles péri-articulaires.

Le cartilage amortit les efforts et répartit leur transmission dans l'articulation ; il permet le glissement des os les uns sur les autres. Les muscles apportent la puissance à la hanche et à la jambe pour bouger et les tendons rattachent les muscles aux os. Cette articulation est stabilisée par des ligaments puissants (*Fig. 1.14*) :

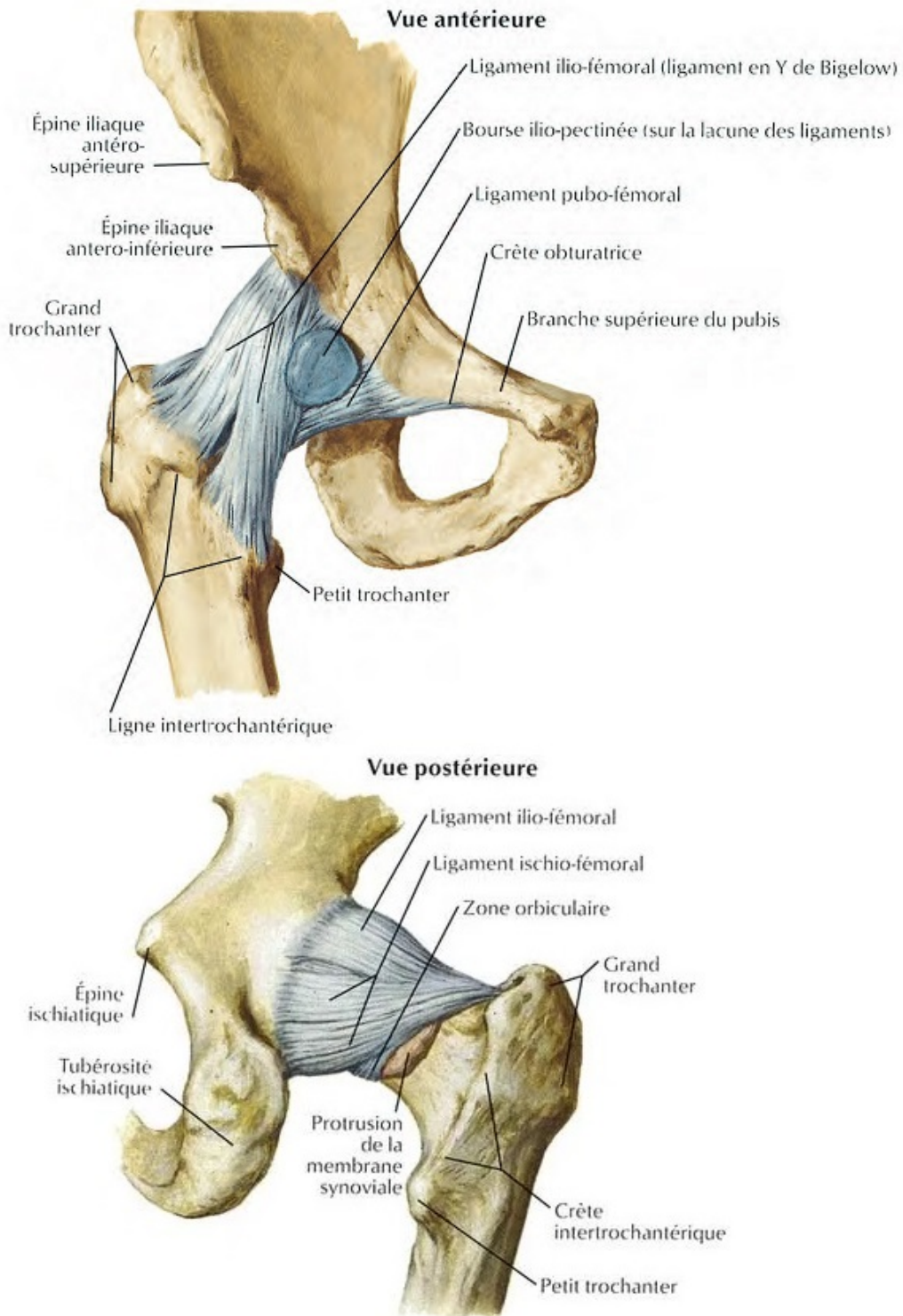


Figure 1.14: Ligaments de l'articulation de la hanche saine.

- La capsule articulaire ou ligament capsulaire. La capsule articulaire est une enveloppe fibreuse et élastique qui entoure l'articulation. La surface externe est rugueuse à l'échelle microscopique. À l'intérieur elle est tapissée de façon souple mais continue, par une délicate doublure : la synoviale. La capsule articulaire contribue, avec les ligaments, à assurer la stabilité de l'articulation.
- Le ligament pubocapsulaire.
- Le ligament iliofémoral. C'est le ligament le plus puissant du corps humain. Il est attaché à la capsule articulaire et la renforce.
- Le ligament de la tête fémorale ou ligament rond. Il relie la tête du fémur au fond du cotyle. Il est couvert par la membrane synoviale. Sa résistance varie énormément d'une personne à l'autre. Ce ligament est en tension quand la cuisse est en flexion et adduction. Il contribue à la vascularisation de la tête.
- Le ligament ischiocapsulaire.
- Le ligament glénoïdien: c'est un anneau fibrocartilagineux attaché à l'acetabulum qui forme un cercle complet entourant la tête fémorale en la stabilisant.

1.4.2 Mouvements

Les mouvements de l'articulation de la hanche peuvent se décomposer en mouvements de : flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotations interne et externe autour de l'axe horizontal dans le plan frontal (*Fig. 1.15*).

- Flexion - extension : axe frontal, horizontal

Flexion : 120° genou fléchi, 90° genou étendu (rôle des ischio-jambiers). C'est une position de moindre stabilité.

Extension : limitée à 15° par le ligament iliofémoral.

- Abduction - adduction : axe horizontal, sagittal

Abduction : 45° limitée par le contact du col sur l'acetabulum, les adducteurs, le ligament pubo-fémoral.

Adduction : 20° à 30° (position instable).

– Rotation autour de l'axe vertical

Interne : 35° à 40°, limitée par le ligament ischio-fémoral et le muscle obturateur interne.

Externe : 45° à 60°, limitée par le ligament ilio-fémoral.

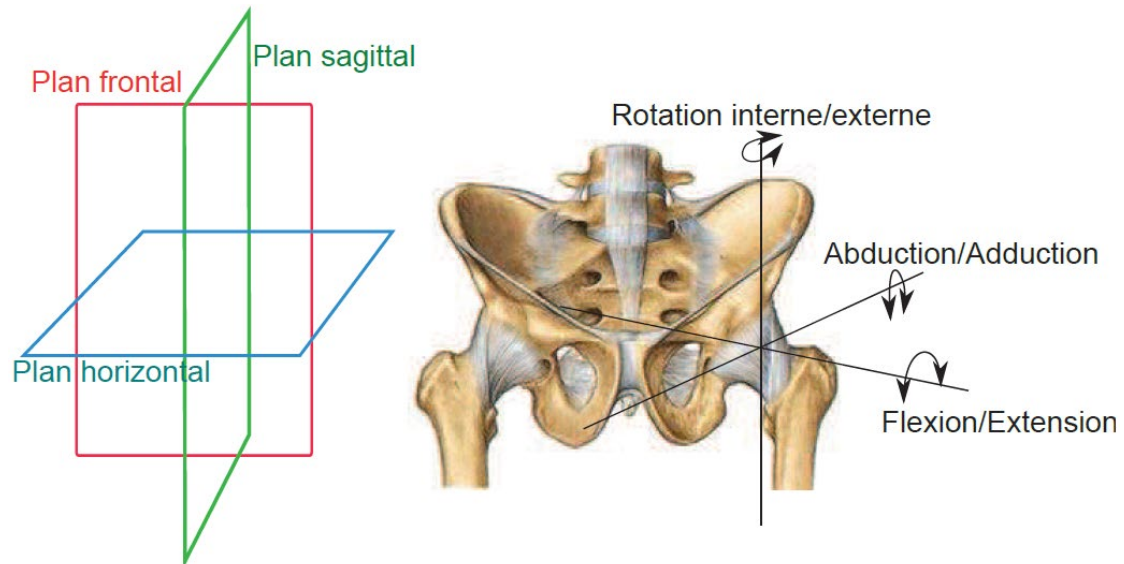


Figure 1.15: Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche

1.4.3 Biomécanique de la hanche

La détermination des forces internes présentes lors du mouvement humain est essentielle pour la compréhension de la fonction mécanique du corps afin d'évaluer les chargements et les risques auxquels est soumis le corps humain. Ainsi, le développement de méthodes non invasives déterminant les forces des muscles et le chargement des os est fondamental pour la biomécanique.

Les contraintes de la hanche sont telles que dans une situation bipodale, la moitié du poids du corps est répartie sur chaque hanche. Alors qu'en position unipodale, le concept de la "balance de Pauwels" montre que l'articulation de la hanche supporte environ 3 fois le poids du corps (Fig. 1.16). Dans des conditions normales, le cartilage amortit et répartit la transmission des forces dans l'articulation.

Plusieurs études ont été menées afin de déterminer les forces au niveau de l'articulation de la hanche pendant le cycle de marche.

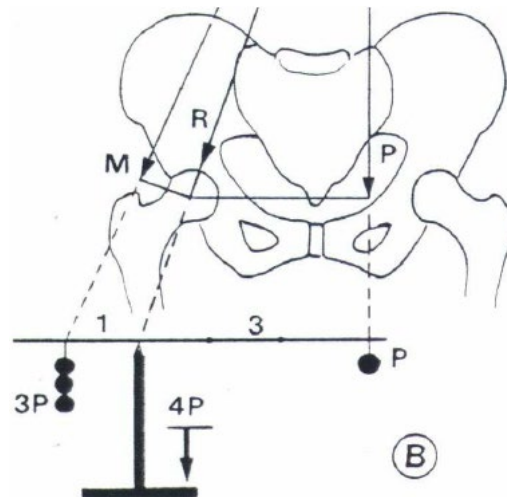


Figure 1.16: Balance de Pauwels, avec P le poids du corps, M la force de résistance des muscles fessiers et R la résultante des forces qui s'appliquent sur l'articulation.

Un modèle analytique prenant en compte la contribution aux mouvements de l'articulation des différents muscles a montré que la phase d'appui comporte deux maxima : le premier maximum de force a lieu au bout de 20 % de la phase d'appui (contact talon-sol) et le second au bout de 80 % (moment où la pointe du pied quitte le sol) (Fig. 1.17). Pendant la course, à la différence de la marche, il n'y a qu'un seul pic au bout de 40 % de la phase d'appui [36]. Le pic de force dépend évidemment de la vitesse. D'après une étude de Bergmann *et al.* [37], pour une vitesse de 1 km/h, le pic de force est d'environ 280 % P (P , le poids du corps) alors que pour une vitesse de 5 km/h, le pic de force peut atteindre 480 % P . De cette manière, pour une personne de 75 kg, la force au niveau de l'articulation de la hanche peut atteindre 3,6 kN. La montée d'escaliers entraîne des forces plus importantes, de l'ordre de 300 à 600 % P [38]. En général, le pic de force serait 23% plus élevé pendant la montée d'escaliers que pendant la marche [39].

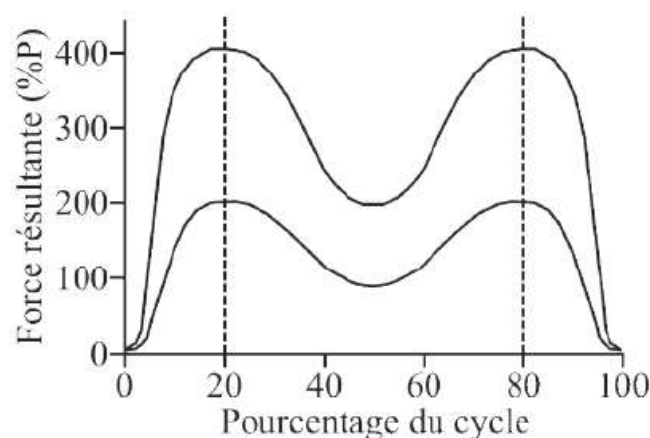


Figure 1.17: Intervalle de forces atteintes lors la phase d'appui du cycle de marche

Chapitre 2 - Généralités sur la prothèse totale de hanche

2.1 Historique	25
2.2 Composants d'une prothèse totale de la hanche	26
2.3 Méthode de fixation de l'implant fémoral	27
2.4 Biomatériaux	28
2.5 Ciment chirurgical	39
2.6 Infection sur prothèse	53
2.7 Spacers de hanche.....	58

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique adapté de manière à reproduire la forme et autant que possible la fonction d'un membre perdu ou absent. Le remplacement du membre par un substitut artificiel est réalisé par un chirurgien spécialisé.

2.1 Historique

Dans les années 1850, les médecins tentèrent de remplacer l'os fémoral par du bois ou de l'ivoire. On ne s'attardera pas sur le suivi de ces opérations qui ont pratiquement toutes entraîné la mort des patients opérés. L'introduction de l'acier inoxydable dans les années 1930 a permis de réussir la première implantation de prothèse de hanche.

Deux types de fixation de prothèse de hanche existent à partir des années 1970. Le premier consiste à insérer un implant directement dans l'os fémoral et le second à insérer l'implant avec un ciment chirurgical, servant d'interface entre l'os spongieux et la surface du matériau.

C'est Sir John Charnley qui a mis au point le premier protocole de pose de prothèse totale de hanche cimentée. A ce stade, il était donc possible d'insérer une prothèse de hanche en acier inoxydable avec ou sans ciment chirurgical.

Par la suite, d'autres matériaux ont été développés pour la construction de prothèses de hanche. Le problème de l'acier est qu'il est sensible à la corrosion dans un environnement physiologique. La très bonne résistance à la corrosion de l'alliage de titane lui confère une excellente biocompatibilité.

Un alliage de cobalt et de chrome est aussi utilisé pour fabriquer des prothèses de hanche. Ce matériau est très difficile à forger et à laminier. Il est utilisé pour sa plus grande dureté que l'acier inoxydable donc une meilleure résistance à l'usure.

Les développements consistent à améliorer les propriétés mécaniques par effet d'alliage. Depuis les années 1970, les céramiques ont été utilisées pour remplacer le métal dans le couple de frottement métal/polyéthylène des prothèses de hanche, au niveau de la jonction tête-cupule. En effet, l'usure du polyéthylène est 20 fois inférieure, en frottement, contre des têtes fémorales en alumine, à celle contre des têtes en alliage cobalt-chrome. Nous avons donné quelques éléments pour comprendre l'évolution des différents matériaux pour remplacer une articulation coxo-fémorale [40].

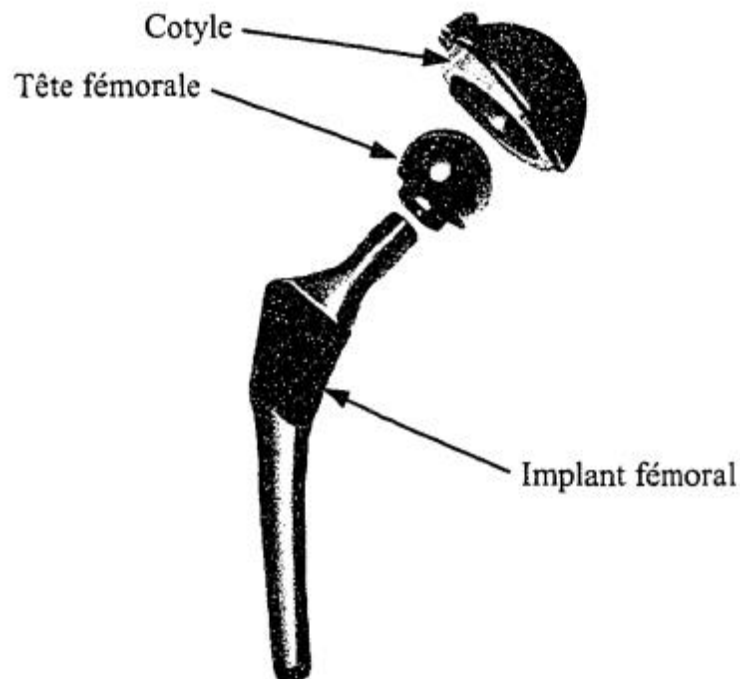


Figure 2.1 : Prothèse totale de hanche.

2.2 Composants d'une prothèse totale de la hanche

Une prothèse totale de hanche est principalement constituée de trois composants, soit une tige fémorale sur laquelle est montée la tête fémorale s'articulant avec le cotyle (Fig.2.1). L'implant fémoral est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur tandis que la cotyle est implantée dans l'acétabulum de l'os coxal [41].

Les matériaux utilisés dans la fabrication de ces prothèses sont principalement constitués d'alliages métalliques, de céramiques et de polymères spécialement développés pour les besoins médicaux. Bien sûr, une des qualités premières de ces matériaux est qu'ils doivent être tolérés par l'organisme : on parle alors de biocompatibilité. Les composants articulaires, à savoir les surfaces articulaires qui entrent en contact direct les unes avec les autres, sont souvent constitués d'une tête en céramique ou en métal s'articulant avec un cotyle en polyéthylène à haute densité (UHMWPE), en céramique ou en métal.

Présentement, il existe une panoplie de modèles de prothèses de hanche disponible sur le marché et la question à savoir quel est le meilleur modèle suscite encore de vifs débats.

Généralement, le choix du modèle à implanter revient au chirurgien et chacun retient le modèle qu'il pense être le meilleur ou simplement le modèle pour lequel il a reçu la formation appropriée.

2.3 Méthode de fixation de l'implant fémoral

Les implants fémoraux peuvent généralement être classés en deux grandes catégories selon leur méthode de fixation, soit les implants cimentés et non-cimentés.

2.3.1 Implant fémoral non-cimenté

L'implant fémoral non-cimenté est habituellement utilisé chez de jeunes patients actifs et/ou chez des patients ayant une densité osseuse à peu près normale. L'implant fémoral de ces prothèses est installé directement dans la cavité médullaire étroite du fémur, ce qui ne crée qu'une seule interface entre l'implant et l'os (Fig.2.2). Afin d'obtenir une stabilité initiale adéquate, l'implant non-cimenté doit être placé en contact avec de l'os pour le supporter de façon rigide.



Figure 2.2 : Implant fémoral non-cimenté poreux

Les implants non-cimentés peuvent être classifiés selon qu'ils soient maintenus par simple interférence, par croissance osseuse sur la surface poreuse de l'implant ou par adhésion chimique à l'aide d'un recouvrement minéral de la surface de l'implant [42].

2.3.2 Implant fémoral cimenté

Les prothèses cimentées sont habituellement implantées chez des patients plutôt âgés (Généralement 65 ans et plus) ayant une densité osseuse plus faible ou des os en mauvais état et ne pouvant pas tolérer une longue réhabilitation [43]. Un des principaux avantages de la fixation cimentée est l'excellence de la stabilité primaire.

Cette dernière permet, après quelques jours suivant l'intervention, au patient de pouvoir supporter le poids de son corps et de bénéficier très rapidement d'une certaine mobilité comparativement aux implants dépendant d'une intégration osseuse où une période de convalescence de plusieurs semaines est nécessaire [42].

Dans les prothèses de hanche cimentées (Fig.2.3), le ciment osseux remplit tout l'espace compris entre l'os et l'implant fémoral inséré dans la cavité médullaire du fémur et permet ainsi un ancrage de la prothèse. La fonction principale du ciment osseux est de transférer de façon uniforme la charge de l'implant vers l'os hôte ainsi que de fournir une bonne stabilité primaire de l'implant.



Figure 2.3 : Implant fémoral cimenté

L'implant fémoral est lié au ciment osseux uniquement grâce à la fixation mécanique de l'interface. La surface de l'implant est soit lisse, afin de profiter de l'enfoncement de la prothèse dans le ciment, ou rugueuse afin d'augmenter l'adhérence entre le métal et le ciment. Toutefois, la question à savoir quel mécanisme de fixation de l'implant au ciment est le meilleur pour assurer la stabilité de l'implant est encore controversé [42].

2.4 Biomatériaux

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Selon la définition du consensus de chester (1991), un biomatériau est un matériau destiné à être en contact avec les tissus vivants et / ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps.

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir et d'autre part être biocompatibles. Historiquement la biocompatibilité, a d'abord été appréhendée de manière passive, avec le développement de matériaux les plus inertes possibles vis-à-vis des tissus.

Aujourd'hui, une interaction positive est clairement visée, dans le but d'une intégration plus rapide et durable des implants et une guérison des tissus. On cherche alors des matériaux dits « bioactifs », qui présentent une affinité avec les tissus environnant et permettent une intégration plus rapide des biomatériaux [44-46]

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale :

2.4.1 Biocompatibilité

L'existence d'un contact direct implant-tissu vivant exige une absence de réaction physique et biologique entre ces deux éléments et par conséquent la biocompatibilité est une propriété fondamentale dans le domaine des biomatériaux. C'est aussi l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément.

La biocompatibilité se divise en deux catégories la biocompatibilité structurale et la biocompatibilité des surfaces. Rappelons que ces deux biocompatibilités sont étroitement liées l'une à l'autre.

2.4.1.1 *Biocompatibilité structurale*

Elle est le résultat d'une harmonisation entre les propriétés de la structure du matériau artificiel et du système biologique, à titre d'exemple, non seulement la forme géométrique de l'implant est un critère déterminant mais aussi son mode d'élaboration tels que le forgeage ou la coulée des métaux, la condition de frittage des céramiques, et les paramètres d'injection des polymères déterminent les caractéristiques mécaniques du matériau et tout particulièrement sa raideur, sa résistance mécanique et sa résistance à la fatigue.

2.4.1.1.1 *Raideur*

La raideur est définie comme le produit du moment d'inertie « I » et du module de Young (E, étant imposé par la forme de l'implant). En effet, à l'interface implant-os, le transfert de charge conduit à leur modification locale quantitative et qualitative. Il a été montré que les ostéoblastes

sollicités en tension favorisent la formation du calcium et par conséquent l'ostéo-intégration, alors qu'au contraire, celles se trouvant en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse. Ce comportement dû essentiellement à l'écart entre les modules de Young des deux matériaux en présence, (écart des modules de Young de l'implant massif et l'os) peut conduire au déchaussement de l'implant. Ce problème ne peut être évité que par une réduction du module de Young de l'implant ou par un développement de continuité d'élasticité de l'implant vers l'os [47].

A l'heure actuelle une des techniques les plus employées se limite au développement de surfaces poreuses à l'interface implant massif-os. Le module de Young des céramiques et des métaux (Fig. 2.4) est étroitement lié à la porosité. Pour satisfaire cette exigence, il est donc nécessaire de développer des matériaux présentant un faible module de Young et une résistance mécanique élevée [48].

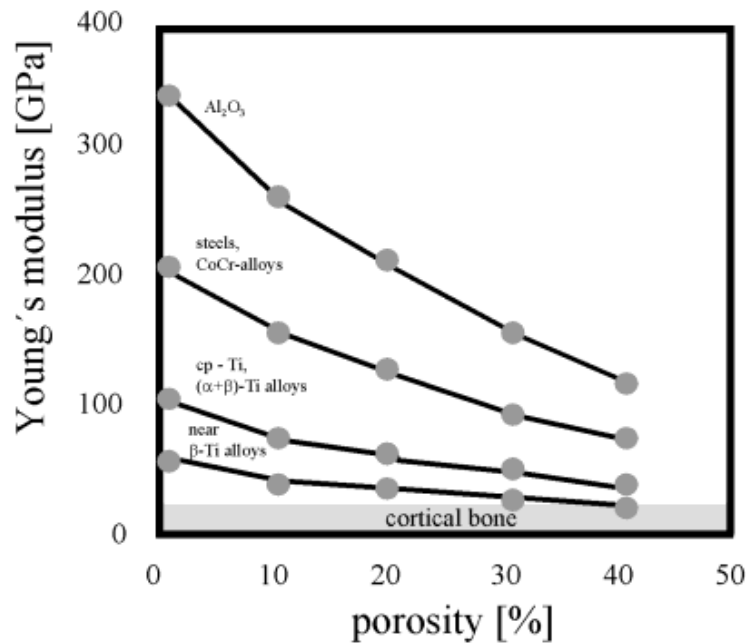


Figure 2.4 Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité [48]

2.4.1.1.2 Résistance à la fatigue

Dans le cas d'un implant osseux sous fortes contraintes (cas d'une prothèse de hanche), les contraintes s'exerçant sur l'implant ne sont d'une manière générale ni uniformes ni uniquement statiques mais également dynamiques du fait de la mobilité du patient et par conséquent, il est nécessaire de prendre en considération la résistance à la fatigue R_f de l'implant, celle-ci doit être optimale afin d'accroître la durabilité de l'implant. La prise en considération de l'ensemble de ces caractéristiques mécaniques nécessite la détermination du rapport R_f/E . Les valeurs

regroupées sur le tableau 2.1 montrent que le Titane et ses alliages sont les mieux adaptés par rapport aux autres biomatériaux métalliques et céramiques

Tableau 2.1: Caractéristiques mécaniques de différents biomatériaux [48].

Biomatériau	R _f (MPa) (en flexion)	E x 10 ³ (MPa)	(R _f /E) x 10 ⁻³
Fe-Cr-Ni-Mo (316L)	250	210	1.2
Co-29Cr-5Mo, coulé	300	200	1.5
Co-Ni-Cr, forgé	500	220	2.3
Alliage de Ti ($\alpha+\beta$)	550	105	5.2
Ti commercialement pur	200	100	1.8
PMMA	30	25	1.2
Al ₂ O ₃	0-400 (en compression)	380	0-1.05
ZrO ₂	0-450 (en compression)	170	0-2.6

2.4.1.2 Biocompatibilité des surfaces

La biocompatibilité des surfaces est la compatibilité du point de vue topographique et biochimique entre le biomatériau et les cellules environnantes. Elle définit l'aptitude de la surface de l'implant à favoriser ou défavoriser l'adhésion et le développement cellulaire ; cette adhésion est une condition sine qua non de l'ostéo-intégration, recouvre différents phénomènes qui font l'objet de plusieurs recherches [49].

2.4.1.2.1 Composition de la surface du biomatériau

Elle ne doit pas comporter d'ions susceptibles de conduire à une réaction immunitaire. En effet, les phénomènes de frottement ou de corrosion ou de dégradation au cours de l'opération chirurgicale peuvent conduire à la formation d'ions qui peuvent être relégués dans l'organisme et inter-réagissent avec des molécules organiques, (cas d'ions métalliques V⁺⁴ ou Ni⁺²). Inversement, la présence d'ions Ca²⁺ ou P³⁺ dans le cas d'utilisation de revêtement céramique a donné des résultats satisfaisants quant à la reconstitution du tissu osseux.

2.4.1.2.2 Résistance à l'usure

La résistance à l'usure doit être optimale pour résister à toute formation de débris lors de la friction des deux matériaux (implant et os) de résistances mécaniques différentes. Dans le cas d'une prothèse totale de hanche métal-polymère, pour des raisons d'usure le support en polytétrafluoroéthylène a été remplacé par un matériau polymère plus résistant le polyéthylène

UHMWPE. Les biomatériaux métalliques sont durcis superficiellement par la technique du remaillage ou encore par le revêtement d'un composé à base de Titane plus dur.

2.4.1.2.3 Topographie du biomatériau

Elle doit être adaptée aux croissances des cellules environnantes ; et généralement caractérisée par sa rugosité mettant en évidence les irrégularités de surface par rapport à une surface idéalement lisse.

Chimiquement différents phénomènes tels que les réactions de corrosion l'hydrolyse des produits de corrosion et la formation de composés organométalliques peuvent résulter de l'interaction d'un corps étranger avec le tissu humain ; la succession catastrophique de ces phénomènes peut conduire au rejet. La corrosion dans un milieu agressif (eau ou liquides physiologiques) intervient comme un processus électrochimique où une oxydation du métal et couplée à une réduction.

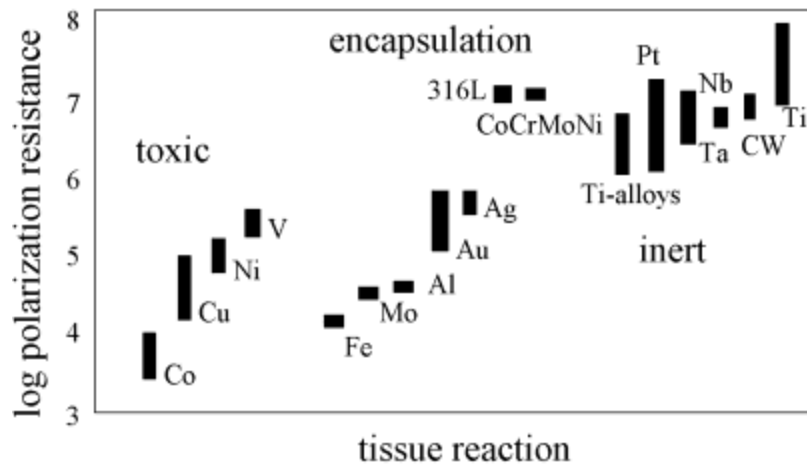


Figure 2.5 Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques [48].

La résistance à la polymérisation est un paramètre déterminant pour l'évaluation de la corrosion. Il est défini comme étant inversement proportionnel au courant de la corrosion. Les valeurs de la résistance à la polymérisation des biomatériaux les plus utilisés montrent le comportement en corrosion de certains métaux (Fig.2.5).

En plus de la résistance il est primordial de tenir compte de la nature des composés formés pendant le processus électrochimique ; ces composés sont des oxydes stables, oxydes hydratés ou hydroxydes dont l'enthalpie de formation est minimale. Certains métaux tels que le titane, l'aluminium, l'acier donnent naissance au cours du processus de corrosion à une fine couche d'oxydes stables et adhérentes dont les formules chimiques sont respectivement TiO_2 , Al_2O_3 , Fe_2O_3 conduisant à un ralentissement de la cinétique de corrosion par son rôle de passivation.

Quelle que soit la nature du produit de corrosion, son contact avec le liquide physiologique riche en eau peut entraîner son hydrolyse et par conséquent former un composé ionique susceptible d'inter-réagir avec les ligaments organiques en donnant naissance à des complexes organométalliques. Cette potentialité se présente comme une caractéristique fondamentale de biocompatibilité.

Un biomatériau ne doit pas être nécessairement le plus inerte possible mais au contraire fasse réagir le tissu vivant et de fait on distingue :

- Les matériaux biocompatibles qui libèrent des ions toxiques entraînant une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet) ; c'est le cas du vanadium et du nickel.
- Le matériau biocompatible ou bio tolérés qui sont piégés ou emprisonnés dans un cocon de tissu conjonctif sécrété par les cellules afin de les isoler du reste de l'organisme. Le cocon de protection n'étant pas parfaitement étanche, des échanges peuvent continuer entre la surface des matériaux et les fluides biologiques (cas des aciers inoxydables).
- Les matériaux bio inertes qui ne libèrent pas d'ions ou de composés toxiques et ne conduisent à aucun endommagement du tissu environnant et ne participent pas au processus aux phénomènes intervenant aux interfaces (cas du titane et ces alliages).
- Les matériaux bioactifs qui en réagissant avec leur environnement biologique favorisent l'adhésion ou la croissance cellulaire, c'est le cas des matériaux ostéo-conducteurs comme l'hydroxyapatite qui favorise la croissance osseuse.

2.4.2 Différents types de biomatériaux

En fonction des critères de biocompatibilité cités précédemment des biomatériaux de propriétés mécaniques et électrochimiques très intéressantes ont été développés. Ces biomatériaux sont de type métalliques, céramiques ou polymères.

2.4.2.1 Biomatériaux métalliques

Les tiges et les têtes ainsi que la plupart des coques externes sont élaborées en matériaux métalliques qui sont essentiellement utilisés en orthopédie (clou, vis, plaques, articulations), en stomatologie (plombages, prothèses, pièces dentaires) ou chirurgie. Les alliages métalliques utilisés en arthroplastie se subdivisent en trois groupes :

2.4.2.1.1 Alliages à base de titane

Deux types d'alliages sont utilisés : le Protasul 64 WF de nuance (Ti6Al4V) et le Protasul 100 de (Ti6Al7Nb). Contrairement au premier ce dernier ne contient pas de vanadium. Cet élément semble être à l'origine de réactions d'intolérance. Les deux alliages présentent d'excellentes propriétés de résistance à la fatigue. Cependant leur très faible dureté limite leur utilisation comme surface de frottement. Leur emploi comme aire de contact peut conduire à une usure abrasive du dioxyde de dioxyde de titane et à un risque trop important de corrosion en contact direct avec le matériau adhésif [50]. Les Protasul 64 WF et le 100 sont de propriétés mécaniques de résistance plus élevées que les aciers inoxydables par exemple et les alliages Cobalt-Chrome. Par contre, leur module de Young est environ deux fois moins important que celui de ces deux alliages comme le montre le Tableau 2.2.

Les alliages de titane présentent une très bonne résistance à la corrosion et surtout des propriétés mécaniques, (module de Young, résistance à la rupture et résistance à la fatigue), largement plus importantes que celles des autres biomatériaux (polymères, céramiques, ou métalliques). Les alliages de titane présentent la possibilité de réduction du module d'élasticité tout en gardant une valeur élevée de la résistance métallique. En effet, les alliages caractérisés par le couple de propriétés : module de Young (faible) et résistance mécanique (élevée) [48], sont recherchés. Les alliages de titane permettent l'obtention d'un tel couple.

Tableau 2.2: Composition et propriétés mécaniques des alliages de titane [50]

Alliages	Microstructure	Module d'élasticité E (GPa)
Ti-6Al-4V	$\beta+\alpha$	100-110
Ti commercialement pur	α	100-110
Ti-15Mo-3Nb-0.3O	β_m	80
Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT)	β_m	55-60

Le but recherché dans ce cas est d'avoir un module de Young de l'implant comparable à celui de l'os. La réduction du module d'élasticité de l'implant à base de titane peut être obtenue par le développement d'une couche poreuse en surface, d'une part, par le dépôt d'une éponge de l'alliage à base d'hydroxyapatite ou de céramique, ou par l'utilisation des alliages β (TNZT) métastables d'autre part. Ces procédés permettent d'atteindre une valeur du module de Young égale au double de celle de l'os.

L'augmentation de la résistance à la rupture des alliages de titane est le résultat du procédé Unique ou combiné des techniques suivantes :

- **1 ère technique** : Ajout d'éléments d'addition de rayons atomiques différents conduisant à un durcissement par substitution ou par insertion (O, N, H). Cette dernière étant plus rentable parce qu'elle entraîne des contraintes plus importantes dans le réseau cristallin.

- **2 ème technique** : Réalisation d'un traitement thermique (trempe revenu) dont l'objectif est de former une phase α de taille fine à partir d'une phase initiale martensitique.

- **3 ème technique** : Réduction de la taille des grains conduisant à une augmentation de la résistance mécanique conformément à la loi de Hall et Petch [51] :

$$\sigma_e = \sigma_0 + K\varphi^{-1/2} \quad (2.1)$$

Où : σ_0 : constante ; K : constante et φ : diamètre des grains

Ce phénomène est d'autant plus efficace en domaine biphasé que les grains d'une phase entravent la croissance de l'autre.

2.4.2.1.2 Alliages à base de cobalt

De par les résultats obtenus dans le cas de leur utilisation en odontologie pour l'élaboration des prothèses [52], leur application a été étendue à l'arthroplastie. Ces alliages ont quasiment un comportement élastique et sont très durs. Ils sont obtenus par moulage ou par forgeage. Les alliages élaborés par le premier procédé présentent une composition chimique : 63-65% Co, 26-30% Cr, 4-7% Mo et environ 2.5% Ni ; de par leur excellente dureté, ils présentent une très bonne résistance au frottement mécanique, d'où leur utilisation comme surface de frottement.

Le carbone améliore la coulabilité de ces alliages mais sa concentration doit être limitée < 0.35 % afin d'éviter la formation de carbures dont la présence réduit considérablement la propriété de ductilité du matériau. Malgré la présence du Chrome en surface assurant une très bonne résistance à la corrosion, du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxydes stables (Cr_2O_3), il y a toujours une dissolution passive du métal. Une addition de 4-7 % de Molybdène ou de Nickel conduit à un durcissement par substitution dû aux différences de rayon atomique avec le Cobalt. Cependant [53], l'arrachement dans la zone soumise aux frottements de particules de tailles (0.5 à 35 μm) contenant des ions toxiques Cr^{6+} et Co^{2+} pouvant conduire au relâchement spontané des tissus entourant la prothèse.

2.4.2.1.3 Aciers inoxydables

Le tout premier a été un acier de type 18Cr-8Ni (AISI 302) qui était résistant à la corrosion. Il a été supplanté, par la suite, par l'acier AISI 316L (ENX3CrNiMo18-14) élaboré dans les années 1950, il contient 0,03% C, 17 % Cr, 12 % Ni et 2% Mo. Cet acier a été développé avec un taux de carbone bas (0,03 % massique) afin d'éviter la déchromisation aux joints de grains et ainsi améliorer sa résistance à la corrosion, en particulier pour prévenir les risques de

corrosion intergranulaire (CIG). Sa teneur en chrome, sensiblement égale à 17 % massique assure une passivation par une couche riche en oxyde de chrome. Les films d'oxydes passifs constitués sont conducteurs. Contrairement à plusieurs autres, cet acier n'est pas ferromagnétique, ce qui permet à des patients porteurs de ce type de matériau de se soumettre aux examens d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cet acier est très ductile, ce qui lui permet de se déformer fortement à froid, caractéristique particulièrement intéressante pour des dispositifs tels que les stents endo-coronariens, qui sont déployés dans l'artère lors de l'implantation.

De par sa grande rigidité il est pratiquement l'acier orthopédique le plus fiable. Il est utilisé pour l'élaboration d'implants permanents comme par exemple les prothèses. L'acier inoxydable présente une sensibilité élevée à la corrosion in vivo [54] caractérisée par l'apparition d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) à chaque fois qu'il y a un micromouvement de l'implant.

Les aciers austénitiques présentant une dureté très élevée et une ténacité très importante sont surtout utilisés pour les articulations artificielles (tige ou tête d'articulation). L'amélioration de leurs résistances à la corrosion nécessite une concentration en nickel variant entre 13 et 14 %. Une concentration en molybdène supérieure à 2 % améliore la résistance contre la corrosion perforante alors qu'une faible teneur en carbone permet d'éviter la formation de précipités (carbures) et de martensite de formation.

2.4.2.2 Céramiques

2.4.2.2.1 Céramiques bio-inertes

- **Alumine**

L'usure prononcée du polyéthylène a poussé des chirurgiens à son remplacement, par un matériau plus résistant au frottement. L'alumine est le matériau le mieux adapté pour remplir cette fonction, grâce à sa densité élevée, sa très bonne résistance à la corrosion et son excellente résistance à l'usure. Cependant, elle présente les inconvénients suivants :

- Leur très grande résistance aux chocs mécaniques leur confère une faible propriété d'amortissement ;
- Une différence trop importante entre son module de Young (380 GPa), et ceux de l'os souschondral ($\approx 0,2$ à $2,2$ GPa) et du ciment (≈ 3 GPa). De par cet écart la cupule élaborée en alumine conduit à un taux de descellement beaucoup plus important que celui provoqué par l'utilisation d'une cupule en polyéthylène cimentée [55,56], ainsi que celui de rupture dans le cas de systèmes alumine – alumine[57].

- **zircon**

Tout comme l'alumine elle présente l'avantage d'avoir [58] : une bonne résistance à la compression : 2 500 MPa, une bonne résistance à l'usure et au frottement et une bonne biotolérance massive ou granulaire. Comparativement à celles de l'alumine les propriétés de la zircon sont de manière générale relativement plus faible.

2.4.2.2.2 Céramiques bioactives

Ces céramiques ont été développées afin que leurs caractéristiques chimiques tendent vers celles de l'os, autrement dit, elles doivent présenter une composition chimique la plus proche possible de celles de l'os naturel. Des travaux récents [59] ont montré que les matériaux céramiques et les verres à base de phosphore et de calcium présentent une excellente bioactive. En effet, de structures et de rapport calcium sur phosphore (Ca/P) comparables à ceux de la matière osseuse (l'os contient 60 à 70 % d'hydroxyapatite), les céramiques hydroxyapatites (HAP) et phosphates tricalciques (TCP) sont essentiellement utilisés comme revêtements dont le rôle est de faciliter l'incorporation de la prothèse dans le tissu humain sans ciment.

2.4.3 Biopolymères

Grace à leur usinage aisé sous diverses formes les matériaux polymères sont largement utilisés en implantologie : fibres, profilés, bandes, fils, etc. certains polymères présentent une forte ressemblance avec les composants polymériques naturels du corps humain, comme le collagène. Ainsi, dans certaines situations la liaison entre un polymère synthétique et un polymère tissulaire (naturel) devient possible. [60]. Sur la figure.2.6 est représenté un schéma d'un polymère à liaisons croisées.

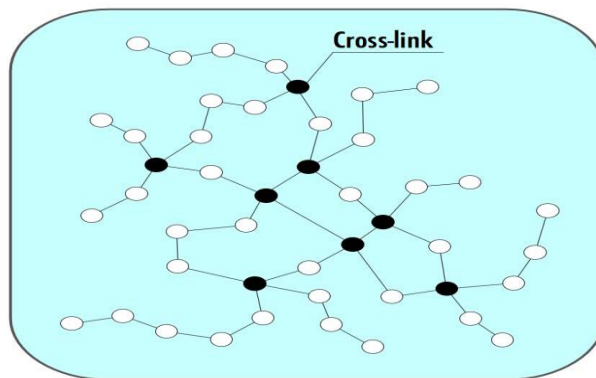


Figure 2.6: Schéma d'un polymère à liaisons croisées [61].

2.4.3.1 Polymères fonctionnels

C'est-à-dire susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau-tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les ostéoblastes (et/ou les fibroblastes) qui favorise la repousse osseuse ou ligamentaire. Ceci est envisagé par la fixation sur le polymère de groupements ionisés tels qu'orthophosphate, carbonate, carboxylate, etc.

2.4.3.2 Polymères résorbables

Les implants permanents dans l'organisme occasionnent le plus souvent une inflammation chronique qui se traduit par la formation d'une couche de tissu fibreux peu vascularisée [62].

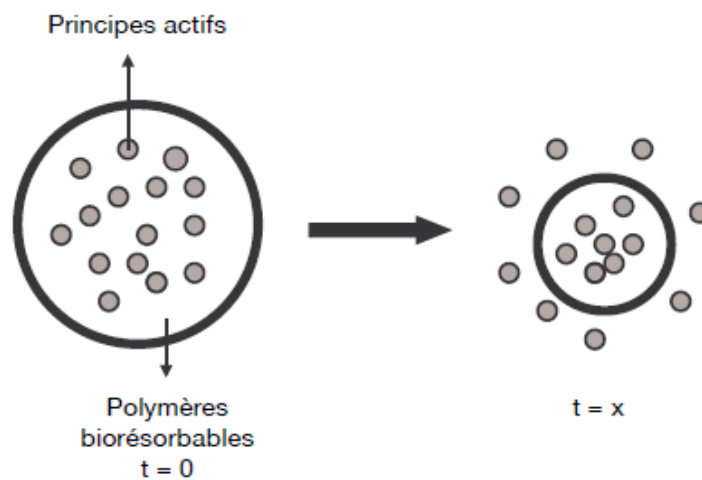


Figure 2.7 Applications des biopolymères libération contrôlée des principes actifs [65]

Un polymère est dit biorésorbable (Fig.2.7) s'il est susceptible après implantation dans l'organisme d'être totalement dégradé sous forme de produits simples, éliminés par les voies métaboliques. La biodégradabilité des polymères est liée à la présence de liaisons chimiques hydrolysables. Par ordre décroissant de vitesse de dégradation [63], Des exemples de polymères biorésorbables sont les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique, ou les polyanhydrides qui sont utilisés dans les formes retard de médicaments [64].

La biorésorbabilité de certains polymères permet de s'affranchir de la seconde opération chirurgicale liée au retrait de l'implant. En plus les polymères sont des matériaux radiotranslucides, permettant le suivi médical par imagerie [62].

2.5 Ciment chirurgical

2.5.1 Introduction

Il y a plus de 70 ans Otto Röhm publia une thèse sur le sujet de la polymérisation des méthacrylates qui constituent le matériau de base pour les ciments osseux (Fig.2.8).

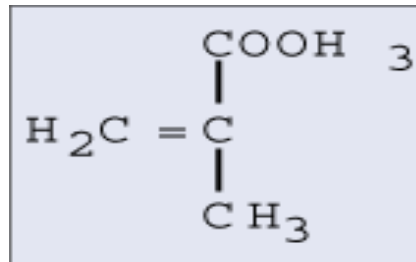


Figure 2.8 : Molécule de méthylméthacrylate (MMA) avec son double-lien polymérisable : substance de base pour les ciments acryliques

En 1936 la société Kulzer breveta une pâte thermodurcissable à partir d'un mélange de poudre de poly-méthylméthacrylate (PMMA, également connu sous la marque brevetée Plexiglas), de liquide de méthyl-méthacrylate (MMA) et d'un initiateur thermosensible. En 1943 les sociétés Degussa et Kulzer développèrent le premier ciment thermodurcissable à froid. Ce matériau fut utilisé pour combler les défauts du squelette et pour fabriquer des plaques. En 1958, Sir John Charnley fut le premier à réaliser la fixation d'une prothèse céphalique sur le fémur avec du ciment autodurcissable. Sir Charnley nomma ce matériau "ciment osseux à base acrylique", il décrivit ensuite une nouvelle technique opératoire, qui reste encore aujourd'hui une des procédures orthopédiques les plus fréquemment utilisées dans le monde. En 1969, le Professeur Buchholz fit une première tentative pour ajouter des antibiotiques au ciment. Cette date marque le début des ciments avec antibiotiques.

2.5.2 Propriétés chimiques

2.5.2.1 Composition du matériau et polymérisation des radicaux

Les ciments osseux en PMMA sont composés par le mélange d'une poudre et d'un liquide. La poudre est composée de billes de polymère de Polyméthylméthacrylate (PMMA) ou de copolymères de Méthylméthacrylate (MMA) (Fig.2.9). La poudre contient également un

initiateur nécessaire pour débiter la phase de polymérisation : le di-benzoyle peroxyde (BPO), un radio-opacifiant permettant de visualiser le ciment sur les radiographies et de façon optionnelle un antibiotique ou un colorant. Le radio-opacifiant, les antibiotiques et le colorant ne participent pas au processus de polymérisation.

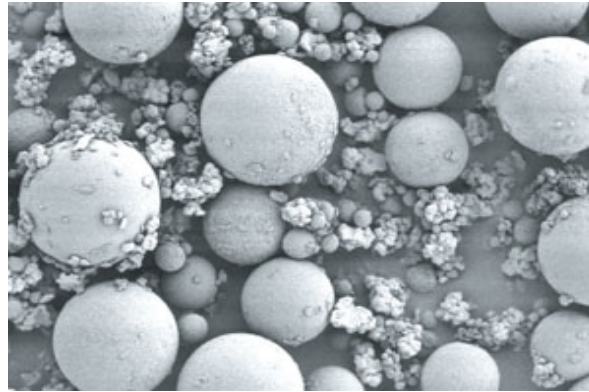


Figure 2.9: Composition de la poudre : Polymère (polyméthylméthacrylate et/ou copolymères de méthylméthacrylate). Initiateur (peroxyde de benzoyle). Radio-opacifiant (dioxyde de Zirconium).

L'ingrédient principal du liquide est le monomère (MMA). Le monomère est nécessaire à la phase de polymérisation en raison d'un terrain réactif : appelé un double-lien polymérisable. Certains composants liquides des ciments commercialement disponibles contiennent en plus du butyl-méthacrylate. Un activateur nécessaire à la polymérisation, le di-méthyl-para-toluidine (DmpT), est ajouté au liquide. Le liquide est stabilisé par une petite quantité d'hydroquinone dans le but de garantir un produit stable tout au long de sa période de stockage. Certains composants liquides sont teintés à la chlorophylle pour obtenir une couleur verte.

Au cours du mélange entre la poudre et le liquide, une réaction chimique entre l'initiateur BPO et l'activateur DmpT produit des radicaux. Ces radicaux permettent d'initier la polymérisation du monomère (MMA) et de compléter le double-lien polymérisable.

Le début de cette phase de polymérisation est aussi le début de la phase de durcissement. En raison du nombre important de radicaux générés, il se forme de nombreuses chaînes, rapidement croissantes, de polymères et il se produit une transformation rapide du MMA en PMMA. Quand deux chaînes de polymères se rencontrent, elles se combinent et il en résulte une seule chaîne de polymères [65-66].

2.5.2.2 Température de Polymérisation

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à approximativement 100g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant.

La température maximum *in vitro*, oscille entre 60 et 80°C. Ce pic maximum, bien que de courte durée, a longtemps été considéré comme la cause principale de descellements d'implants en causant une nécrose osseuse. Les mesures *in vivo* restent inférieures en raison des épaisseurs réduites du ciment, de la vascularisation périphérique et des échanges thermiques avec l'implant et les tissus vitaux [65-67].

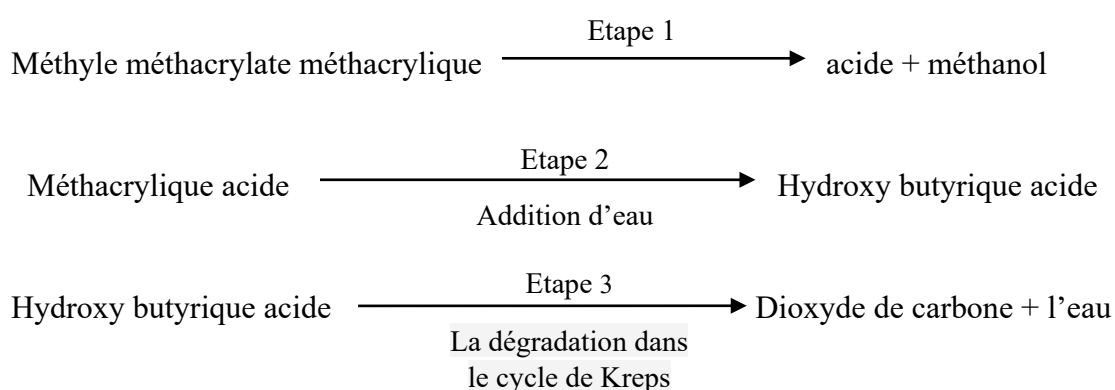
2.5.2.3 Contraction de Volume

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide. En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers de sa masse totale, de sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre 6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation [68-70]. Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation.

2.5.2.4 Monomère Résiduel

Généralement, la polymérisation fondamentale du MMA n'est jamais complète puisque la mobilité des molécules de monomère résiduelles est entravée par le rythme élevé de transformation des molécules. Il subsiste donc du monomère résiduel. La proportion de

monomère résiduel après durcissement varie entre 2 et 6%. Dans un délai de 3 semaines ce taux tombe à 0,5%. La plus grande partie (à peu près 80%) du monomère résiduel se post-polymérise progressivement [71]. Une part plus réduite du monomère résiduel est relarguée puis métabolisée sous forme de dioxyde de carbone et d'eau dans le cycle d'acide citrique [72]. Pendant un temps, le MMA relargué était considéré comme responsable de complications respiratoires et circulatoires en per-opératoire. Mais l'on sait désormais que ces complications sont plutôt causées par l'accroissement de la pression intra-médullaire et par des embolies graisseuses [73].



2.5.2.5 Antibiotiques

Toute intervention chirurgicale comporte un risque d'infection. Le ciment osseux peut être utilisé comme matrice d'antibiothérapie locale. En raison de la possibilité de concentrer de façon importante une antibiothérapie à la périphérie immédiate de l'implant, le ciment présente des avantages par rapport aux thérapies antibiotiques systémiques. Ainsi la probabilité de révision est significativement réduite. Il a été démontré à partir du Registre Norvégien d'Arthroplastie qu'une administration antibiotique par voie systémique combinée avec l'utilisation de ciments chargés aux antibiotiques conduit à une probabilité réduite de révision [74].

L'implant est particulièrement sensible à la contamination bactérienne en raison de la réponse immunitaire du patient qui repousse les germes sur sa surface. La bactérie génère rapidement une muqueuse protectrice et mute dans un mode inactif, devenant ainsi peu sensible aux antibiothérapies systémiques : le traitement local devient alors très important [75].

La pharmacocinétique de relargage antibiotique à partir de la matrice est d'importance clinique. Les taux atteints de concentration locale doivent clairement être au-dessus de la concentration inhibitrice minimale pour le germe concerné.

L'efficacité du traitement antibiotique doit inclure un niveau initial élevé, avec un relargage progressif et contrôlé sur les jours, voire les semaines suivantes.

Les facteurs bactériologiques et physico-chimiques suivants doivent être pris en considération [76] :

- Spectre antibactérien large, y compris pour germes gram(+) et gram(-)
- Effet bactéricide même dans les basses concentrations
- Taux réduit de germes résistants primaires
- Développement réduit de résistances
- Liaison protéinique réduite
- Potentiel allergénique faible
- Incidence réduite sur les caractéristiques mécaniques du ciment
- Stabilité chimique et thermique
- Solubilité dans l'eau
- Potentiel de relargage à partir de la matrice ciment

A partir de ces contraintes, la gentamicine est devenue l'antibiotique de référence pour les ciments osseux depuis le début des années soixante-dix [54].

Le relargage répond aux lois de diffusion. Il est à la fois proportionnel au potentiel hydrophile du ciment, et à sa surface. Les différents ciments disponibles commercialement démontrent des taux de relargage différents, principalement en raison des propriétés hydrophiles des composants polymères. Il est important de noter que le relargage antibiotique ne se fait qu'à partir d'une épaisseur superficielle du ciment. La plus grande partie des antibiotiques restera confinée dans le ciment pour toute la durée de vie de l'arthroplastie.

Les études portant sur la cinétique de relargage démontrent un taux initial relativement élevé, puis une réduction marquée pendant les jours suivants. Cette cinétique est typique à tous les ciments PMMA [55]. Cependant, même après 5 ans un relargage minime reste mesurable, ce

qui laisse penser qu'un relargage aussi prolongé dans le temps pourrait favoriser le développement de résistances.

Une thérapie antibiotique induit toujours un risque de développer des résistances, ou une sélection de bactéries déjà résistantes. Concernant la gentamicine, et même après plusieurs années d'utilisation, cet antibiotique continue à être efficace, avec une sensibilité des germes qui reste supérieure à 90%. Aujourd'hui nous en savons un peu plus sur les germes multi-résistants. Le problème clinique n'est pas tant les staphylocoques dorés, mais plutôt les formes résistantes des staphylocoques épidermiques à coagulase. C'est pourquoi les ciments osseux additivés d'une combinaison d'antibiotiques à l'instant du mélange en salle d'opération représentent une alternative intéressante de plus en plus utilisée.

2.5.2.6 Radio-opacifiant

Le radio-opacifiant utilisé dans les ciments acryliques est soit le dioxyde de Zirconium, soit le sulfate de Baryum. Le radio-opacifiant ne participe pas aux chaînes de polymères, il est dispersé uniformément dans la poudre et donc dans le ciment osseux une fois durci. Des expérimentations animales et des études in vivo avec différentes cultures cellulaires ont démontré significativement plus de changements ostéolytiques avec le sulfate de Baryum qu'avec le dioxyde de Zirconium [56]. Malgré la mauvaise solubilité du sulfate de Baryum, il peut se produire une libération d'ions de Baryum toxiques. Inversement les caractéristiques abrasives du Zirconium peuvent être un désavantage. Mais chacun de ces désavantages ne peut survenir qu'en cas de descellement de l'implant ou si des particules de ciment restent libres dans l'espace articulaire.

2.5.2.7 Poids moléculaire et stérilisation

Le poids moléculaire est un paramètre critique pour la longueur des chaînes moléculaires du polymère. Ce paramètre dépend de la poudre de polymère et de la polymérisation du méthylmétacrylate (MMA) en tant que processus réel de durcissement. Bien entendu le poids moléculaire de la matrice polymère dépend du poids moléculaire des particules de polymère utilisées dans la poudre. Mais ce poids moléculaire est affecté de façon importante par le procédé de stérilisation utilisé. La stérilisation par rayons- γ réduit de façon significative le poids moléculaire. Alors que la stérilisation sous oxyde d'éthylène n'a aucune influence sur le poids moléculaire du polymère. Le poids moléculaire influence les caractéristiques mécaniques

du ciment osseux de sorte que les ciments à bas poids moléculaire présentent quelques désavantages. (Fig.2.10) [56-57].

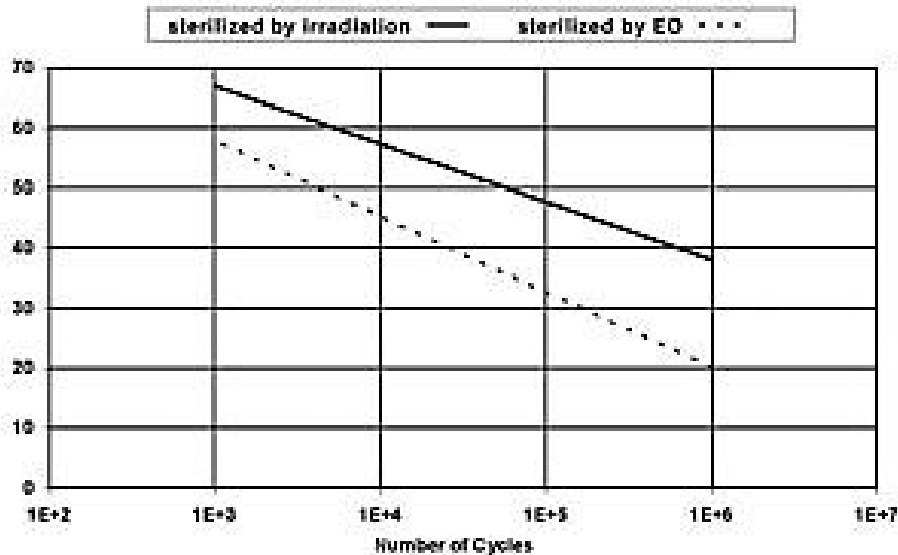


Figure 2.10: Résistance en fatigue du PMMA. PMMA stérilisé sous oxyde d'éthylène (EO) : meilleure survie (nombre plus important de cycles avec plus de contraintes) que PMMA stérilisé par irradiation- g.

2.5.2.8 Viscosité

La viscosité des ciments osseux est déterminée essentiellement par la composition chimique et par le ratio poudre/liquide. Ces aspects ne doivent jamais être changés en per-opératoire dans le but de modifier la viscosité. En cas de variation des paramètres originaux, ce n'est pas seulement la viscosité qui serait modifiée, mais également d'autres caractéristiques comme la résistance mécanique, les caractéristiques de polymérisation, le taux résiduel de monomères, etc. Il existe cependant une manière de modifier la viscosité sans influencer sur les autres paramètres : la réfrigération préalable du ciment. La rapidité de la réaction chimique, et en même temps la viscosité sont dépendantes de la température. Une température réduite implique un ralentissement de la réaction chimique et une réduction de la viscosité du ciment. La réfrigération préalable, surtout pour les ciments à haute viscosité a été rendue nécessaire par l'utilisation de systèmes de mélange pour ciment. Il s'agissait de rendre ces ciments plus faciles à manipuler avec ces systèmes, et aussi d'en améliorer la qualité en réduisant leur porosité. Il

faut cependant garder en mémoire que la réfrigération préalable retarde la phase de manipulation et de durcissement du ciment.

Les ciments osseux sont généralement divisés en deux catégories : les ciments à haute viscosité, et ceux à basse viscosité. Les ciments représentatifs de la première catégorie sont Palacos, Palamed, CMW1, et Simplex P. La seconde catégorie est représentée par Osteopal, Palacos BV, CMW 3, et Sulfix. Certains ciments sont parfois présentés comme étant de viscosité «moyenne» [79].

Quand les ciments ont été introduits en chirurgie orthopédique par Sir John Charnley, le ciment était appliqué manuellement ("finger packing"). Cette méthode requérait des ciments à haute viscosité. Les ciments à basse viscosité, qui ont été développés plus tard, présentent le principal avantage de pouvoir être injectés avec une seringue. Il faut cependant mentionner que les résultats cliniques démontrent de meilleurs taux de survie pour les implants fixés avec des ciments à haute viscosité par rapport à ceux fixés avec des ciments à basse viscosité (Fig. 2.11). Ces résultats sont issus des Registres Nationaux Suédois et Norvégien d'Arthroplastie de Hanche [80, 81]. Sur la base de ces résultats probants, les ciments à basse viscosité ne sont plus utilisés en Suède dans la chirurgie de hanche standard. La différence de résultat entre ces ciments n'est pas encore bien comprise. Une des raisons pourrait être le non-respect des consignes de manipulation, particulièrement le respect du timing de la phase de travail. Alors que les ciments à basse viscosité réclament d'être utilisés dans un timing précis, les ciments à haute viscosité sont beaucoup plus "tolérants".

La viscosité des ciments comporte quelques conséquences pratiques. En ce qui concerne la phase de mélange, un ciment à basse viscosité semble avoir quelques avantages car le mélange est plus facile et plus pratique. Au premier abord la mise en place du ciment à basse viscosité semble plus facile. Le ciment osseux est souvent considéré comme une colle assurant un lien entre l'os et l'implant. Pourtant le ciment osseux doit plutôt être considéré comme un mastic. Il n'y a aucun lien chimique ou biologique avec l'os. La fixation du ciment à l'os spongieux est basée sur une interpénétration mécanique. Certaines études ont établi qu'une forme de viscosité est nécessaire pour que le ciment puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux. Sans quoi du sang pourrait se mélanger au ciment, entraînant des laminations ou des inclusions de poches sanguines dans le ciment avec un effet forcément péjoratif sur sa stabilité mécanique [82].

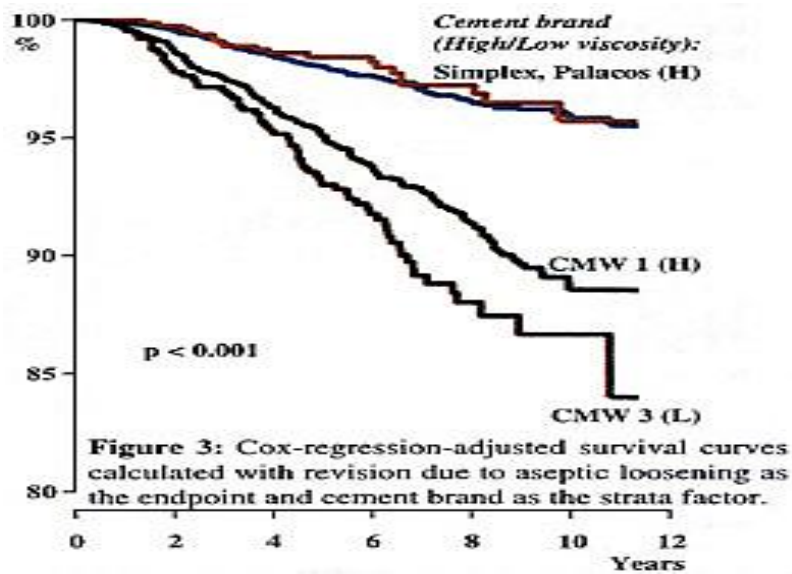


Figure 2.11 Courbes de survie obtenues avec des ciments de viscosités différentes [79]

D'un point de vue scientifique il n'est pas correct de décrire le comportement d'un ciment en fonction de sa viscosité. Les ciments osseux doivent être présentés comme des substances viscoélastiques. Car au-delà du comportement visqueux comme un liquide, les ciments osseux présentent des propriétés élastiques comme un matériau solide et élastique, même à l'état pâteux. Durant le processus de polymérisation la portion visqueuse diminue tandis que la portion élastique augmente. Ce processus a quelques conséquences pratiques : le ciment osseux est lent à «couler». Afin d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans l'os spongieux, condition nécessaire à la fixation durable de l'implant, il faut appliquer une pression constante (phase de pressurisation selon les techniques modernes de cimentation). Un impact de courte durée sur le ciment n'est pas suffisant en raison de la «re-déformation» élastique obtenue plutôt que le coulage progressif recherché.

2.5.2.9 Caractéristiques de manipulation

Le mélange définitif et l'injection du ciment, sont réalisés pendant l'intervention chirurgicale par le chirurgien et son équipe. Pour cette raison les caractéristiques de manipulation revêtent une importance toute pratique [83].

D'une façon générale les caractéristiques de manipulation des ciments sont principalement déterminées par la composition de la poudre et du liquide. Mais il reste possible pour l'équipe

de bloc d'agir partiellement sur ces caractéristiques en modifiant dans une certaine mesure la procédure de préparation, comme cela va être démontré ci-dessous.

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en 4 temps :

- La phase de mélange
- La phase de repos
- La phase d'injection (phase de travail)
- La phase de durcissement

a. Phase de Mélange

La phase de mélange doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des 2 composants : poudre et liquide. Il faut noter que les phases de mélange peuvent être différentes selon le type de ciment choisi. Certaines notices de préparation du ciment indiquent qu'il faut ajouter le liquide à la poudre, alors que d'autres indiquent une procédure inverse. La raison pour cette opposition est à rechercher dans la composition chimique des différents ciments et dans leurs aspects physiques. Les instructions fournies par le fabricant doivent être strictement respectées si l'on souhaite optimiser les qualités du matériau.

Les différences de composition de chaque ciment expliquent aussi les différences de comportement lors de la phase de mélange. Certains ciments sont immédiatement lisses et liquides alors que d'autres se comportent d'abord comme du sable mouillé, puis prennent une texture lisse et liquide après un certain temps. Pour éviter tout problème pendant la manipulation, le chirurgien doit être familiarisé avec le comportement du ciment utilisé.

Au début de l'utilisation des ciments osseux, la procédure standard de mélange était la préparation manuelle dans un bol. Il a été démontré que cette manière de faire résultait en une variation importante de la qualité du ciment obtenu, en fonction de la personne qui exécute la phase de mélange. L'homogénéité du mélange par rapport à sa porosité, en particulier, variait de façon importante. Il n'est donc pas possible de considérer ce type de préparation manuelle comme une procédure de référence. De plus, comme le ciment était préparé à l'air libre, le personnel de bloc était exposé de manière relativement importante aux vapeurs de monomère. Il a été démontré que l'exposition réduite aux vapeurs de monomère ne présentait pas de toxicité

réelle pour le personnel de bloc, mais on ne peut néanmoins recommander une exposition prolongée à ces vapeurs qui serait due à une utilisation intensive de ciments osseux.

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer une procédure optimale de mélange : mélange mécanique, vibration, centrifugation, ... Mais c'est finalement la mise au point de système de préparation sous vide qui a permis d'obtenir une qualité constante et reproductible, en même temps qu'une réduction significative de l'exposition au monomère. Mais le point le plus critique reste la porosité du matériau. Un nombre important d'études in vitro ont mis en évidence une corrélation directe entre une porosité réduite et l'accroissement de la stabilité mécanique.

Dans le Registre Suédois d'Arthroplastie de Hanche, le registre qui répertorie le plus grand nombre de cas au monde, il a été démontré que la préparation sous vide du ciment permettait d'obtenir de meilleurs résultats cliniques à long terme par rapport à une préparation manuelle simple. Ces résultats nous obligent à considérer la préparation sous vide du ciment comme un point important des techniques modernes de cimentation. Pour les mêmes raisons, et en plus de la réduction des vapeurs de monomère, les systèmes de préparation sous vide du ciment définissent désormais la procédure standard type de préparation du ciment dans des pays comme la Suède et la Norvège.

b. Phase de Repos

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un gonflement de ces particules. A cet instant, le ciment colle encore au gant du manipulateur, et il ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

Dans les techniques de cimentation modernes, le ciment n'est plus mis en place manuellement, mais avec un matériel d'injection ou une seringue. Il n'y a plus de contact direct entre les gants du chirurgien et le ciment, de sorte que l'adhérence au gant n'est plus une mesure significative. Mais un autre aspect doit être pris en considération : celui de la viscosité du ciment. La plupart des ciments disponibles réclament un temps de repos avant d'atteindre le niveau de viscosité requis pour la mise en place. Pour cette raison le temps de repos doit être également respecté avec les systèmes de préparation et d'injection modernes.

c. Phase d'Injection

La phase d'injection est le temps opératoire pendant lequel le ciment et l'implant peuvent être mis en place sur le patient. Pendant cette phase la viscosité du ciment doit être suffisamment haute pour résister à la pression vasculaire du patient, mais en même temps doit être suffisamment basse pour que le ciment interpénètre efficacement les alvéoles spongieuses, condition essentielle à la stabilité du ciment dans l'os.

La méthode initiale de mise en place consistait à pousser le ciment avec le pouce. Le canal médullaire distal n'était pas obturé, et le lit osseux était rarement nettoyé avant la mise en place des composants. L'expérience maintenant longue de l'utilisation des ciments osseux, complétée par les enseignements des Registres Scandinaves, nous ont permis d'objectiver d'autres facteurs essentiels à l'amélioration à long terme de la stabilité des implants de hanche. Ces facteurs sont résumés dans le terme Technique Moderne de Cimentation

- L'Injection Rétrograde du ciment à l'aide d'une canule longue a démontré nettement ses avantages,
- Il est recommandé d'utiliser des obturateurs diaphysaires et des dispositifs de pressurisation,
- Il est recommandé de nettoyer méticuleusement le lit osseux à l'aide de dispositifs de lavage pulsé, afin d'améliorer l'interpénétration du ciment dans l'os, et de réduire les risques d'embolie graisseuse.

d. Phase de Durcissement

Pendant la phase de durcissement se produit la polymérisation finale de ce qui était du monomère. Le ciment se durcit. A la fin de la phase de travail la viscosité du ciment devient trop élevée pour permettre l'introduction de l'implant. Mais il faut rappeler que même à cet instant le ciment continue à avoir un certain comportement visqueux. Ce qui veut dire que le ciment peut encore se déformer sous la charge et modifier sa congruence à l'implant. Il est donc recommandé d'attendre la fin du processus jusqu'au durcissement final du ciment. L'état de durcissement doit être vérifié sur le patient ; le durcissement de l'échantillon habituellement conservé ne doit être qu'indicatif, et en aucun cas une preuve du durcissement final du ciment dans le patient.

e. Température-dépendance

Comme il a été décrit précédemment, la réaction de polymérisation du monomère liquide dans une phase solide de polymère dépend fortement de la température. Ce qui veut dire que la réaction est fortement accélérée quand la température s'élève, alors qu'à l'inverse les températures basses vont ralentir la réaction. Cette «température-dépendance» influence fortement sur la manipulation du ciment. Une variation de quelques degrés peut induire des écarts dans la manipulation de plusieurs minutes. Le personnel de salle doit tenir compte de la situation opératoire afin de prévenir les problèmes que pourraient occasionner une mise en place trop précoce ou au contraire trop tardive du ciment et de l'implant.

2.5.3 Propriétés Mécaniques

La fonction primaire des ciments osseux est de réaliser la fixation stable des endo-prothèses dans l'os, essentiellement des prothèses de hanche et de genou. Pendant toute la durée de vie de l'implant, le ciment doit répartir la charge depuis l'implant sur l'os et inversement. Des études biomécaniques ont démontré que les contraintes sur une hanche peuvent atteindre 9 fois le poids du corps [84]. Dans la hanche en particulier le mécanisme de contrainte est très complexe : c'est un mélange de charge compressive, de ploiement, de cisaillement, de torsion et de tension. Il est donc extrêmement difficile de reproduire la biomécanique de la hanche en laboratoire. En conséquence, seules quelques méthodes d'évaluation ont été déterminées dans la norme *ISO 5833* afin de tester la résistance mécanique des ciments osseux : résistance en compression, résistance en flexion, et module d'élasticité. Dans la norme *ISO 5833* les valeurs limites sur ces critères sont les suivantes :

- > 70 MPa pour la résistance en compression,
- > 50 MPa pour la résistance en flexion,

2.5.4 Effets de l'environnement in vivo sur le ciment acrylique

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment [85] empêchent une liaison complète des billes prépolymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes prépolymérisées à la surface du ciment. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120µm, soit environ 2 à

4 couches de billes. De plus, les substances contenues dans les tissus peuvent interférer [85] avec la polymérisation du monomère. L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

Le poids des échantillons de ciment conservés dans l'air diminue avec le temps, probablement en raison du relargage du monomère résiduel. Celui des échantillons conservés dans l'un des trois milieux fluides suivants : eau distillée, solution de Ringer, Intralipide augmente, mettant en évidence la pénétration du milieu environnant dans le ciment. Braden [85] a montré que le taux de saturation d'éprouvettes de 5 mm d'épaisseur était de 99,9% au bout de 120 jours de conservation dans l'eau. Ces résultats concordent avec ceux de Hailey et al qui constatent une stabilisation à 140 jours environ. Jaffee et al. [86] ont conservé des échantillons de ciment pour os dans du sérum bovin pendant plus de 2 ans et n'ont constaté aucune détérioration dans le comportement statique ou en fatigue - compression du ciment. La conservation d'éprouvettes dans de l'eau augmente le WOF (Works Of Fracture) avec le temps. Défini comme le travail requis pour propager une fissure dans un matériau, le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture du ciment. Cette augmentation du WOF a été attribuée à l'effet plastifiant dû à la pénétration de l'eau dans le ciment. Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs de WOF d'éprouvettes conservées dans de l'eau ou dans une solution de Ringer. Les sels physiologiques ne semblent donc pas avoir d'effet sur le comportement à la fracture du ciment. La conservation d'éprouvettes de ciment dans des lipides augmente également la valeur du WOF, mais dans une moindre mesure que lorsque le milieu de conservation est de l'eau. Le monomère étant un puissant solvant des lipides, Hailey et al [87] estiment que l'interaction monomère – lipides est responsable de ces valeurs de WOF. La conservation du ciment pour os à des températures physiologiques par comparaison à des températures de laboratoire a une grande influence sur les modifications chimiques du ciment après durcissement et sur son comportement à la fracture. Des échantillons de ciment conservés à l'air à la température du laboratoire ont des valeurs de WOF plus élevées de 25% que celles d'éprouvettes conservées à l'air et à la température du corps. Cette diminution a été attribuée à la déperdition du monomère résiduel, qui est connu pour avoir un effet plastifiant sur le PMMA. A 37°C, la mobilité plus grande du monomère a un effet général plus important sur le WOF que la mobilité accrue du milieu de

conservation. De même que pour les ciments acryliques dentaires [89], les propriétés mécaniques du ciment acrylique chirurgical sont influencées par le relargage hors de la masse de ciment d'éléments de faible poids moléculaire et par l'absorption d'autres éléments à faible poids moléculaire provenant du milieu environnant [90-91].

2.6 Infection sur prothèse

2.6.1 Généralité

La chirurgie prothétique est une intervention lourde avec un risque per et postopératoire majeur, elle a certes des avantages mais elle génère aussi des complications qui peuvent être invalidantes.

Les risques per opératoires sont surtout de l'ordre vasculo-nerveux et les complications post opératoires à moyen et à long terme sont représentées par : les infections, les descellements septiques et aseptiques, les luxations, les fractures et les inégalités de longueur des membres.

L'infection sur prothèse articulaire de la hanche demeure l'une des complications les plus complexes à gérer à la fois pour le patient et le chirurgien en raison des difficultés à guérir l'infection, des risques opératoires élevés, de la toxicité de l'antibiothérapie, des conséquences fonctionnelles et sociales pour le patient et du surcout pour la société (hospitalisations souvent itératives, antibiothérapies de longue durée, arrêts de travail et séquelles sévères pour les plus jeunes).

La plupart des infections sur PTH dans le mois suivant l'implantation sont des infections associées aux soins et rentrent donc dans le cadre de la procédure de signalement des infections nosocomiales, est dite IN tout épisode infectieux se situent en aval de la fin de l'hospitalisation notamment en postopératoire ; un délai de 30 jours après l'intervention est classiquement admis, pouvant aller jusqu'à un an après implantation de matériel étranger. Actuellement le risque de faire une IN sur PTH s'est considérablement aggravé avec les techniques de soin de plus en plus agressives, avec l'émergence de bactéries multi résistantes aux antibiotiques chez les patients de plus en plus fragiles.

Alors que de nombreux progrès ont été réalisés ces dernières décennies sur le plan thérapeutique, tant au niveau médical que chirurgical, il est paradoxal de constater que le diagnostic des infections sur prothèse articulaire reste encore de nos jours l'une des principales difficultés. La ponction articulaire reste le moyen incontournable pour le diagnostic d'infection

sur prothèse articulaire et doit être réalisée pour la quasi-totalité des reprises de prothèses articulaires.

La prise en charge de l'infection sur PTH doit être plus précoce et surtout pluridisciplinaire nécessitant une étroite collaboration médico-chirurgicale, la reprise en deux temps reste la référence mais elle tend à être remplacée par une chirurgie en un temps. Le but du traitement est double : éradiquer l'infection mais aussi préserver la fonction de l'articulation.

La guérison est définie par l'absence de récurrence clinique et/ou microbiologique à au moins six mois de la fin du traitement antibiotique.

Les infections sur PTH doivent absolument être diagnostiquées et prises en charge le plus tôt possible car risque d'évoluer défavorablement et rapidement vers une fistulisation, un abcès voire un sepsis pouvant mettre en jeu le pronostic vital du malade ou parfois la perte du fonctionnement du membre.

2.6.2 Mécanismes de l'infection

Une infection sur matériel étranger correspond à la colonisation de ce matériel par des bactéries. Ce processus de colonisation aboutit à la formation d'un biofilm composé, par les bactéries, les protéines de l'hôte et le slime, [92]

Le slime ou glycocalyx est une substance polysaccharidique produite par de nombreuses espèces bactériennes (staphylocoques, bacilles à gram négatif).

Le processus de colonisation se fait en 3 étapes :

L'adhérence : elle suppose des interactions entre les biomatériaux, les bactéries et les protéines de l'hôte. Ces interactions sont d'ordres physico-chimiques. Elles peuvent être modifiées par la nature même du matériel (ciment acrylique, titane, . . .). Après un temps réversible d'adsorption de surface, les interactions deviennent fortes et irréversibles.

L'accumulation : le slime sécrété par les bactéries permet leur agrégation et la constitution d'un environnement amorphe propice à la formation de microcolonies. Les bactéries deviennent alors, résistantes aux antibiotiques et à l'action des polynucléaires. [94]

La persistance : l'organisation en microcolonies modifie les propriétés métaboliques des bactéries. Elles sont placées en phase métabolique stationnaire et de faible multiplication, assurant ainsi leur survie pendant des mois voire des années au contact de l'implant.

A ce stade, très peu d'antibiotiques conservent des propriétés bactéricides sur les germes en croissance lente.

2.6.3 Germes en cause

La contamination peut être directe au cours d'une intervention chirurgicale ou secondaire de source hématogène à l'occasion d'une bactériémie. Actuellement, les infections ostéo-articulaires sont le plus souvent secondaires à la pénétration directe d'une bactérie dans l'os ou l'articulation.

Les bactéries responsables de ces infections appartiennent à la flore commensale cutanée. Ce sont les cocci à gram positif, représentant environ 60% des bactéries rencontrées, avec le *staphylocoque Aureus*, le *staphylocoque epidermidis* et les streptocoques. [93]

Le pouvoir d'adhésion de la bactérie a la prothèse du type de germe. Ainsi le *Staphylococcus aureus* se fixe préférentiellement sur les métaux et les tissus nécrotiques, le *Staphylococcus epidermidis* sur les matériaux polymériques comme les polyéthylènes. [94]

D'autres bactéries, provenant des couches cutanées profondes, sont responsables d'environ 20% des infections sur prothèse. Ce sont des germes anaérobies tels que le *Propionibaeterium aenes*, le *Peptostreptoeoeus magnus* et le *Corynebaeterium*. Ils sont à l'origine d'infection torpide et chronique. [95]

Les bacilles à gram négatif sont plus rarement impliqués, leur origine est le plus souvent hématogène à point de départ urinaire et digestif

Le traitement des infections sur PTH est particulièrement complexe car il doit permettre l'éradication de l'infection, qui passe par l'élimination du biofilm, tout en préservant la fonction articulaire et la qualité de vie du patient. Il repose sur une prise en charge conjointe médicale et chirurgicale, multidisciplinaire.

2.6.4 Traitement chirurgical

Le versant chirurgical du traitement est un élément essentiel dans la prise en charge des IPA. L'antibiothérapie seule sans aucun traitement chirurgical conduit à l'échec dans la plupart des cas, et ne peut être envisagée que dans des situations palliatives où le patient est inopérable.

Le traitement standard consiste en un changement de prothèse en 2 temps chirurgicaux distincts, associé à l'antibiothérapie. Cependant, ce traitement est parfois difficile à réaliser car il

nécessite 2 interventions chirurgicales (ce qui peut poser un problème chez les patients avec comorbidités), ainsi qu'un stock osseux suffisant. De plus, ce changement en 2 temps peut être source de complications du fait de l'immobilisation et de l'hospitalisation prolongées, notamment chez les patients âgés, et conduit parfois à un résultat fonctionnel décevant. D'autres stratégies ont donc été utilisées, chacune dans des indications bien particulières : le lavage - débridement avec conservation de la prothèse, le changement prothétique en 1 temps, la dépose de la prothèse sans repose d'une nouvelle prothèse, l'arthrodèse et l'amputation.

Le choix de la stratégie chirurgicale dépend de plusieurs paramètres : les comorbidités du patient, la date d'apparition des symptômes d'IPA (inférieure ou supérieure à 3 semaines), l'état de la prothèse (stable ou instable), l'état des tissus mous péri-prothétiques, et éventuellement la documentation bactériologique préopératoire (à l'aide d'une ponction articulaire ou d'hémocultures).

2.6.4.1 Lavage de l'articulation, prothèse laissée en place

Un débridement de tous les tissus infectés et un lavage de l'articulation sont effectués le plus souvent à ciel ouvert, parfois sous arthroscopie. Le lavage articulaire et le débridement « à ciel ouvert » doivent être privilégiés, plutôt que l'arthroscopie. Une étude rétrospective de 2009 chez 112 patients atteints d'IPA traités par « DAIR » (« debridement, antibiotics and implant retention ») montrait un risque d'échec du traitement multiplié par 5.4 en cas de débridement sous arthroscopie [96].

Le terme de débridement regroupe la détersion des tissus infectés (tissus mous et osseux) et des fausses-membranes, l'évacuation d'un éventuel hématome et l'ablation d'un trajet fistuleux. Il doit être répété en cas de besoin.

Le lavage, réalisé au sérum physiologique ou avec une solution antiseptique, doit être abondant (9 à 12 litres) et pulsatile. La luxation de la prothèse et le nettoyage de l'interligne prothétique sont recommandés.

Ce procédé est habituellement réservé aux :

- 1) infections postopératoires précoces (< 1 mois) ;
- 2) à germes peu virulents ;
- 3) aux personnes présentant des contre-indications à la reprise chirurgicale
- 4) à la prothèse stable ;
- 5) les tissus mous ne sont pas ou peu endommagés,
- 6) il n'y a pas de fistule ni d'abcès péri-prothétique ;

7) les prélèvements préopératoires sont négatifs ou mettent en évidence un germe sensible à des antibiotiques anti-biofilm et

8) le patient n'est pas porteur de comorbidités sévères. Ce procédé semble d'autant plus efficace qu'il est réalisé très précocement (< 2 jours) [97-99]. Selon une étude rétrospective récente, portant sur 33 infections de prothèse à *Staphylococcus aureus* (mécicilline sensible dans 97 % des cas), les patients traités par débridement et lavage plus de 48 heures après le début des signes cliniques (douleur, fièvre, œdème) avaient un risque relatif d'échec d'environ 4 [100].

Initialement réservée aux seuls patients récusés pour la reprise chirurgicale, cette technique est actuellement proposée dans le traitement des infections de prothèse prises en charge très précocement par rapport au début des signes infectieux [101].

Lorsqu'une seule des conditions ci-dessus n'est pas remplie, la prothèse doit être enlevée. Différentes options chirurgicales sont alors possibles : changement prothétique en 1 temps, changement prothétique en 2 temps, dépose de la prothèse sans repose, voire amputation.

2.6.4.2 Remplacement de prothèse en un temps

La prothèse infectée est réséquée (en totalité ou en partie), avec un lavage articulaire et un curetage extensif (dit « carcinologique ») des tissus macroscopiquement suspects. Puis dans le même temps opératoire, une prothèse est réimplantée avec le plus souvent un scellement par un ciment imprégné d'antibiotique. Il n'y a pas d'étude prospective contrôlée permettant de comparer cette technique aux autres. De plus les résultats de cette technique sont variables en fonction de l'opérateur. Les séries les plus optimistes rapportent un taux de succès de 84 % avec un recul de plus de 7 ans [102–103]. Plus répandue en Europe qu'aux États-Unis, cette technique permet d'éviter l'alitement prolongé et la sur-morbidité liés à la résection articulaire. Des résultats corrects peuvent être obtenus si l'antibiothérapie, débutée dès la réalisation des prélèvements per opératoires, est d'emblée dirigée contre les germes en cause (Intérêt d'une documentation préopératoire par ponction radioguidée) et maintenue à des taux plasmatiques efficaces pendant 6 à 12 semaines.

Le changement prothétique en 1 temps est réservé aux IPA à germe peu virulent, lorsque les tissus mous sont peu endommagés (notamment en l'absence de fistule). L'inconvénient principal de cette stratégie est le risque de récurrence de l'infection sur la nouvelle prothèse.

2.6.4.3 Remplacement en deux temps

Il s'agit de l'ablation de tous les composants prothétiques, d'un nettoyage et curetage, associé à une résection de la tête et du col et une mise en place d'un espaceur (« spacer ») contenant

des antibiotiques. Puis après plusieurs semaines d'antibiothérapie, une nouvelle intervention est réalisée avec implantation d'une nouvelle prothèse. Les résultats à long terme de cette méthode en font le traitement le plus efficace des infections de prothèse [104-105]. « Gold standard » du traitement pour les Américains, cette méthode est créditée des meilleurs résultats dans les séries rétrospectives. Elle constitue la prise en charge la plus radicale des infections sur prothèse en permettant une période d'antibiothérapie en l'absence de matériel, ce qui, eu égard à la physiopathologie de ces infections, est théoriquement préférable. Il existe néanmoins des cas où cette technique est impossible : perte de substance osseuse compromettant une réimplantation en cas de résection temporaire, patients fragiles susceptibles de ne pas tolérer l'immobilisation. En outre, pour des raisons techniques, l'ablation totale du matériel n'est pas toujours possible.

Le changement prothétique en 2 temps est réservé aux IPA à germe considéré comme difficile à traiter (MRSA, « small-colony variant » de Staphylocoques, autres bactéries multi-résistantes, Entérocoques et champignons), ou lorsque les tissus mous sont endommagés, qu'il existe un abcès ou une fistule, un changement prothétique en 2 temps doit être réalisé. L'intervalle entre les 2 chirurgies est variable : il doit être prolongé, entre 6 et 8 semaines, en cas de germe difficile à traiter, et peut être plus court, entre 2 et 4 semaines, lorsque la chirurgie en 2 temps est réalisée devant des tissus mous endommagés [106]. Les délais proposés par les recommandations françaises sont également variables, allant de 4 à 6 semaines sans interruption de l'antibiothérapie pour un deux temps court, jusqu'à 3 à 6 mois pour un deux temps long [107].

2.7 Spacers de hanche

2.7.1 Généralités sur les spacers

Ce sont des implants articulaires fabriqués à partir du ciment chirurgical haute viscosité à 5% de gentamycine (contre 1.25% pour le ciment normal). Ils sont soit fabriqués manuellement en per opératoire (Fig.2.12) ou pré moulés offrant ainsi les avantages de surfaces polies limitant les phénomènes de friction avec l'os et son usure (fig.2.13).

La durée théorique de vie d'un Spacer ne doit pas excéder 6 mois sans quoi il sera considéré comme un corps étranger inerte sans action antibiotique.



Figure 2.12: Façonnage manuel d'un spacer en peropératoire



Figure 2.13: Spacer préformé

Le changement en deux temps, est avantageux pour le patient car le spacer permet de combler le vide provoqué par l'extraction de la prothèse. Le remplissage de l'espace mort est, du point de vue infectieux, important car un volumineux hématome peut s'infecter plus facilement.

Du point de vue orthopédique, le spacer a bien évidemment aussi des avantages. L'anatomie de l'articulation est mieux préservée avec moins de tissu fibreux et cicatriciel qui se forme dans et autour de l'articulation (arthrofibrose). Il y a également moins de contracture et de raccourcissement. La réimplantation est ainsi facilitée. Dans l'intervalle, la fonction de la hanche est meilleure et l'os fémoral reste mécaniquement sollicité ce qui évite une néfaste déminéralisation.

Le spacer est enrichi avec des antibiotiques qui vont permettre de traiter l'infection avec des doses locales très élevées d'antibiotiques sans avoir d'effet systémique pour le patient.

Le relargage péri prothétique de l'antibiotique dépend de la porosité du ciment, de sa granulométrie, sa viscosité, de la surface de contact ciment-os, des caractéristiques de l'antibiotique utilisé. (Concentration et solubilité.)

Pour la hanche, l'antibiotique est réparti de façon homogène sur la périphérie de l'implant (zone corticale d'une épaisseur de 3 mm chargée d'antibiotique). La diffusion passive permet au liquide éluant de se charger de gentamycine. Toute la charge d'antibiotique se situe sur la zone d'échange (zone de contact os ciment) contrairement aux Spacers fabriqués en per opératoire.

Le relargage de l'antibiotique (la gentamicine est la plus utilisée) répond aux lois de la diffusion : il est proportionnel au potentiel hydrophile des composants polymères du ciment et à la qualité de sa surface : granulométrie, porosité, viscosité du ciment. Aussi pour la hanche, le spacer a une zone périphérique faite d'un ciment plus poreux que celui de la partie centrale. Il favorise la diffusion en périphérie et garde ses qualités mécaniques dans la partie centrale de la tige.

La gentamicine est thermostable, hydrosoluble et diffuse facilement. Sa libération locale est régulière et proportionnelle à la surface de l'implant. Elle est maximale pendant les premières 24 h et diminue rapidement. Elle atteint un plateau ensuite à 432h pour la hanche et 600 h pour le genou. La diffusion de l'antibiotique permet d'obtenir in situ des taux très supérieurs à ceux fournis par la simple administration parentérale (>300 fois la Concentration Minimale Inhibitrice : CMI) Cette concentration reste locale sans passage systémique limitant les effets secondaires des amino-glycosides. Cette concentration reste efficace pendant environ 3 à 4 mois.

La résistance des spacers est un élément important qui conditionnera la remise en charge des patients dans la période d'intérim du spacer. On peut augmenter le nombre d'antibiotique dans un spacer pour étendre son spectre antibactérien mais on en diminue sa résistance.

2.7.2 Technique opératoire

La taille appropriée du spacer devrait être confirmée par la réduction d'essai, il faut réaliser un compromis entre la stabilité et la mobilité de l'articulation. Cette taille peut être déterminée en utilisant : les dimensions des implants enlevés ou les calques de spacer superposé à la radiographie.

Étape 1 : Enlèvement du ciment et de l'os collés autour de la partie supérieure de la prothèse afin que lors de l'extraction de la tige, l'os ne casse pas (fig.2.14). La prothèse peut alors être enlevée à l'aide d'un instrument d'extraction spéciale (fig.2.15). Un débridement rigoureux de tous les tissus nécrosés est indispensable pour l'éradication de l'infection.

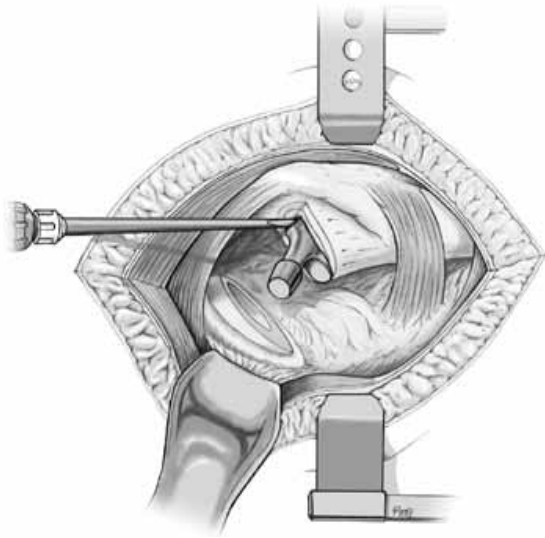


Figure 2.14: Enlèvement du ciment et de l'os entourant de l'extrémité du fémur



Figure 2.15: Extraction de la tige fémorale.

Étape 2 : À l'aide d'un ostéotome long le chirurgien enlève le reste de ciment et de tissu nécrosé au niveau de la partie distale de l'empreinte prothétique (fig.2.16). Un alésoir flexible permet de parfaire de travail (fig.2.17).

Étape 3 : Après un lavage pulsé qui évacuera les derniers débris, le spacer est inséré puis impacté dans le fémur à l'aide d'un impacteur non métallique (fig.2.18).

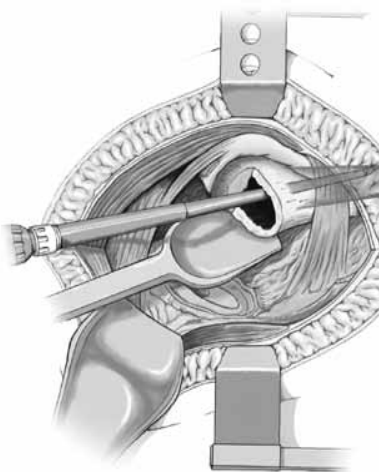


Figure 2.16: Enlèvement du ciment du canal fémoral



Figure 2.17: Alésage du canal fémoral



Figure 2.18: Fixation finale du spacer à l'aide d'un impacteur

Chapitre 3 - Validation du modèle numérique

- 3.1 Introduction 63
- 3.2 Méthode explicit pour problème quasi-statique 64
- 3.3 Analyse par éléments finis..... 67
- 3.4 Conclusion..... 82

3.1 Introduction

L'analyse statique non linéaire a été utilisée dans de nombreuses études pour différentes modélisations sous chargement quasi-statique. En raison de la limitation de la capacité des ordinateurs, la première étude qui a été développée à l'aide de modèles EF bidimensionnels (2D) [108-110] a montré que les modèles 2D ne sont pas appropriés pour prédire avec précision le comportement mécanique des structures. Les capacités de calcul avancées, d'autre part, ont permis à de nombreux chercheurs de développer des modèles de méthode implicite tridimensionnelle (3D) pour analyser différentes géométries dans différentes conditions de chargement [111-113].

Cependant, le processus de simulation a rencontré des problèmes liés à la convergence et à la complexité de la géométrie. Pour surmonter les difficultés de convergence, plusieurs chercheurs ont effectué une analyse dynamique qui a montré une bonne corrélation entre les résultats numériques et expérimentaux [114, 115].

La méthode d'intégration explicite a également été utilisée pour analyser le comportement mécanique de différentes structures sous chargement quasi-statique [116]. Cette méthode associée à l'étude de la propagation des fissures est essentielle pour éviter les fractures soudaines et éviter le relâchement de la prothèse [14-15].

De nombreux chercheurs ont étudié expérimentalement le comportement mécanique des spacers montrant les avantages de l'ajout de renforts [7, 117-119]. Bien qu'il existe très peu d'études numériques sur les spacers de hanche [8, 16, 120], aucune d'entre elles n'a été validée, ni ne peut être utilisée pour prédire la propagation de la fissure dans le spacer.

L'objectif de ce chapitre est de créer et de valider un modèle numérique réaliste pour simuler le comportement mécanique du spacer sous charge quasi-statique. Les résultats numériques ont été comparés aux résultats des tests expérimentaux de spacer de hanche [7-8] pour valider le modèle numérique. En outre, les principaux facteurs influençant le modèle ont également été discutés.

3.2 Méthode explicite pour problème quasi-statique

La méthode de résolution explicite est une véritable procédure dynamique développée à l'origine pour modéliser des événements d'impact à grande vitesse dans lesquels l'inertie joue un rôle dominant dans la solution. Les forces de déséquilibre se propagent sous forme d'ondes de contrainte entre les éléments voisins tout en résolvant un état d'équilibre dynamique. Étant donné que l'incrément de temps stable minimum est généralement assez petit, la plupart des problèmes nécessitent un grand nombre d'incréments.

La méthode de résolution explicite s'est également avérée utile pour résoudre des problèmes quasi-statiques. ABAQUS / Explicit résout certains types de problèmes statiques plus facilement qu'ABAQUS / Standard.

Pour fournir une compréhension plus intuitive des différences entre un cas de chargement lent et quasi-statique et un cas de chargement rapide, nous utilisons l'analogie illustrée à la Figure 3.1.

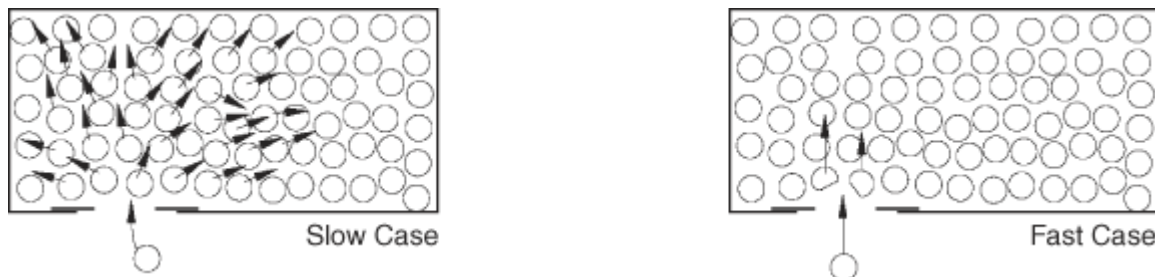


Figure 3.1: Analogie pour les cas de chargement lent et rapide [9]

La figure montre deux cas d'ascenseur plein de passagers. Dans le cas lent, la porte s'ouvre et vous entrez. Pour faire de la place, les occupants adjacents à la porte poussent lentement leurs voisins, qui poussent leurs voisins, etc. Cette perturbation traverse l'ascenseur jusqu'à ce que les personnes à côté des murs indiquent qu'elles ne peuvent pas bouger. Une série d'ondes traverse l'ascenseur jusqu'à ce que chacun ait atteint une nouvelle position d'équilibre. Si vous augmentez légèrement votre vitesse, vous pousserez vos voisins plus fort qu'avant, mais à la fin tout le monde se retrouvera dans la même position que dans le cas lent.

Dans le cas rapide, la porte s'ouvre et vous entrez dans l'ascenseur à grande vitesse, ce qui ne permet pas aux occupants de se réorganiser pour vous accueillir. Vous blesserez les deux personnes directement devant la porte, tandis que les autres occupants ne seront pas affectés.

Le même raisonnement est vrai pour les analyses quasi-statiques. La vitesse de l'analyse peut souvent être augmentée sensiblement sans dégrader gravement la qualité de la solution quasi-statique ; le résultat final du cas lent et du cas quelque peu accéléré sont presque les mêmes. Cependant, si la vitesse d'analyse est augmentée jusqu'à un point où les effets d'inertie dominent, la solution a tendance à se localiser et les résultats sont très différents de la solution quasi-statique.

La résolution avec ABAQUS/Explicit se fait en avançant *explicitement* dans le temps et en considérant le système comme dynamique (même si le problème est statique). L'équation à résoudre est l'équation usuelle de Newton :

$$M\ddot{u} = P - I \quad (3.1)$$

\ddot{u} étant le vecteur des accélérations nodales et M la matrice de masse nodale.

L'algorithme utilisé par ABAQUS/ Explicit peut être décrit par les étapes suivantes :

- Pour chaque incrément de temps t , connaissant les forces externes $P(t)$ et internes $I(t)$, il est possible de calculer les accélérations nodales :

$$\ddot{u}(t) = (M)^{-1}(P(t) - I(t)) \quad (3.2)$$

- En intégrant deux fois cette équation à l'aide de la méthode des différences finies centrales, on retrouve le vecteur des déplacements nodaux :

$$\dot{u}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) = \dot{u}\left(t - \frac{\Delta t}{2}\right) + \frac{\Delta t(t + \Delta t) + \Delta t(t)}{2} \ddot{u}(t) \quad (3.3)$$

$$u(t + \Delta t) = u(t) + \Delta t(t + \Delta t) \dot{u}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) \quad (3.4)$$

- L'étape suivante consiste à calculer l'incrément de déformation au niveau des éléments, connaissant le taux de déformation $\dot{\epsilon}$, et puis calculer les contraintes au niveau des éléments en utilisant la loi constitutive du matériau :

$$\sigma(t + \Delta t) = f(\sigma(t), d\epsilon) \quad (3.5)$$

- Finalement, le nouveau vecteur des forces nodales internes est calculé : $I(t+\Delta t)$. Le processus est ensuite répété pour l'incrément suivant : $t + \Delta t$.

Ainsi, avec cette philosophie, une force appliquée à un nœud est interprétée comme une accélération nodale et est transmise au cours des incréments suivants, aux nœuds adjacents.

L'avantage de la version explicite apparaît clairement puisque le logiciel ne fait pas d'itérations. Ainsi, connaissant le nombre d'incrément de temps et la durée de calcul pour chaque incrément, il est possible de déterminer d'avance le temps nécessaire pour l'analyse.

3.2.1 Vitesse de chargement

Le temps réel nécessaire à un processus physique est appelé son temps naturel. En général, il faut exécuter une analyse en temps naturel pour qu'un processus quasi-statique produise des résultats statiques précis. On peut augmenter la vitesse de chargement afin que le même événement physique se produise en moins de temps tant que la solution reste presque la même que la vraie solution statique et que les effets dynamiques restent insignifiants.

Pour des raisons de précision et d'efficacité, les analyses quasi-statiques nécessitent l'application d'un chargement aussi fluide que possible. Les mouvements brusques et saccadés provoquent des ondes de contrainte, qui peuvent induire des solutions bruyantes ou inexactes.

3.2.2 Mise à l'échelle de la masse (Mass scaling)

La mise à l'échelle de la masse permet d'effectuer une analyse de manière économique sans augmenter artificiellement la vitesse de chargement. Les équations suivantes montrent comment l'incrément de temps stable est lié à la densité du matériau. La limite de stabilité du modèle est l'incrément de temps stable minimum de tous les éléments. Il peut être exprimé comme

$$\Delta t = \frac{L^e}{c_d} \quad (3.6)$$

où L^e est la longueur caractéristique de l'élément et c_d est la vitesse d'onde de dilatation du matériau. La vitesse de l'onde de dilatation pour un matériau élastique linéaire avec un coefficient de Poisson égal à zéro est donnée par

$$c_d = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (3.7)$$

où ρ est la densité du matériau.

Selon les équations 3.6 et 3.7, augmenter artificiellement la densité du matériau, d'un facteur de f^2 diminue la vitesse de l'onde d'un facteur de f et augmente l'incrément de temps stable d'un facteur de f . Lorsque la limite de stabilité globale est augmentée, moins d'incrément sont

nécessaires pour effectuer la même analyse, ce qui est l'objectif de la mise à l'échelle en masse. Cependant, La mise à l'échelle de la masse a exactement la même influence sur les effets d'inertie que l'augmentation artificielle de la vitesse de chargement. Par conséquent, une mise à l'échelle de la masse excessive, peut conduire à des solutions erronées.

3.3 Analyse par éléments finis

Des modèles numériques 3D illustrant les dispositifs expérimentaux (Fig. 3.2) réalisés par T. Thielen dans ses deux articles [7-8] ont été développés à l'aide du logiciel ABAQUS.

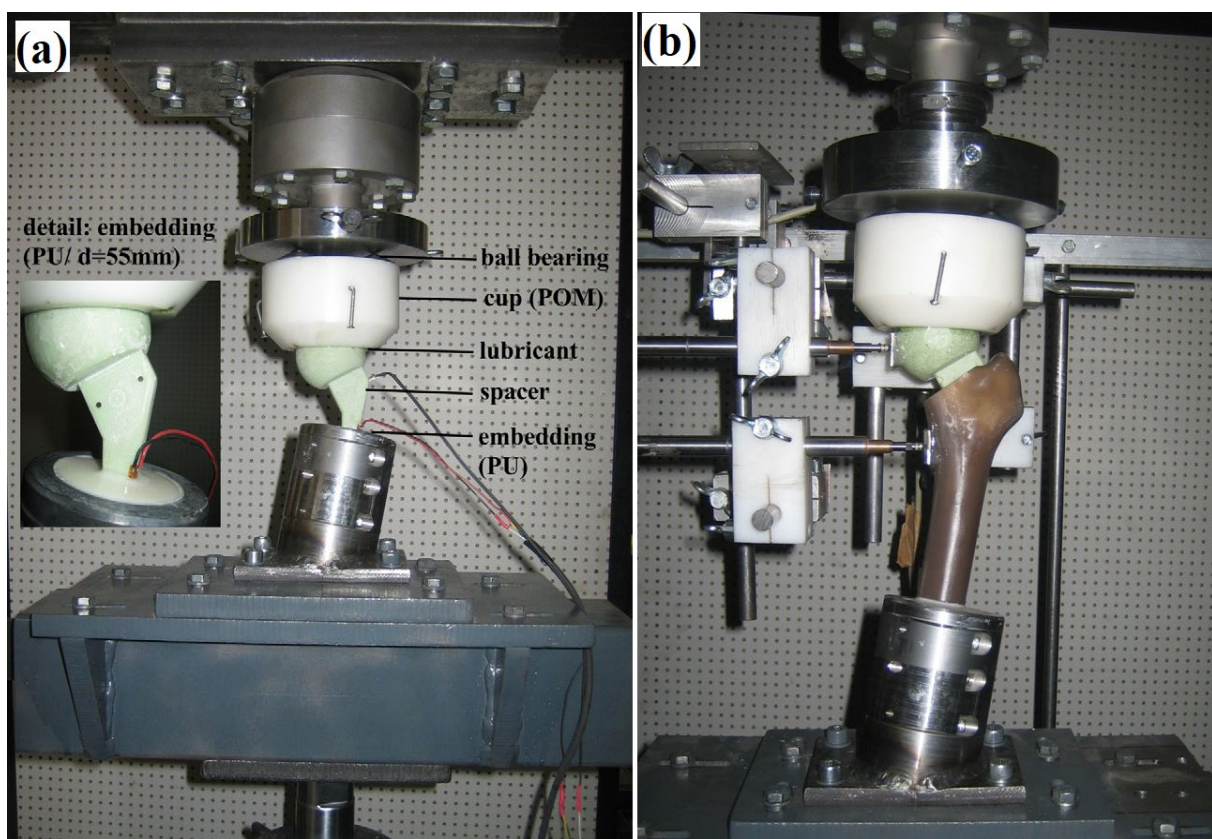


Figure 3.2: Dispositifs expérimentaux de T.Thielen ; (a) : spacer inséré dans un cylindre [7], (b) : spacer inséré dans un fémur artificiel [8]

La tête du spacer utilisé dans les deux expériences a un diamètre de 50 mm et la longueur de la tige est de 100 mm avec une surface de 13 300 mm² (Fig.3.3). Dans le premier modèle la tige est insérée de 60 mm dans le cylindre en polyuréthane (PU) et est inclinée de 10° selon le plan frontal et de 9° selon le plan sagittal (Fig.3.4 (a) et (b)). Le deuxième modèle utilise le même

spacer insérer avec cette même inclinaison dans un fémur artificiel coupé à 145 mm de son extrémité supérieur et encastré à sa base.

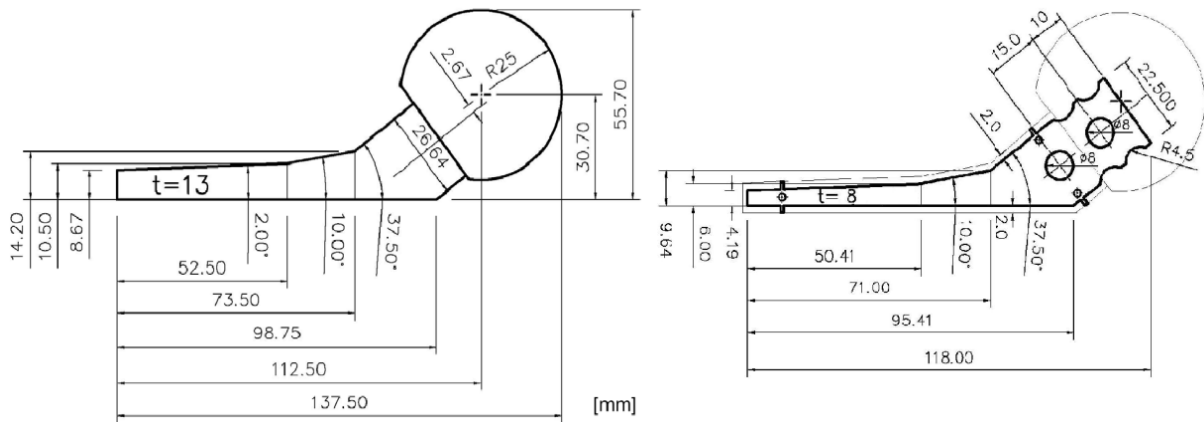


Figure 3.3: Dimensions du spacer et de son renfort [8].

Dans la présente étude, un contact sans frottement entre l'applicateur et la tête fémorale a été obtenu en remplaçant la cupule en polyoxyméthylène (POM) utilisé dans les essais expérimentaux [7-8] par une demi-sphère. Une telle modification a permis d'assurer un contact point à point unique entre l'applicateur et la tête du spacer. Le déplacement est imposé sur un point de référence placé sur la face supérieure de la demi-sphère.

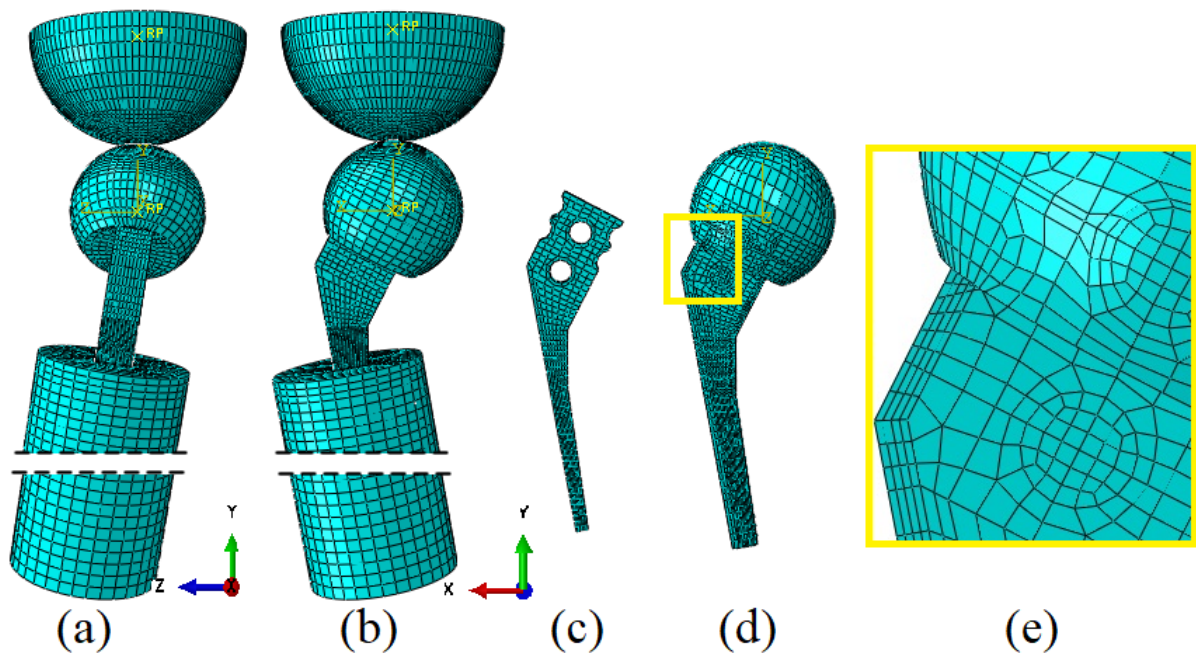


Figure 3.4: Maillage du modèle EF du spacer avec cylindre : (a) vue postérieure du spacer, (b) vue latérale du spacer, (c) renfort, (d) implant et (e) zone de haute flexion.

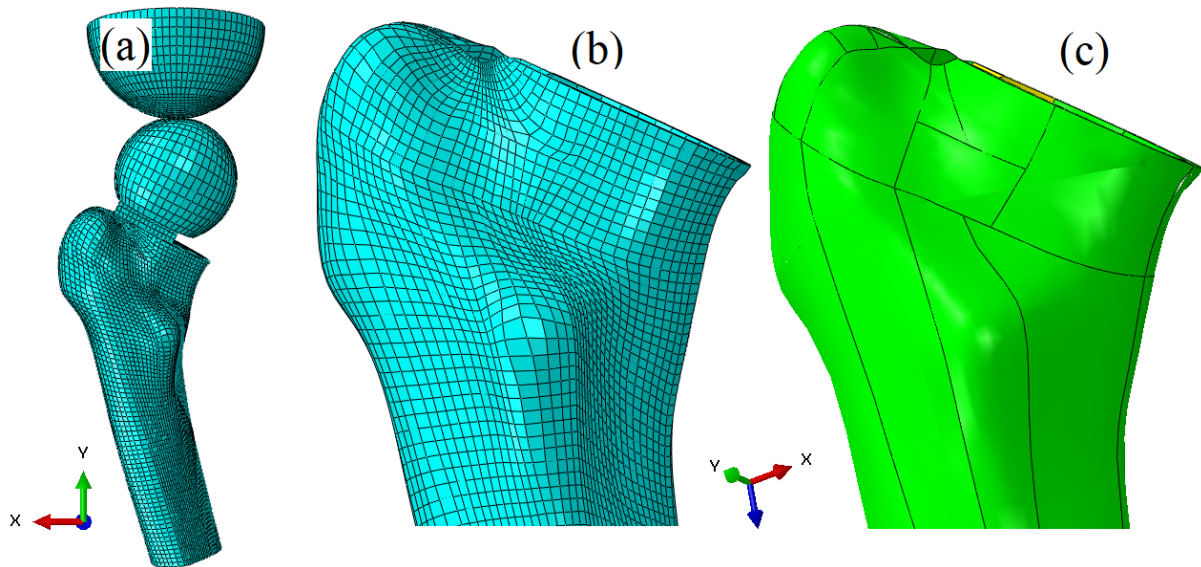


Figure 3.5: Maillage du modèle EF du spacer avec fémur : (a) vue latérale du modèle complet ;(b) maillage structuré de l'extrémité supérieure du fémur ;(c) partitionnement de l'extrémité supérieure du fémur.

Un processus de subdivision particulier a été adopté pour obtenir un maillage structuré au niveau du spacer et de son renfort ainsi que dans l'os fémoral (Fig. 3.5 (c)) permettant ainsi de minimiser le temps de calcul.

3.3.1 Contacts et type de maillage

La géométrie 3D des deux assemblages (Fig. 3.4 et 3.5) a été maillée à l'aide d'éléments hexaédriques à huit nœuds avec un seul point d'intégration (C3D8R). Ces éléments permettent une non-linéarité géométrique et matérielle et fournissent une solution avec une bonne précision et avec moins de temps de calcul. Néanmoins, l'utilisation du schéma d'intégration réduite présente un inconvénient qui peut entraîner une instabilité du maillage et une déformation à zéro énergie de déformation communément appelée effet sablier (Fig.3.6) ou «Hourglass». Pour éviter ce problème, au moins quatre éléments ont été utilisés dans les régions de haute flexion (Fig. 3.4(e)), et la contrainte de contact a été répartie entre plusieurs nœuds à l'aide de l'algorithme de contact surface à surface [9].

ABAQUS offre plusieurs méthodes pour le contrôle « Hourglass » : « *Relaxed Stiffness* », « *Enhanced, Stiffness, Viscous* et *combine Stiffness/Viscous* ». Le contrôle activé par défaut dans ABAQUS/Explicit est « *Relaxed Stiffness* », semble le mieux convenir pour cette étude. Le ratio (E_H/E_I) définissant l'énergie totale consommée par le mode de Hourglass divisée par

l'énergie totale interne de déformation doit être inférieure à 1-2 % tout le long de l'analyse [9].

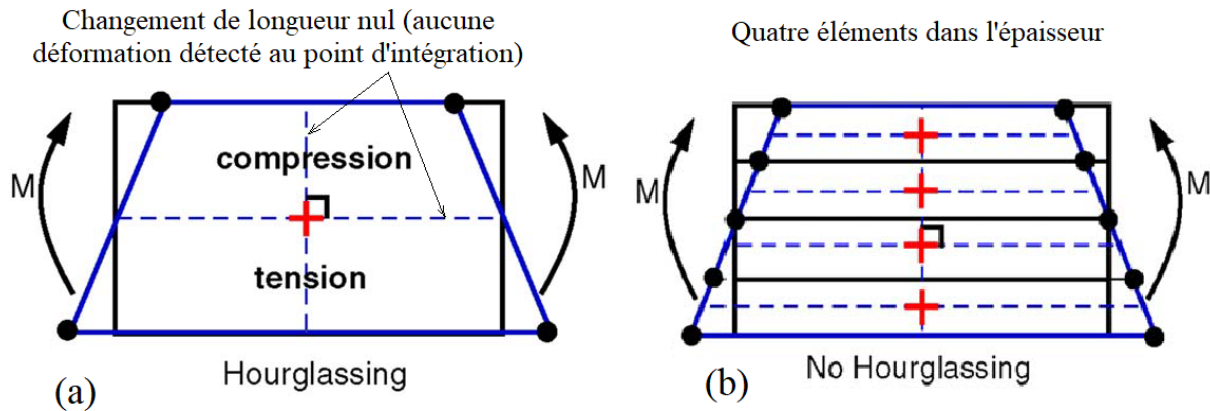


Figure 3.6 : Effet Sablier (Hourglass)

La modélisation des contacts est l'une des étapes les plus importantes pour une analyse plus précise. Par conséquent, le choix entre différentes propriétés d'interaction influe considérablement sur la précision des résultats. Le contact de liaison parfaite « Tie » avec la formulation surface à surface a été utilisé pour modéliser le contact entre le renfort et le spacer, ainsi qu'entre le spacer et le cylindre PU, ce choix a été motivé par le fait que le PU est coulé dans un cylindre en métal et adhère ainsi parfaitement au spacer ; cela permet de capturer les contraintes et les déformations de manière stable et rapide [121, 122].

Dans le deuxième modèle, le spacer est inséré dans un alésage préalablement pratiqué dans l'extrémité supérieure du fémur (Fig. 2.17 et 2.18), de ce fait un contact tangentiel avec coefficient de frottement de 0.3 est appliqué entre le spacer et les l'os .Pour définir l'interaction entre l'applicateur et la tête de la prothèse, un contact tangentiel sans frottement et un contact normal de type « hard » permettant la séparation entre les différentes surfaces utilisées.

3.3.2 Propriétés des matériaux

Le fémur utilisé dans le deuxième modèle est un fémur artificiel en matériaux composites de quatrième génération de la marque SAWBONES® [123] dont la coque corticale est faite en résine époxy renforcées avec des fibres de verre courtes et dont le noyau spongieux est réalisé en mousse de polyuréthane rigide.

Les propriétés élastiques des différents matériaux utilisés pour cette simulation sont les mêmes que celles utilisées par T. Thielen [7, 8] et sont présentées dans le tableau 3.1. Les propriétés

plastiques du titane grade 2 (fig. 3.7) ont été déterminées à partir de la courbe de contrainte-déformation nominales du Ti40 [124].

ABAQUS utilise les contraintes-déformations vraies (σ_{True} – ε_{True}) qui sont calculées à partir des valeurs nominales selon les équations suivantes :

$$\sigma_{True} = \sigma_{Eng}(1 + \varepsilon_{Eng}) \quad (3.8)$$

$$\varepsilon_{True} = Ln(1 + \varepsilon_{Eng}) \quad (3.9)$$

Tableau 3.1: Propriétés mécaniques des matériaux [8,123]

Matériels	Module de Young [MPa]	Coeff de Poisson	Densité [kg/m ³]
PMMA	2500	0.35	1188
Polyuréthane (PU)	4100	0.35	1010
Polyoxymethylene (POM)	3100	0.35	1010
Résine époxy renforcée	16000	0.3	1640
Mousse polyuréthane rigide	155	0.3	270
Titane grade 2	110000	0.34	4500

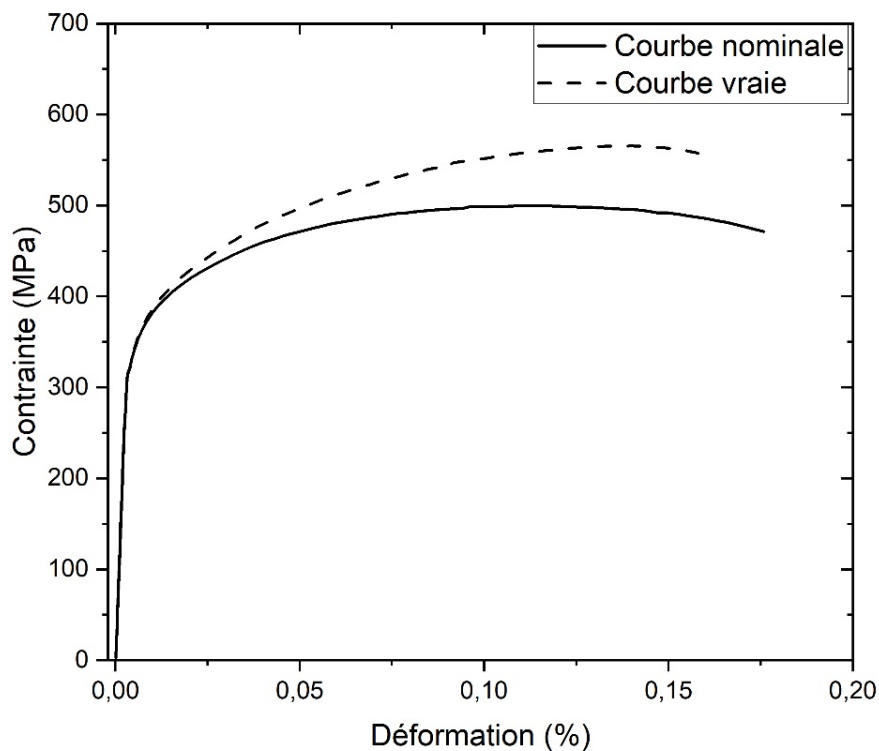


Figure 3.7: Courbes des contraintes-déformations du Titane grade 2 [124].

3.3.3 Chargements et conditions aux limites

Les conditions aux limites ont été appliquées en fixant tous les degrés de libertés de l'extrémité distale du cylindre et du fémur. De plus, un déplacement est imposé sur un point de référence placé sur la face supérieure de l'hémisphère, qui est relié à une partie de cette face par une contrainte multipoint (MPC). La mobilité de ce point est limitée à une translation et une rotation selon l'axe vertical Y. Par conséquent, le chargement a été appliqué comme étant un déplacement imposé.

Dans le cas d'une analyse explicite, l'amplitude du chargement de déplacement doit être appliquée en douceur et progressivement ; car les mouvements brusques et irréguliers peuvent générer des ondes de contraintes qui induisent des résultats imprécis (bruyants) ou irréguliers [9].

La vitesse de chargement est définie comme le rapport du déplacement total sur le temps de l'étape de calcul. Cette vitesse doit être relativement faible pour éliminer les effets dynamiques mais pas trop petite pour éviter l'augmentation excessive du temps de calcul. De plus, l'utilisation d'un facteur de mise à l'échelle de la masse (mass scaling factor « MSF ») adéquat permet de réduire le temps de calcul tout en conservant une faible vitesse de chargement.

3.3.4 Stratégie d'analyse

Le logiciel ABAQUS permet la résolution des problèmes quasi-statique en utilisant les approches implicite et explicite.

La méthode implicite communément appelée «ABAQUS / Standard» utilise la méthode de Newton-Raphson pour résoudre des problèmes non linéaires en inversant la matrice de rigidité globale du système à chaque pas d'analyse et des itérations successives sont faites afin de respecter le critère de convergence.

D'autre part, ABAQUS / Explicit utilise un schéma d'intégration basé sur la méthode de différence centrale qui minimise le temps de calcul par rapport à la méthode implicite. Ainsi, l'algorithme explicite assure une robustesse suffisante conduisant à un calcul plus efficace et plus complet que la méthode implicite, en particulier pour les modèles avec contact complexes [116].

L'autres avantages d'ABAQUS / Explicit est l'utilisation de moins de RAM et d'espace disque par rapport à ABAQUS / Implicit, [9-13,116].

ABAQUS/Explicit a été utilisé en adoptant deux stratégies différentes pour valider les résultats numériques avec ceux des tests expérimentaux de T.Thielen .La première approche qualifiée de rapide est appliquée au modèle avec cylindre en PU ; la deuxième approche bien que plus lente est mieux adapté pour être utilisé dans les essais d'optimisation et a été utilisée pour le modèle avec fémur artificiel.

Avant de vérifier la validité des résultats numériques obtenus avec l'une ou l'autre de ces approches, les résultats doivent satisfaire le comportement quasi-statique. Pour cela nous devons remplir deux conditions :

- la valeur du rapport entre l'énergie cinétique (E_c) et l'énergie interne (E_i) de l'ensemble du modèle ne doit pas dépasser 5% pendant tout le processus d'analyse.
- Absence de déformations locales dans le modèle en fin de calcul.

La satisfaction des deux conditions ci-dessus est suffisante pour garantir que l'effet de l'inertie soit négligeable (c'est-à-dire assurer un comportement quasi-statique). Il est également nécessaire de vérifier l'absence d'oscillation d'énergie cinétique. Si elles existent, elles seront éliminées en appliquant une vitesse de charge plus progressive et plus douce et / ou par l'ajout d'un facteur d'amortissement aux propriétés des matériaux, ce facteur appliqué doit être aussi petit que possible pour éviter une forte augmentation de la dissipation d'énergie visqueuse, pour en être sur cette énergie visqueuse sera comparée à l'énergie interne (comme pour le cas de l'énergie de control du hourglass), elle ne doit pas dépasser les 1% [9].

3.3.4.1 Stratégie pour le modèle avec cylindre en PU

Cette méthode rapide a été appliqué au modèle avec cylindre en PU, elle permet de réduire le temps de calcul et est donc très utile dans les tests de convergence du maillage ainsi que lors des essais pour le choix des différents types de contacts et de propriétés matériels.

En pratique, il est nécessaire de démarrer les simulations avec une vitesse de chargement rapide et d'appliquer plusieurs séries de tests avec différent MSF et de vérifier à chaque étape que les résultats satisfont aux conditions mentionnées ci-dessus (Fig. 3.8).

Dans cette étude, quatre modèles de spacers ont été validés avec ceux testés par Thielen et al (spacer non renforcées, spacers renforcées avec un renfort en titane grade 2 de 6 mm, 8 mm et 10 mm d'épaisseur) en tenant compte des relations charge-déplacement [7] et de l'aspect des prothèses endommagées (sera étudié dans le chapitre 4).

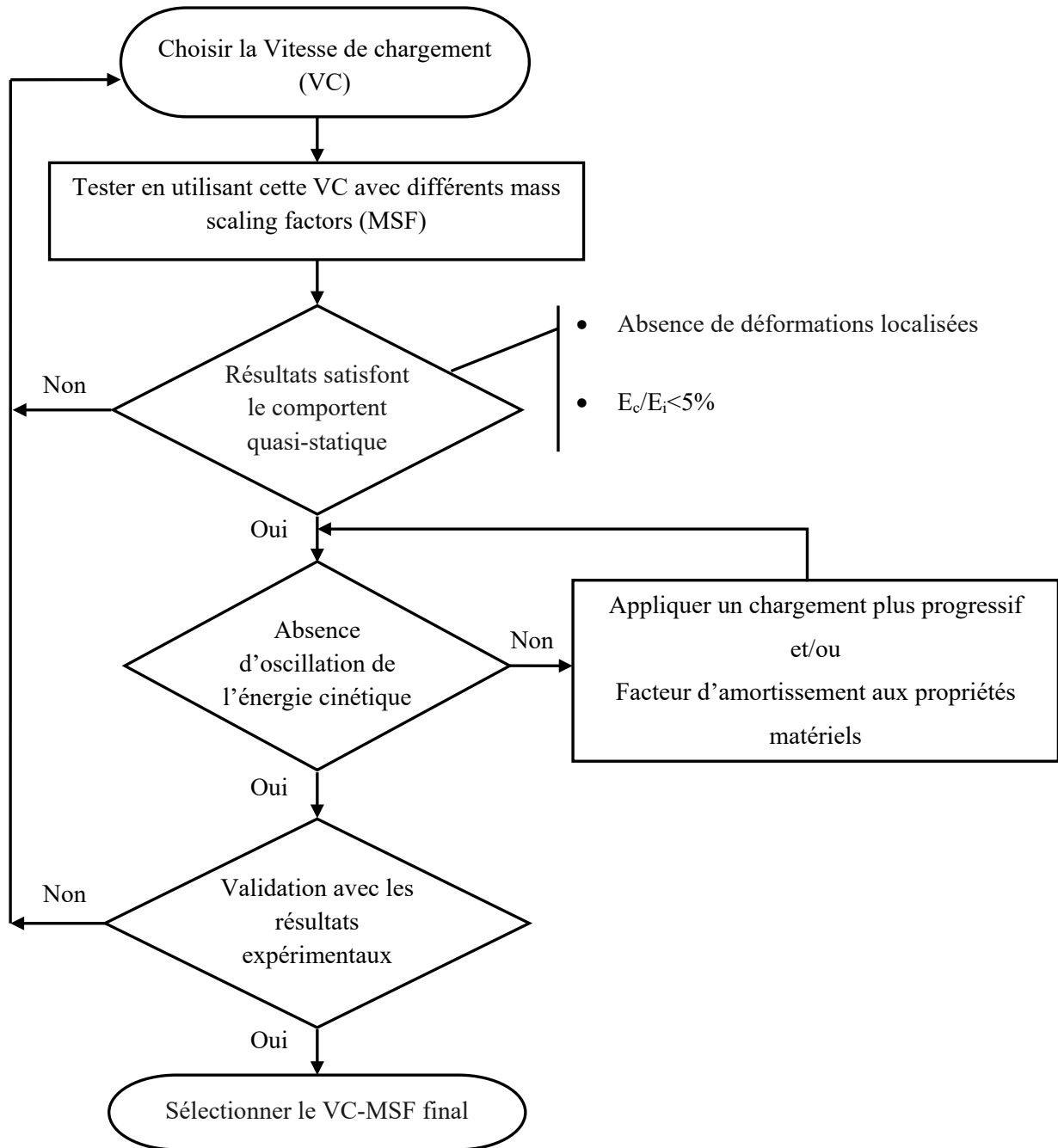


Figure 3.8: Algorithme de validation du modèle numérique

Pour illustrer cette stratégie, l'exemple du test effectué sur le spacer avec renfort en titane de 10 mm est détaillé dans ce qui suit :

Un premier test est effectué en fixant le Mass scaling factor à 10^7 et en faisant varier la vitesse de chargement de manière régressive d'une valeur relativement élevée de 10 mm / s à une valeur faible de 0,5 mm / s. La figure 3.9 (a) montre des déformations hautement localisées causées par les grandes forces d'inertie se produisant pendant le chargement à grande vitesse. Le test de

courte durée empêche les contraintes de se propager le long de toute la prothèse ; par conséquence, seul le sommet de la tête a été déformé.

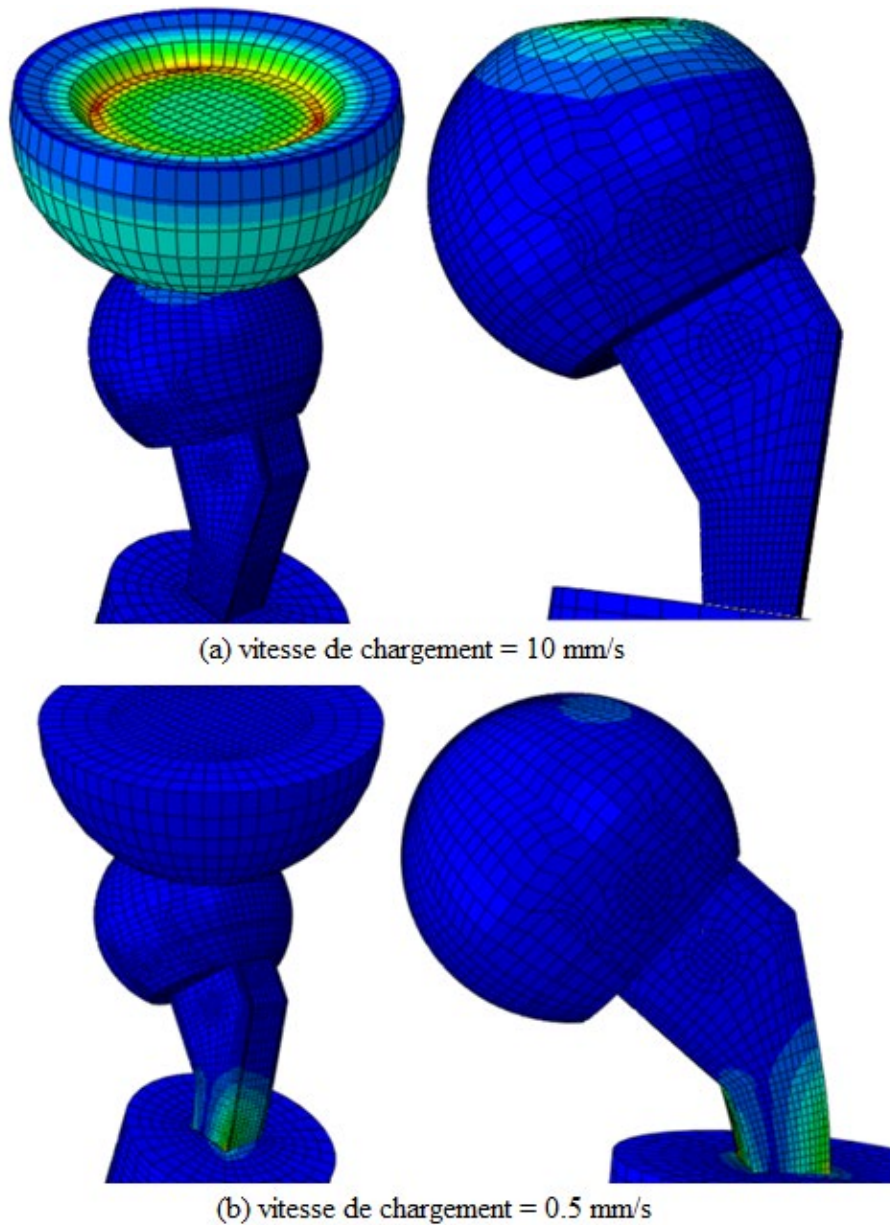
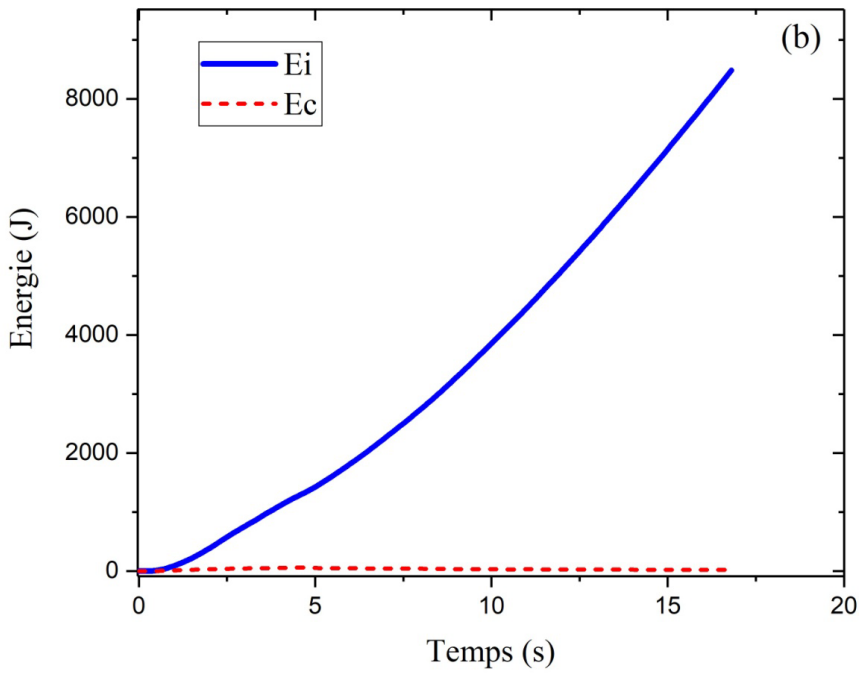
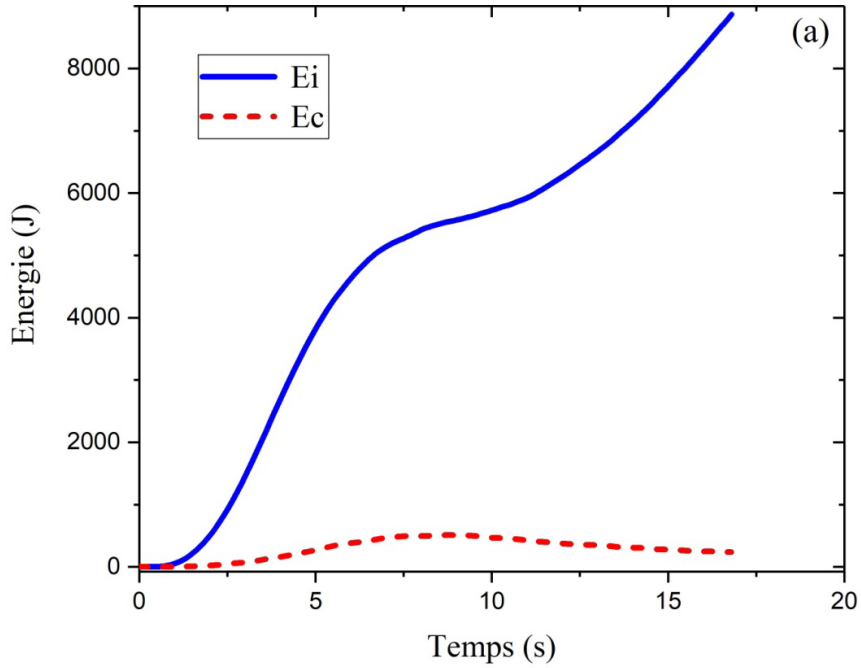


Figure 3.9: Déformations des spacers sous différentes vitesses de chargements

La figure 3.9 (b) montre que l'utilisation d'un chargement à vitesse plus faible génère un niveau élevé de contraintes dans la tige et non pas dans la tête du spacer (ce qui correspond aux observations du test expérimental [7]).

Cependant, même avec une vitesse de chargement de 0,5 mm / s (figure 3.10 (a)), le rapport entre l'énergie cinétique et l'énergie interne est supérieur à 5% en raison de l'introduction d'un « Mass scaling factor » trop élevé. L'utilisation d'un « Mass scaling factor » de 10^6 réduit l'effet de l'inertie (fig. 3.10 (b)).



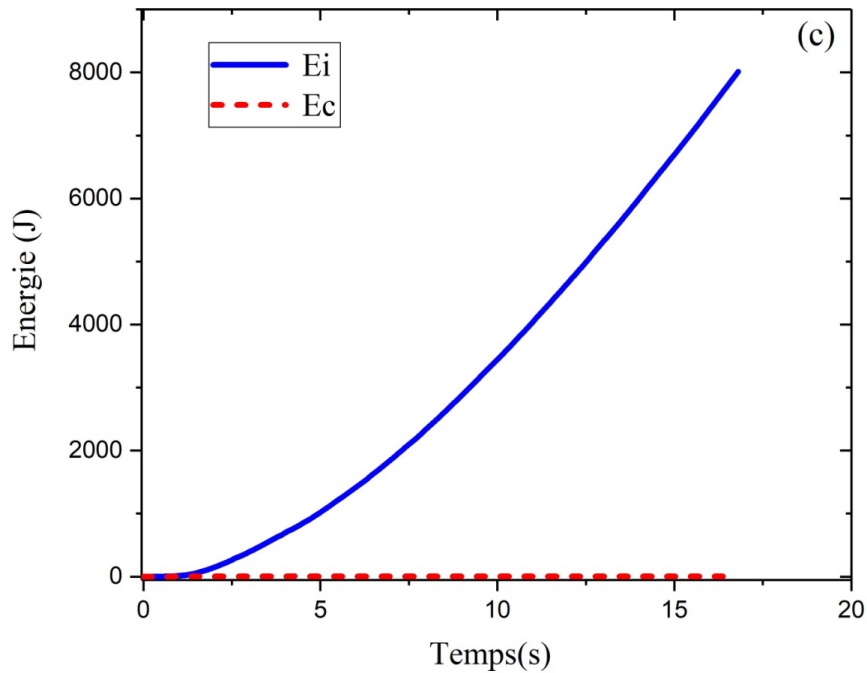


Figure 3.10: Historique de l'énergie du modèle avec renfort de 10mm avec une vitesse de chargement de 0.5mm/s et : (a) $MSF=10^7$, (b) $MSF=10^6$ et (c) $MSF=10^5$

On en conclut que tous les essais réalisés avec une vitesse de 0,5 mm / s et un « Mass scaling factor » inférieur ou égal à 10^6 peuvent être considérés comme quasi-statiques.

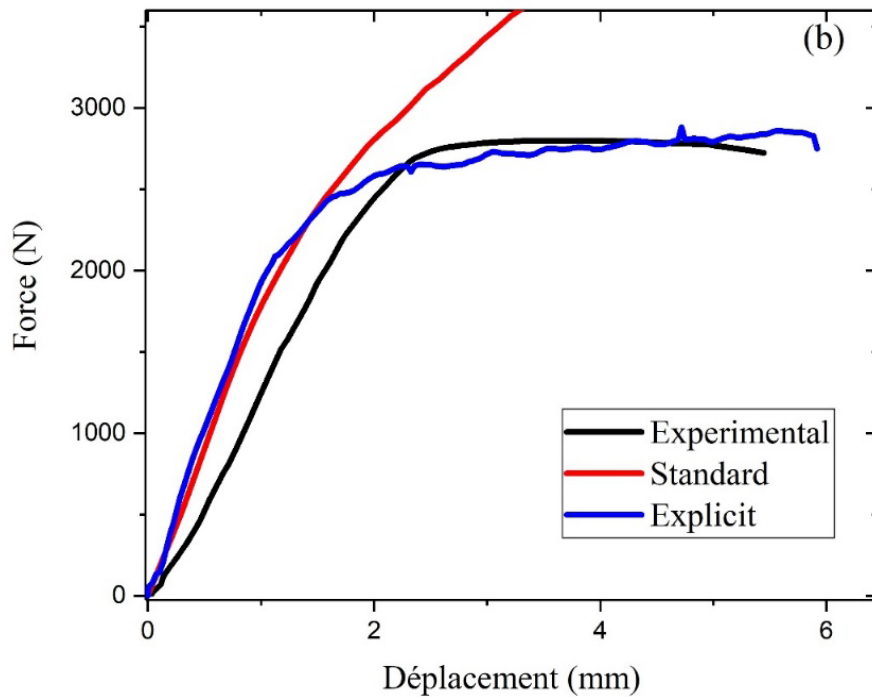
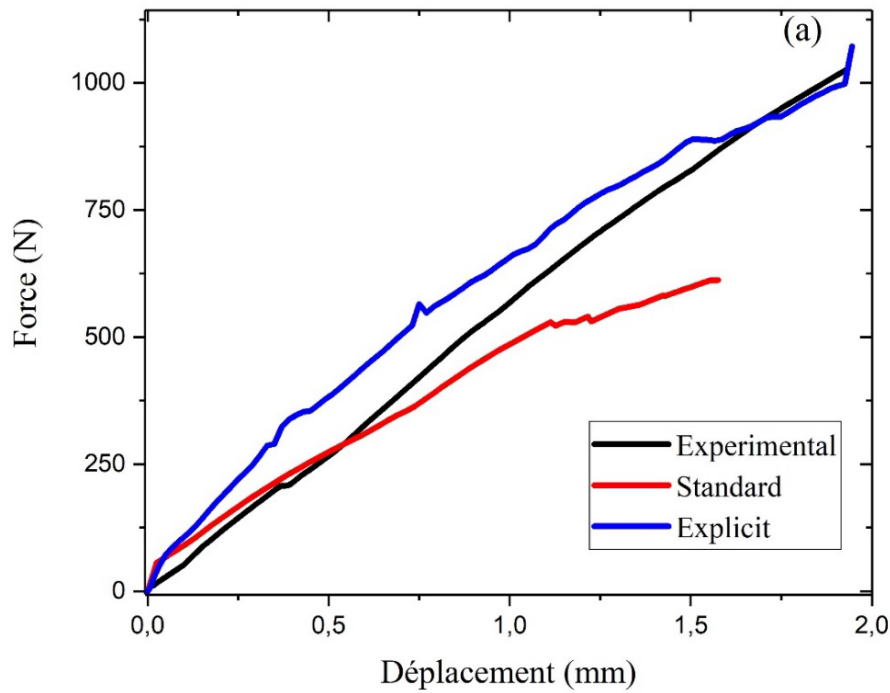
La combinaison d'une vitesse de 0,5 mm / s et d'un facteur de mise à l'échelle de la masse de 10^5 permet de valider les résultats numériques avec ceux expérimentaux pour le spacer avec renfort de 10 mm (Fig. 3.10 (c)). Les paramètres numériques pour la validation des trois autres types de spacers sont répertoriés dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2: Couple vitesse de chargement/MSF permettant la validation des quatre modèles de spacer

Type de spacer	Spacer sans renfort	Spacer avec renfort de 6 mm	Spacer avec renfort de 8 mm	Spacer avec renfort de 10mm
Vitesse de chargement(mm/s)	0.07	0.3	0.4	0.5
Mass scaling factor	10^5	10^5	10^5	10^5

La figure 3.11 montre une comparaison entre les courbes force-déplacement obtenues numériquement (avec les méthodes explicites et implicites) et celles obtenues

expérimentalement [7]. Ces résultats démontrent que le modèle numérique utilisant la méthode explicite est capable de prédire le comportement mécanique du spacer renforcé et non renforcé sous charge quasi-statique. Les valeurs des efforts obtenues par la méthode explicite sont supérieures à celles de la méthode implicite, ce qui peut être justifié par le fait qu'ABAQUS / Explicit régularise les données des propriétés matérielles [9].



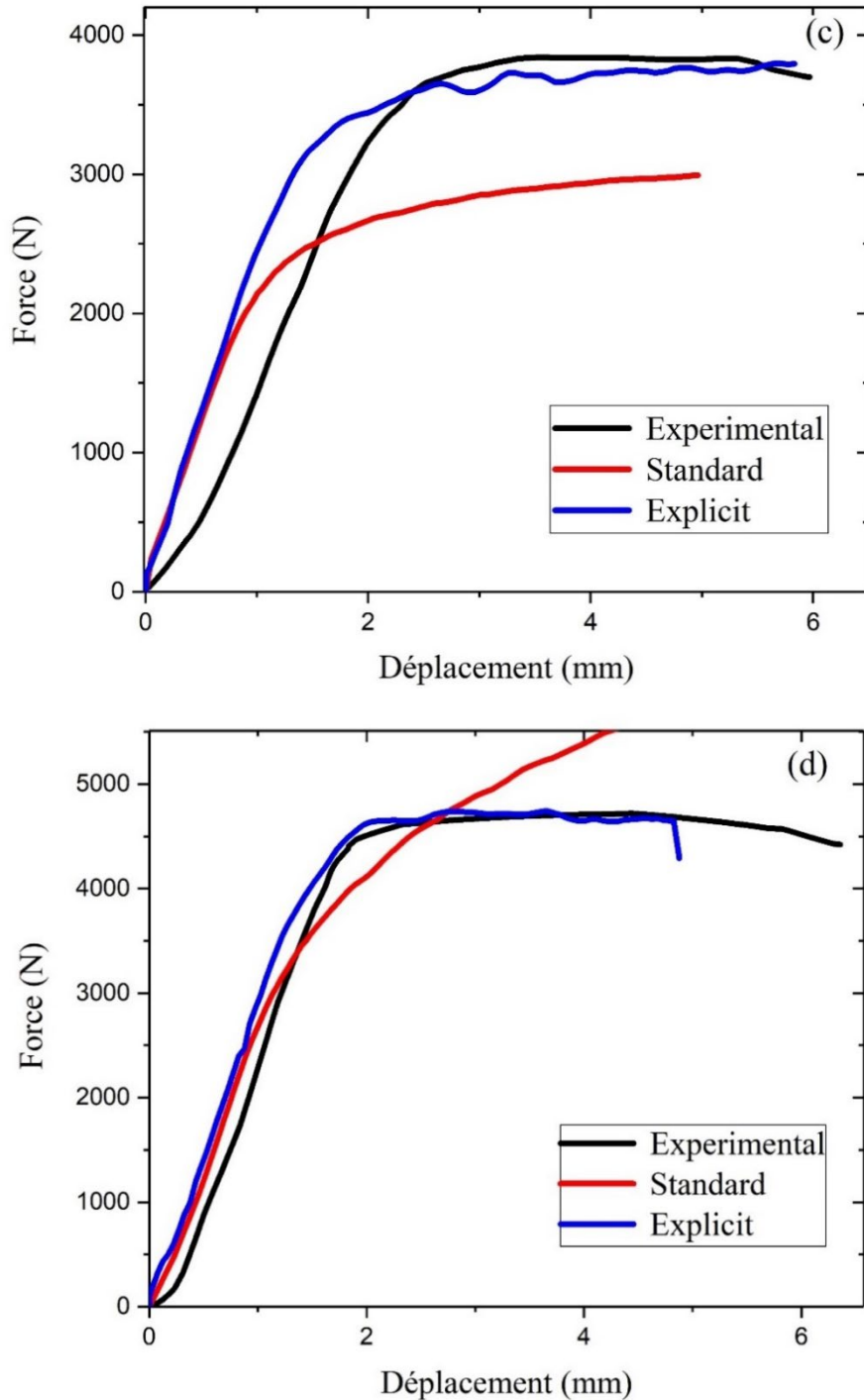


Figure 3.11: Courbes chargements–déplacement numériques et expérimentales [7] des spacers avec différents renfort : (a) sans renfort, (b) 6mm, (c) 8mm, (d) 10mm.

Bien que pratique et rapide, cette stratégie présente l'inconvénient d'utiliser des paramètres différents (VC-MSF) en fonction de l'épaisseur du renfort. Le tableau 3.2 montre que l'augmentation de l'épaisseur du renfort (et donc la masse globale du modèle) oblige à augmenter la vitesse de chargement ; or dans une perspective d'optimisation, l'utilisation des

même paramètres (VC, MSF) assurant une validation de tous les modèles (et par conséquence d'un modèle optimal) est indispensable. C'est à cause de ces impératives que la stratégie suivante a été développée.

3.3.4.2 Stratégie pour le modèle avec fémur artificiel

Le modèle expérimental utilisé pour valider cette méthode est celui du deuxième article de T.Thielen [8], dans lequel seulement le renfort de 8 mm a été utilisé. Cette nouvelle approche vise à valider les modèle avec spacer sans renfort et avec renfort de 8mm avec la restriction d'utiliser les mêmes paramètres numériques (VC-MSF) pour les deux.

Pour se faire, initialement on effectue un test avec vitesse élevée et un « mass scaling factor » désactivé, puis on diminue progressivement la vitesse de chargement, jusqu'à trouver la plus grande vitesse permettant de valider les modèles numériques tout en assurant un comportement quasi-statique.

Puis afin de réduire le temps de calcul, on augmente progressivement par petits paliers le MSF ; la valeur finale choisie doit assurer un comportement (relation force-déplacement) le plus proche de celui du test sans MSF.

La vitesse de 15 mm/s est la plus grande vitesse qui a permis la validation des modèles. On a augmenté en suit le MSF en passant par les valeurs : 5-10-50-100-200 et 1000. Dans le but de ne pas encombrer les graphes seuls quatre valeurs (les plus pertinentes) sont présentés dans les figures 3.12.

Dans le cas du spacer sans renfort c'est à partir d'un MSF de 200 que la courbe s'écarte trop de celle de référence (Fig. 3.12 (a)). Cette valeur limite diminue dans le modèle avec renfort de 8mm (Fig. 3.12 (b)).

Une valeur pour le MSF extrême de 5000 appliquée au spacer avec renfort de 8mm (Fig. 3.12 (b)), est non seulement responsable de résultats assai éloigner des résultats du test sans MSF, mais aussi provoque l'apparition d'oscillations importantes traduisant les effets de l'inertie qui ne sont plus négligeables, ce qui est confirmé par un rapport énergie cinétique sur énergie interne qui en milieu du test est bien plus grand des 5% toléré (Fig. 3.13).

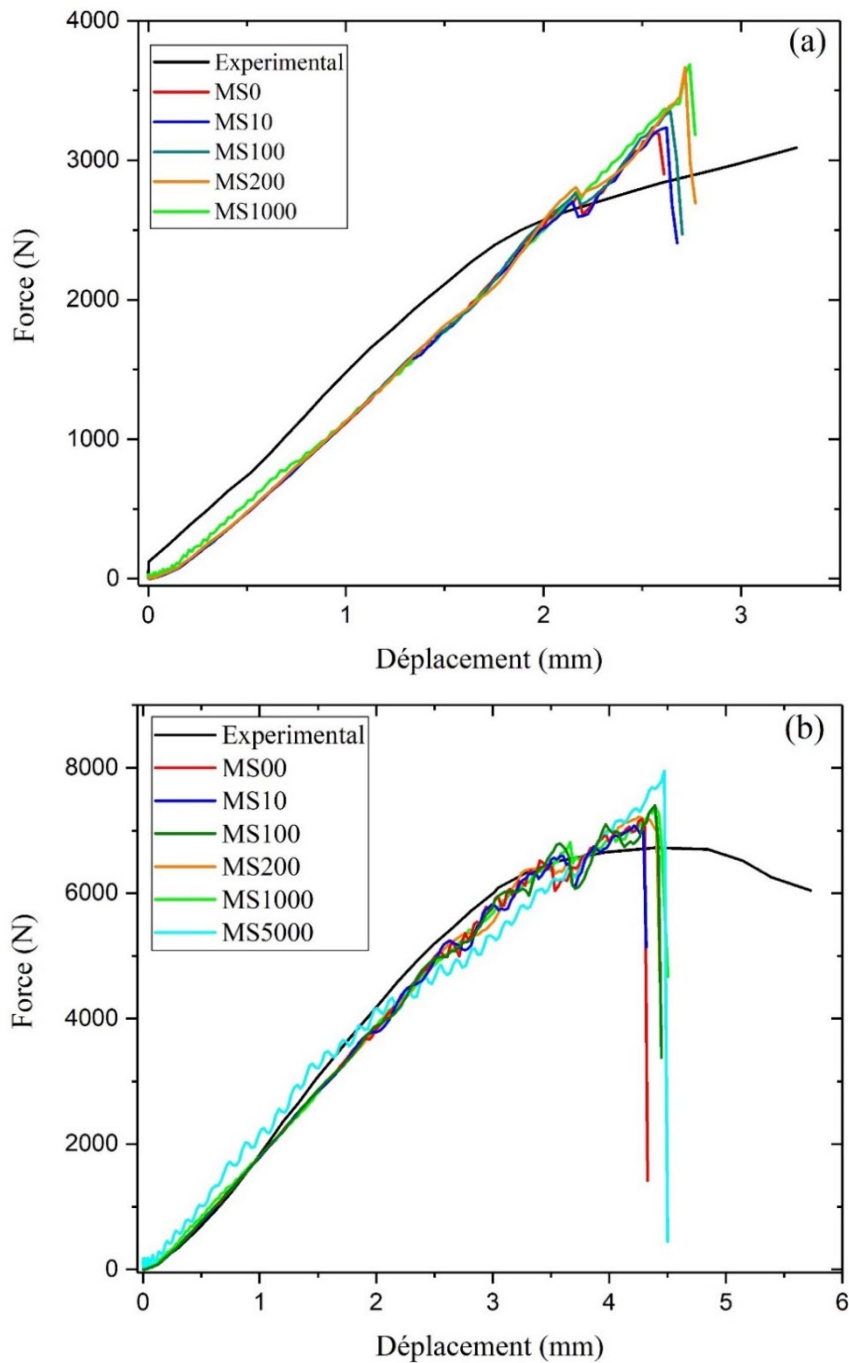


Figure 3.12: Courbes chargements –déplacement expérimentale [8] et numériques en fonction du Mass scaling factor : (a) spacer sans renfort, (b) spacer avec renfort de 8mm.

Dans les deux modèles les courbes avec MSF de 10 se superpose presque à celles sans .on peut donc conclure que le couple vitesse de chargement de 15 mm/s associé à un « mass scaling factor » de 10 permet de valider les résultats expérimentaux et ce quel que soit le type de renfort.

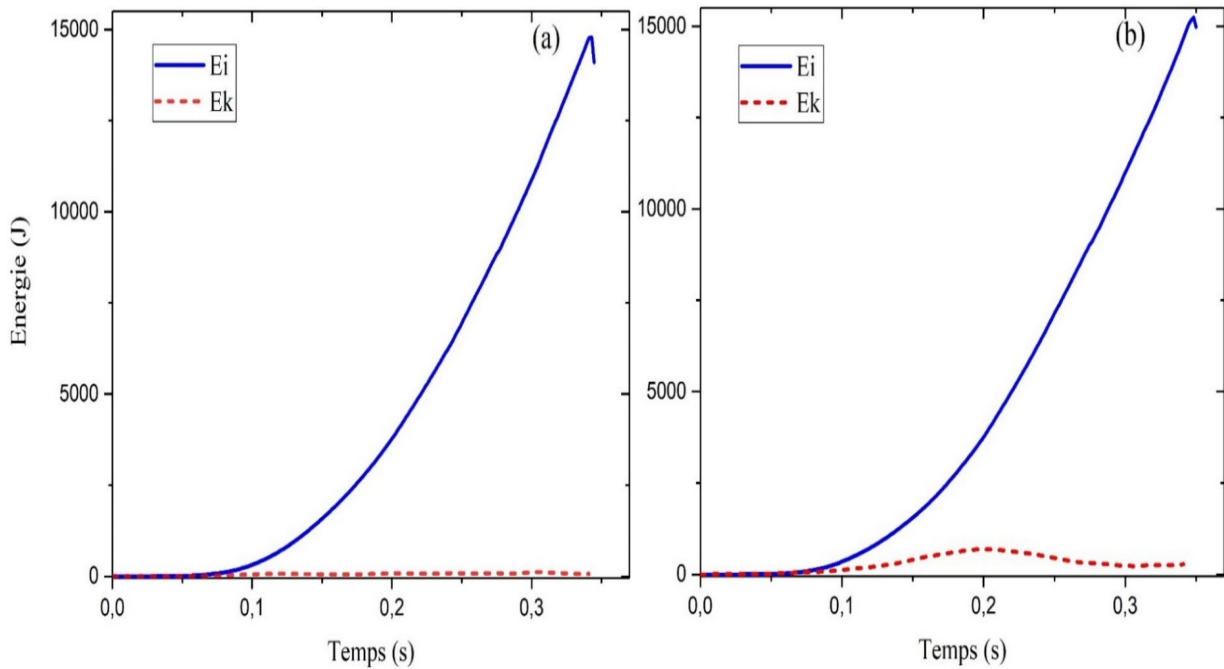


Figure 3.13: Historique de l'énergie du spacer avec renfort de 8mm, $VC=15$ mm/s et :
 (a) $MSF=1000$, (b) $MSF=5000$.

3.4 Conclusion

Le spacer de hanche est un dispositif très fragile pouvant se rompre à des efforts minimales, mais l'ajout de renfort en Titane permet de plus que doubler cette limite.

Le logiciel ABAQUS offre deux méthodes pour modéliser le comportement mécanique du spacer sous chargement quasi-statique : la méthode implicite utilisée par ABAQUS/Standard et la méthode explicite.

Dans la configuration choisie pour notre étude (non linéarité matérielle et complexité des contacts), c'est la méthode explicite qui permet de réaliser des modèles dont le comportement est le plus proche des tests expérimentaux.

Pour rester stable la méthode explicite utilise de très petits incréments de temps responsables d'un temps de calcul allongé, pour le raccourcir deux outils sont offerts par ABAQUS (l'augmentation de la vitesse de chargement et la mise à l'échelle de la masse), mais doivent être choisis prudemment pour ne pas trop augmenter l'énergie cinétique du modèle et donc passer d'un comportement quasi-statique à un comportement dynamique.

Chapitre 4 - Comportement en rupture des spacers

4.1 Modèles de rupture du PMMA.....	84
4.1.1 Le modèle de rupture fragile	84
4.1.2 Le modèle XFEM.....	88
4.1.2.1 Généralités sur la méthode XFEM.....	88
4.1.2.2 Description de la méthode des nœuds fantômes	90
4.2 Modélisation numérique de l'endommagement	92
4.3 Résultats de la rupture des spacers	93
4.4 Facteur d'intensité de contrainte	99
4.5 Conclusion.....	1077

4.1 Modèles de rupture du PMMA

L'un des principaux inconvénients des matériaux fragiles est leur faible résistance en traction, ce qui peut conduire à la formation de fissures et à une diminution de la rigidité du matériau. Par conséquent, les lois de comportement formulées pour un matériau intact ne sont pas valables en présence d'une fissure. La modélisation des fissures dans des matériaux fragiles, peut se faire de manière discrète en appliquant des forces cohésives aux lèvres d'une fissure initiée par la méthode XFEM (modèle de fissure discrète) ou de manière diffuse (fissure continue) en changeant complètement les propriétés mécaniques de l'élément endommagé.

4.1.1 Le modèle de rupture fragile

Le modèle de fissure continue (smeared crack) a été développé initialement pour le béton, il permet une description simple de l'endommagement dû à la fissuration des matériaux fragiles. Dans ce modèle les contraintes et les déformations sont évaluées à un point d'intégration ; et la dégradation des propriétés du matériau affecte la région entourant ces points et diffuse les effets de fissure dans cette région.

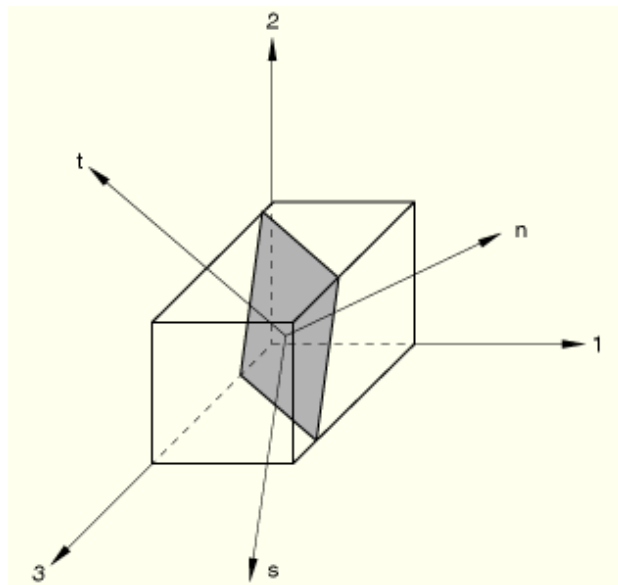


Figure 4.1: Système de coordonnées global et local de la fissure

Le comportement du PMMA non fissuré est considéré comme linéaire, isotrope et élastique sous des charges de traction. Un simple critère de Rankine est utilisé que pour détecter l'amorçage de fissure en mode I. En pratique, les contraintes principales et leurs directions sont

calculées en un point d'intégration et lorsque la valeur d'une contrainte positive dépasse une valeur limite, une fissure apparaît perpendiculaire à la direction de cette contrainte au point d'intégration considéré.

Ce modèle de fissuration est basé sur la décomposition de la déformation totale ε en une déformation élastique ε^e et une déformation de fissure ε^{cr} :

$$\varepsilon = \varepsilon^e + \varepsilon^{cr} \quad (4.1)$$

Il est préférable de définir le vecteur de déformation de fissure dans le repère local (n, t, s) qui est aligné avec les directions de la fissure (Fig. 4.1), le vecteur de déformation local de fissure e^{cr} peut s'écrire :

$$e^{cr} = [\varepsilon_{nn}^{cr} \quad \gamma_{ns}^{cr} \quad \gamma_{nt}^{cr}]^T \quad (4.2)$$

Où ε_{nn}^{cr} est la déformation normale du mode I et γ_{ns}^{cr} , γ_{nt}^{cr} sont respectivement les déformations de cisaillement du mode II et du mode III. Les trois autres composants n'ont aucune signification physique et ont été omis conformément à la réf. [125]. La matrice de transformation N permet de relier ces deux vecteurs de déformation.

$$\varepsilon^{cr} = N e^{cr} \quad (4.3)$$

De la même manière, nous écrivons la relation entre la contrainte de fissure locale (t^{cr}) et le vecteur de contrainte global (σ).

$$t^{cr} = N^T \sigma \quad (4.4)$$

Une hypothèse de base est que la contrainte est donnée en fonction de la déformation de la fissure, ce qui donne la formulation générale suivante

$$t^{cr} = D^{cr} e^{cr} \quad (4.5)$$

La relation entre le vecteur de contrainte global et le vecteur de contrainte global peut être dérivée de l'Eq. (4.1), ce qui donne la relation :

$$\sigma = D[\varepsilon - \varepsilon^{cr}] \quad (4.6)$$

En substituant l'Eq. (4.3) dans l'Eq. (4.6) :

$$\sigma = D[\varepsilon - N e^{cr}] \quad (4.7)$$

Utilisant les équations. (4.4), (4.5) et (4.7), nous pouvons exprimer la relation contrainte-déformation de fissure maculée, après quelques manipulations algébriques, comme suit :

$$\sigma = [D - DN[D^{cr} + N^T DN]^{-1}N^T D]\varepsilon \quad (4.9)$$

Dans l'hypothèse de petites déformations de fissures [125] ; les termes hors diagonale dans la matrice de rigidité de fissure D^{cr} sont moins importants et peuvent être mis à zéro, ce qui donne la forme suivante

$$D^{cr} = \begin{bmatrix} D^I & 0 & 0 \\ 0 & D^{II} & 0 \\ 0 & 0 & D^{III} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Le terme D^I représente le module d'adoucissement en traction ; il permet de caractériser le comportement en mode I de la fissure et peut être exprimé en termes de résistance en traction, d'énergie de rupture et de la forme du diagramme d'adoucissement. Pour une fissure unique et fixe, l'énergie surfacique de rupture (G_c) [126] est définie :

$$G_c = \int t_n^{cr} du_n^{cr} \quad (4.11)$$

Ce qui correspond à la surface sous la courbe d'adoucissement, t_n^{cr} et u_n^{cr} sont respectivement la force de traction et le déplacement dans la direction normale de la fissure.

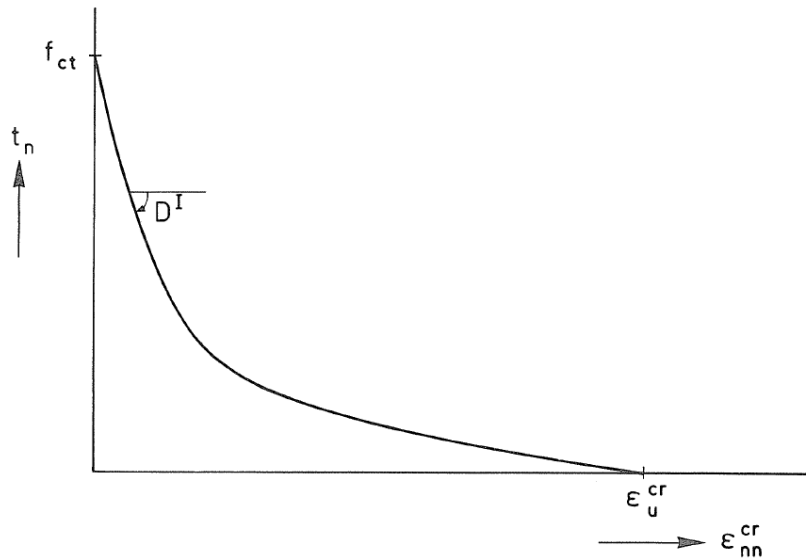


Figure 4.2 : Relation d'adoucissement reliant la traction normale à la déformation locale de la fissure

En assumant une distribution de la déformation est constante sur toute la bande de fissuration [126] :

$$u_n^{cr} = h\varepsilon_{nn}^{cr} \quad (4.12)$$

Cela permet de définir le module d'adoucissement en traction :

$$D^I = \frac{1}{k} \frac{f_{ct}^2 h}{G_c} \quad (4.13)$$

Avec k un paramètre reflétant la forme du diagramme d'adoucissement (Fig. 4.2) ($k = 2$ pour un adoucissement linéaire), h est la largeur de bande de fissuration et f_{ct} est la résistance à la traction.

Pour satisfaire l'observation que le module de cisaillement diminue lorsque la fissure s'ouvre (Fig. 4.3), ABAQUS/ Explicit utilise un facteur de rétention de cisaillement β pour décrire le comportement du cisaillement en mode II

Les modules de cisaillement de fissure D^{II} et D^{III} peuvent être liés au facteur de rétention de cisaillement β en considérant que la raideur βG est associée avec la déformation totale et que D^{II} est uniquement associé à la déformation locale de la fissure, par l'utilisation de l'Eq. (4.1) le PMMA intact et la fissure agissent comme des ressorts reliés en série :

$$\frac{1}{\beta G} = \frac{1}{\beta} + \frac{1}{D^{II}} \quad (4.14)$$

Et donc

$$D^{II} = D^{III} = \frac{\beta}{1 - \beta} G \quad (4.15)$$

Une forme mathématique couramment utilisée pour le facteur de rétention de cisaillement est la loi de puissance [9] :

$$\beta = \left[1 - \frac{\varepsilon_{nn}^{cr}}{\varepsilon_u^{cr}} \right]^p \quad (4.16)$$

Dans laquelle ε_{nn}^{cr} est la déformation normale de la fissure au début de l'incrément de chargement, ε_u^{cr} est la déformation maximale, p est une constante et G est le module de cisaillement élastique du matériau non fissuré.

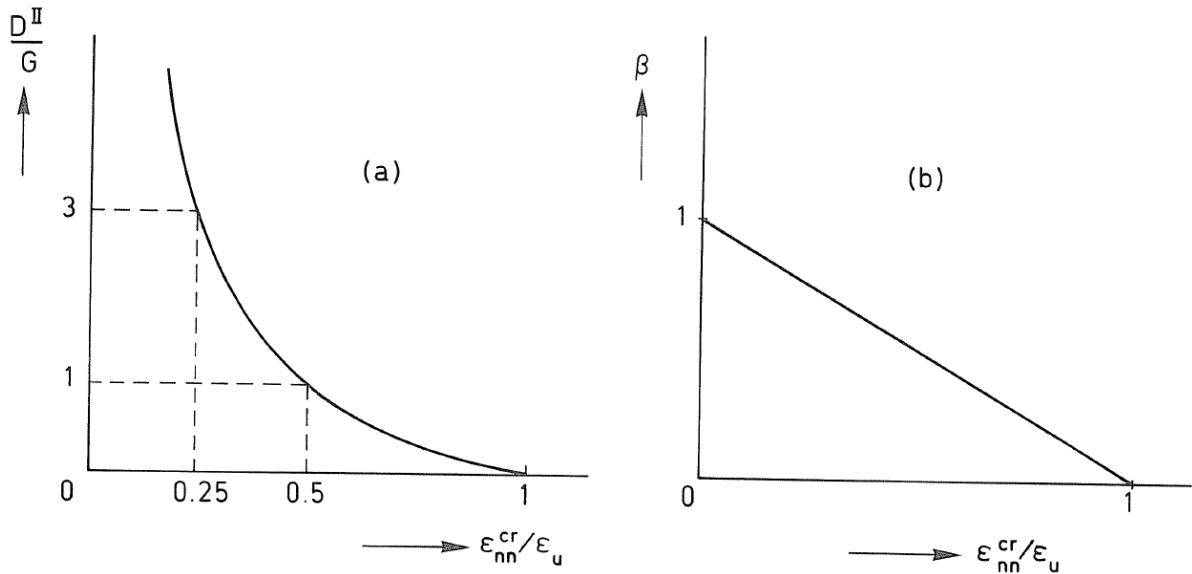


Figure 4.3 :(a) module de cisaillement en Mode II ;(b) Le facteur de rétention de cisaillement correspondant

Quand dans un point d'intégration matériel une, deux ou trois composantes de la déformation locale de fissuration (déplacement) atteignent la valeur définie comme déformation de rupture (déplacement), toutes les composantes de contrainte sont mises à zéro dans le point matériel correspondant. Si tous les points matériels d'un élément échouent (dépassent le critère de rupture), l'élément est supprimé du maillage [9].

4.1.2 Le modèle XFEM

4.1.2.1 Généralités sur la méthode XFEM

La méthode des éléments finis étendus ou XFEM (pour « extended finite element method ») est une approche de modélisation alternative à la méthode classique des éléments finis (FEM) pour résoudre les problèmes de structures fissurées. L'utilisation de cette méthode permet de modéliser le passage de l'endommagement à la rupture en améliorant un maillage existant avec des fonctions de forme capables de représenter des discontinuités dans des zones et des gradients en plus des singularités [127]. Afin de modéliser la présence de la discontinuité, la fonction d'approximation du déplacement est enrichie de deux termes supplémentaires :

$$u(x) = u^{FEM} + u^{Enrich} = \sum_{l=1}^N N_l(x) \left[u_l + H(x)q_l + \sum_{\alpha=1}^4 F_{\alpha}(x)b_l^{\alpha} \right] \quad (4.17)$$

Où $N_i(x)$ est la fonction de forme des éléments finis, q_l est le vecteur de degré de liberté nodal enrichi associé à la fonction de saut discontinu $H(x)$ à travers les surfaces de fissure, Le produit de $H(x) a_l$ est valide pour les nœuds dont la forme le support fonctionnel est coupé par l'intérieur de la fracture. b_l^α , représente le vecteur de degré de liberté enrichi en pointe de fissure, et $F_\alpha(x)$ est la fonction asymptotique associée au fond de la fissure élastique.

Pour un élément complètement coupé par une fissure, la fonction d'enrichissement Heaviside est utilisée de telle sorte que

$$H(x) = \begin{cases} +1 & \text{au dessus de la fissure} \\ -1 & \text{au dessous de la fissure} \end{cases} \quad (4.18)$$

Dans le cas d'un élément contenant le fond de fissure, les fonctions asymptotiques décrivant le champ de déplacement proche de la pointe prennent la forme des quatre fonctions suivantes :

$$\{F_\alpha(x)\}_{\alpha=1-4} = \left\{ \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \cos \frac{\theta}{2} \right\} \quad (4.19)$$

Où r et θ sont les coordonnées polaires dans le système de coordonnées local du fond de fissure, avec son origine au fond de fissure et $\theta = 0$ est tangent au fond de la fissure.

La méthode XFEM a été implémentée dans ABAQUS en donnant à la fissure un comportement cohésif, cela est possible par l'utilisation de la méthode des nœuds fantômes [128]. Une telle approche donne la possibilité de modéliser l'initiation et la propagation de la fissure par n'importe quel chemin arbitraire, exploitant ainsi les avantages des méthodes XFEM et de la zone cohésive. Dans une telle combinaison, la singularité asymptotique près de l'extrémité est remplacée par une zone cohésive et seule la progression du déplacement à travers un élément complètement fissuré est prise en compte [129]. Par conséquent, la fissure doit se propager en coupant entièrement un élément pour éviter de modéliser la singularité des contraintes.

Les modèles cohésifs sont basés sur une hypothèse de « process zone » décrite comme une interface fictive le long de laquelle le champ de déplacement peut admettre des discontinuités, pendant la transmission continue des forces. Ce modèle a été amélioré [126] en introduisant les concepts d'énergie de rupture G_c et de contrainte critique (valeur de contrainte maximale au-delà de laquelle la fissure est supposée se propager).

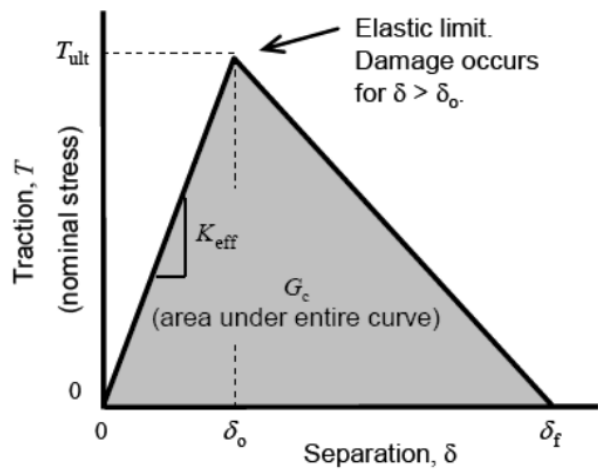


Figure 4.4: Loi de traction séparation

Ces deux paramètres permettent de décrire une loi d'interface appelée loi de traction-séparation (Fig. 4.4), reliant la contrainte au vecteur de déplacement. La somme de l'énergie totale dissipée lors de la création d'une discontinuité (lorsque T_{ult} est atteint) et jusqu'à une rupture complète est l'énergie cohésive de la fissure G_c .

4.1.2.2 Description de la méthode des nœuds fantômes

L'idée de base est de remplacer les éléments entièrement fissurés par une paire d'éléments qui se chevauchent (Fig. 4.5)

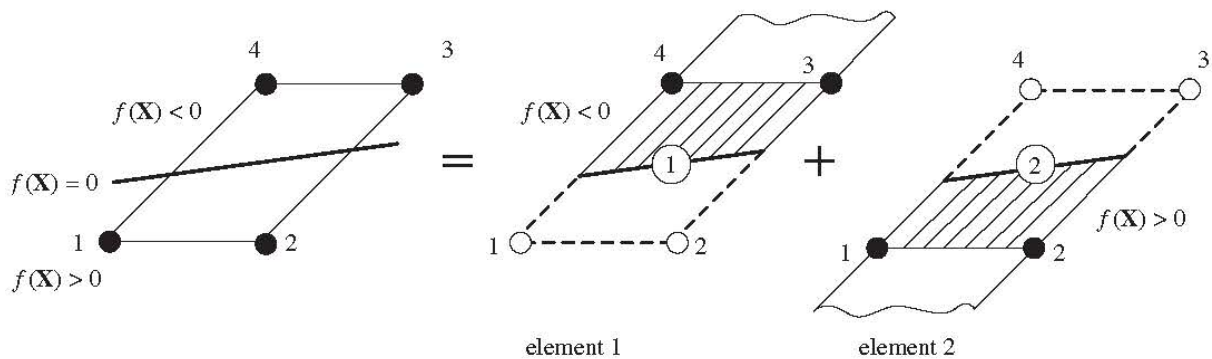


Figure 4.5 : Principe de la méthode des nœuds fantômes : décomposition d'un élément fissuré en deux éléments ; les cercles pleins représentent les nœuds réels et les vides les nœuds fantômes

Nous illustrons d'abord le concept de modélisation des fissures en une dimension. Considérez une fissure en $X = a$ et que les nœuds de l'élément contenant la fissure soient les nœuds 1 et 2

comme indiqué dans la figure 4.6 (a). La description XFEM standard du champ de déplacement discontinu dans un élément fissuré s'écrit :

$$u(X, t) = \sum_{I=1}^2 N_I(X) [u_I(t) + q_I(H(X - a) - H(X_I - a))] \quad (4.20)$$

Nous allons maintenant transformer cela en une formulation d'éléments superposés pour le cas spécifique où le nœud 1 est à gauche de la discontinuité comme le montre la figure 4.6 (b). En écrivant l'Eq (4.20) en notation abrégée, nous avons

$$u = u_1 N_1 + u_2 N_2 + q_1 N_1 H + q_2 N_2 (H - 1) \quad (4.21)$$

où $H = H(X - a)$. Nous pouvons réécrire l'équation ci-dessus comme

$$u = (u_1 + q_1) N_1 H + u_1 N_1 (1 - H) + (u_2 - q_2) N_2 (1 - H) + u_2 N_2 H \quad (4.22)$$

où nous avons utilisé les identités $N_1 = N_1 H + N_1 (1 - H)$ et $N_2 = N_2 H + N_2 (1 - H)$. Nous définissons à présent

$$\text{elemnt 1} \begin{cases} u_1^1 = u_1 \\ u_2^1 = u_2 - q_2 \end{cases} \quad (4.23)$$

$$\text{elemnt 2} \begin{cases} u_1^2 = u_1 - q_1 \\ u_2^2 = u_2 \end{cases} \quad (4.24)$$

où les exposants et les indices désignent respectivement les numéros d'élément et de nœud. L'Eq (4.22) peut alors être réécrite comme

$$u = u_1^1 N_1 (1 - H(X - a)) + u_2^1 N_2 (1 - H(X - a)) + u_1^2 N_1 H(X - a) + u_2^2 N_2 H(X - a) \quad (4.25)$$

Ainsi, on peut considérer que le champ de déplacement est constitué des champs de déplacement de deux éléments:

- élément 1, qui n'est actif que pour $X < a$; à cause des termes $(1 - H(X - a))$
- élément 2, qui n'est actif que pour $X > a$; à cause des termes $H(X - a)$.

Le saut de déplacement à travers la fissure est

$$\begin{aligned} \llbracket u \rrbracket_{X=a} &= \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} [u(X + \varepsilon) - u(X - \varepsilon)]_{X=a} \\ &= N_1(a)(u_1^2 - u_1^1) + N_2(a)(u_2^2 - u_2^1) \\ &= q_1 N_1(a) + q_2 N_2(a) \end{aligned} \quad (4.26)$$

Les deux parties du modèle sont complètement disjointes sauf pour le cas d'une loi cohésive qui relie la force de traction à travers la discontinuité au saut de déplacement [128].

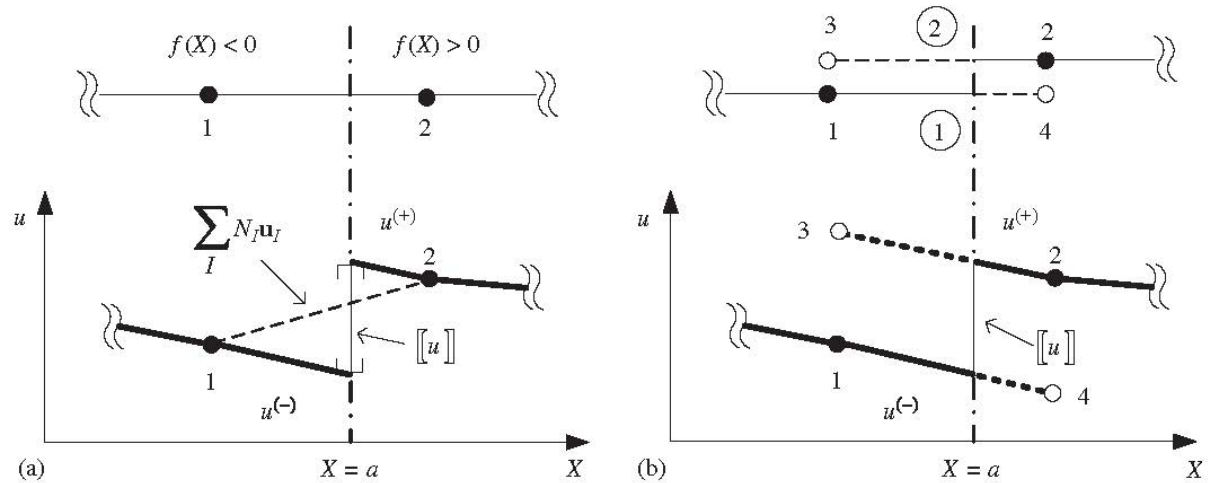


Figure 4.6: Fonction de forme : (a)XFEM standard, (b) Méthode des nœuds fantômes ; les cercles pleins représentent les nœuds réels, les cercles vides représentent les nœuds fantômes

4.2 Modélisation numérique de l'endommagement

ABAQUS / Explicit permet de modéliser le processus de propagation de fissure en faisant intervenir le modèle de fissuration fragile (BRITTLE CRACKING MODEL) ; les paramètres matériels utilisés pour la modélisation de la rupture du spacer ont été adaptés de ceux de l'étude de Khan et al. [130] qui a validé un modèle d'indentation du PMMA.

L'initiation de la fissure se produit lorsque la contrainte principale maximale dépasse la limite de rupture en traction du ciment orthopédique, en suit sa propagation est décrite soit par l'utilisation de la relation contrainte / déformation post-fissuration, ou en appliquant le critère d'énergie de rupture [9] ; le modèle avec fémur artificiel nécessite l'utilisation de paramètres supplémentaires caractérisant la rupture fragile des matériaux dont il est constitués.

En fin l'application d'un critère de défaillance fragile (brittle failure criterion) permet de retirer les éléments complètement endommagés du maillage. Ainsi, le déplacement direct de la fissure lors de la rupture (Direct cracking failure displacement) doit être donné comme critère de rupture [9].

La modélisation de la fissure discrète par la méthode XFEM est incrémentée dans ABAQUS/Standard et a été appliquer uniquement au modèle avec cylindre PU. Les paramètres

requis pour l'amorçage de la fissure (limite de rupture en traction) et la propagation de la fissure (énergie de rupture) sont les mêmes que ceux pour la modélisation de la fissure fragile (tableau 4.1).

Dans l'étude expérimentale, la fissure s'est produite au niveau de la tige du spacer, ainsi, cette zone a été maillée par des éléments raffinés en particulier dans le modèle de rupture fragile où la visualisation de la fissure se fait par suppression des éléments défectueux.

Tableau 4.1: Propriétés d'endommagement du PMMA [130-134]

Paramètres matériels	PMMA	Résine époxy	Mousse polyuréthane rigide
Limite élastiques (MPa)	35	106	6
Énergie de rupture (J/m ²)	400	941	200
Déplacement maximal de la fissure (mm)	0.02	0.0165	0.02
Cisaillement fragile	Facteur de retention du cisaillement		Déformation normal de la fissure
	1		0
	0.5		0.001
	0.25		0.002
	0.125		0.003

4.3 Résultats de la rupture des spacers

4.3.1 Spacers insérés dans le cylindre PU

La comparaison entre les tests expérimentaux [7], les modèles de rupture fragile et XFEM montre que la fissure a été initiée au niveau de l'arête postérieure gauche juste au-dessus de l'insertion dans le cylindre PU (Fig. 4.7), et se prolonge de part et d'autre sur les faces adjacentes. Dans le modèle de rupture fragile, la propagation de la fissure est plus importante et s'étend jusqu'à la face antérieure.

Indépendamment du modèle numérique choisi, la rupture du spacer sans renfort n'est pas totale (à la différence du cas expérimental) (Fig.4.7 (a)). Pour les autres cas (c.-à-d. spacers avec renfort de 6, 8 et 10 mm), l'aspect final de la fissure des modèles numériques est identique à celui des tests expérimentaux (Fig.4.7 (b-d)).

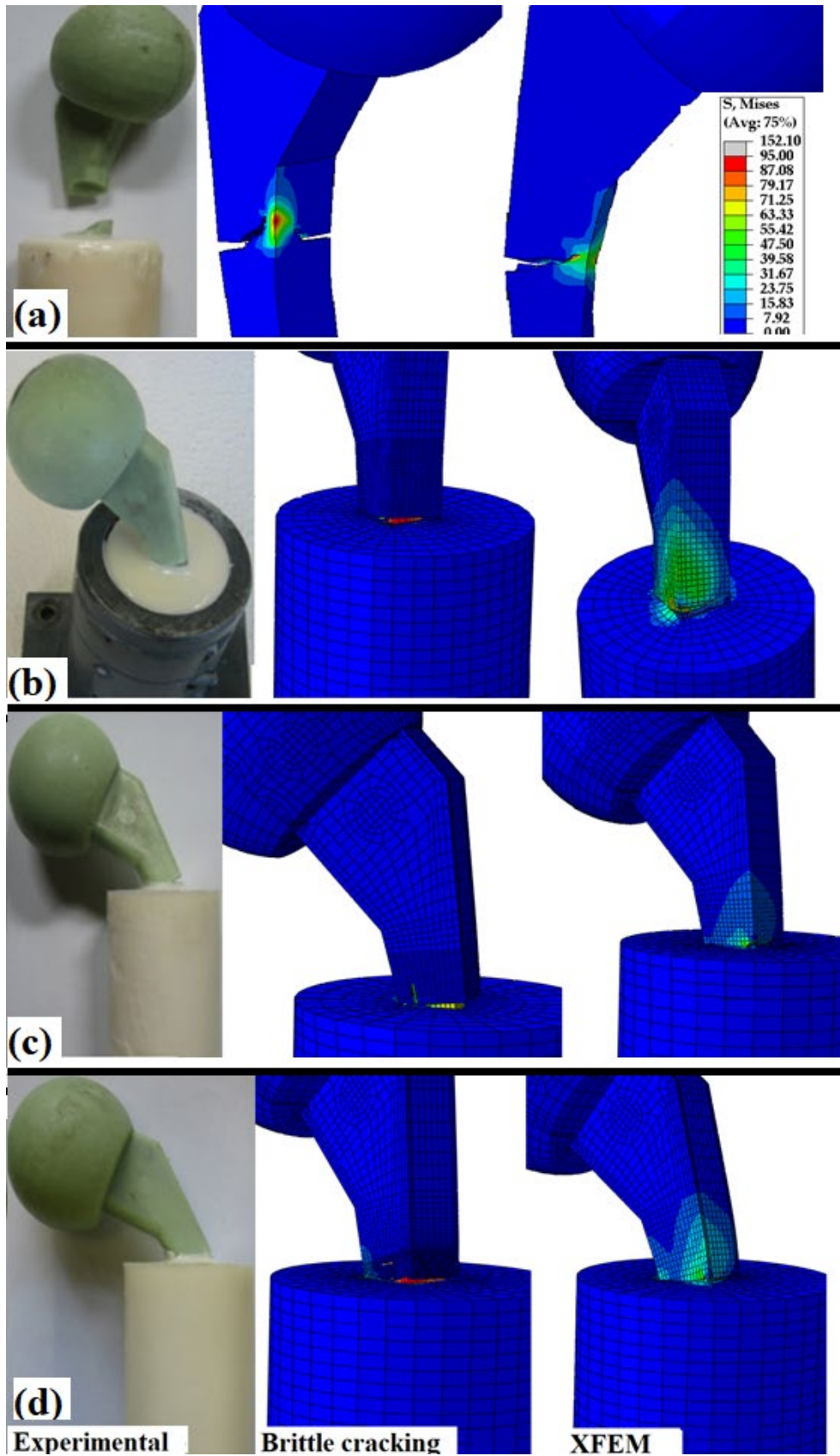
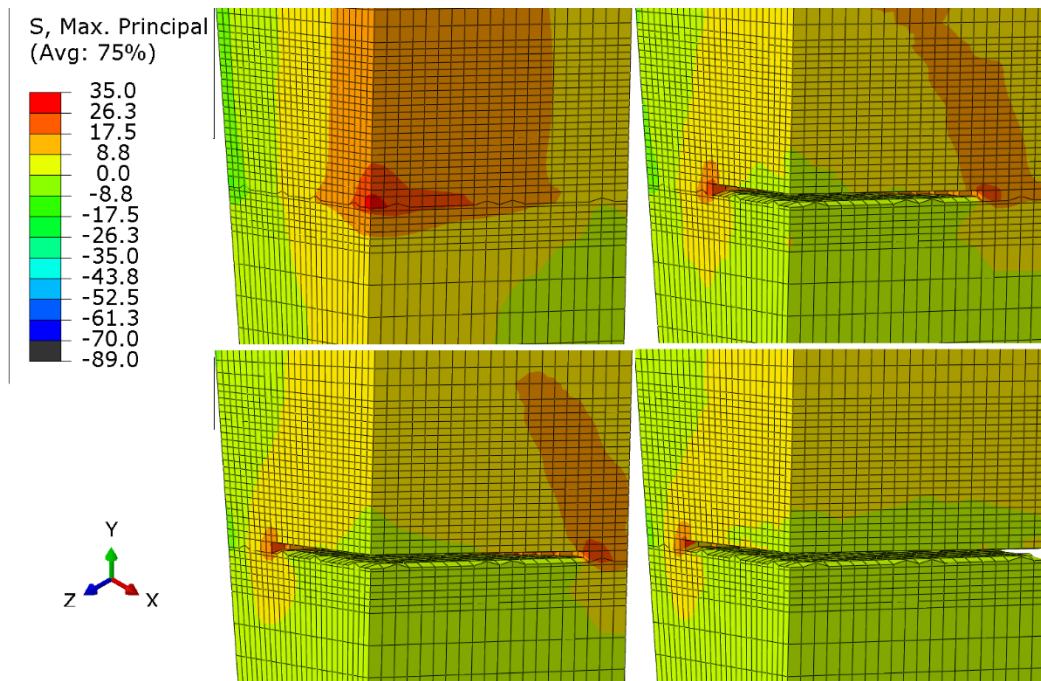
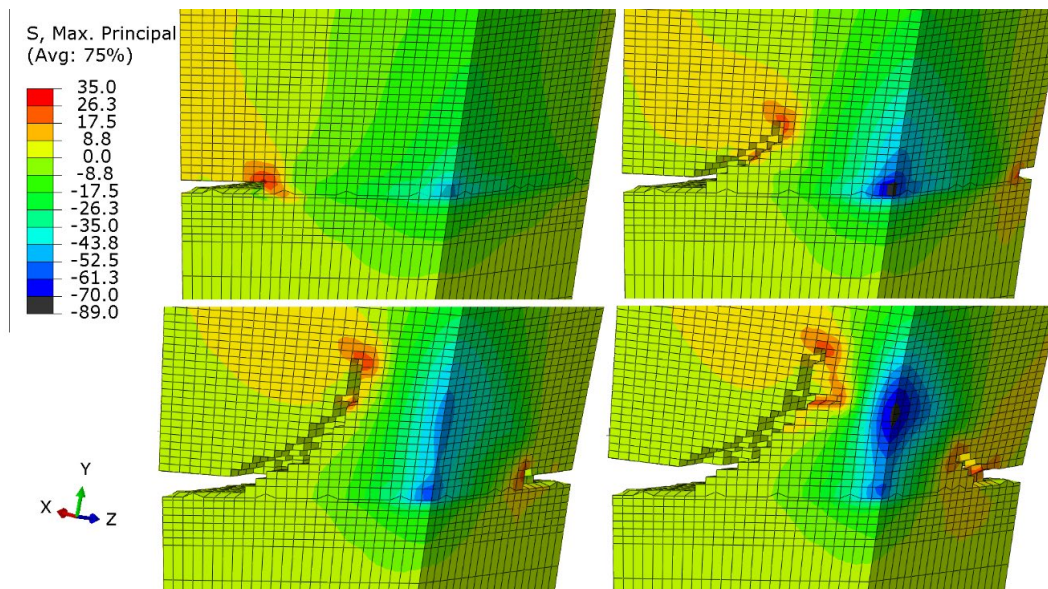


Figure 4.7: Apparences des spacers endommagés en fin de test : modèle expérimental [7], modèle de rupture fragile et le modèle XFEM (de gauche à droite). (a) sans renfort, (b) avec renfort de 6mm, (c) avec renfort de 8mm, (d) avec renfort de 10mm

Les figures 4.8 et 4.9 illustrent la répartition des contraintes principales maximales (critère d'initiation de fissure dans les deux modèles) lors des étapes de propagation de la fissure.



(a) Arête postérieure gauche

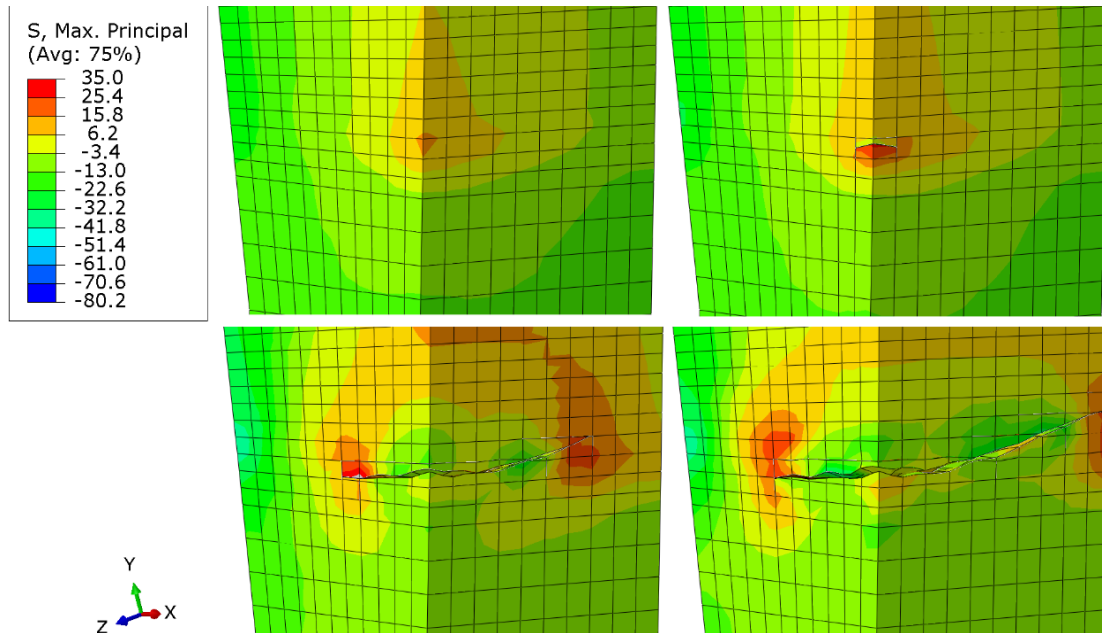


(b) Arête antérieure droite

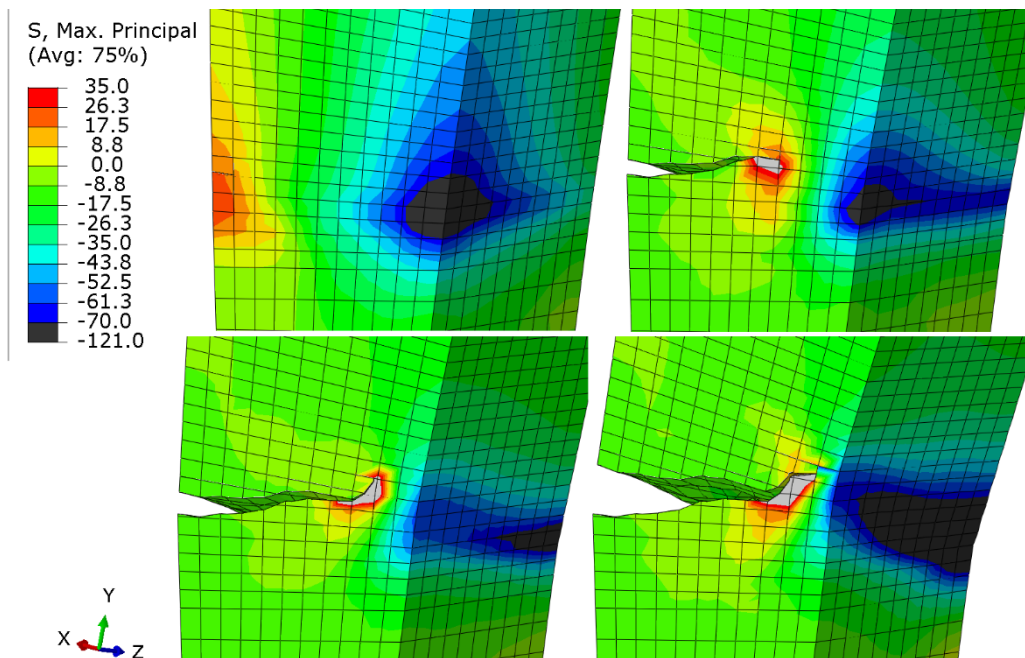
Figure 4.8: Distribution des Contraintes principales maximales dans le modèle de « Brittle cracking ».

Les premières phases de propagation des fissures sont illustrées par les vues postérieures gauche (Fig. 4.8(a) et 4.9(a)). Dans les deux modèles, l'initiation de la fissure se produit au niveau de

l'arête postérieure gauche à partir du premier élément au-dessus de l'insertion du spacer dans le cylindre. Du fait de l'inclinaison du spacer (10° dans le plan frontal et 9° dans le plan sagittal), c'est à ce niveau que se trouve le premier élément enregistrant la contrainte principale maximale dépassant le seuil de rupture.



(a) Arête postérieure gauche



(b) Arête antérieure droite

Figure 4.9: Distribution des Contraintes principales maximales dans le modèle XFEM.

Lors de la propagation de la fissure, la contrainte maximale reste localisée en pointe de fissure, donnant le profil en ailes de papillon. Cette zone en pointe de fissure est relativement petite, ce qui indique le caractère fragile du matériau.

Dans la première étape, la propagation de la fissure est presque horizontale, elle se fait donc presque exclusivement en mode I (Fig. 4.8 (a)). Dans un deuxième temps, la propagation de la fissure est régie par un mode mixte à partir duquel l'orientation change, cela est plus visible dans les modèles de fissuration fragile (Fig. 4.8 (b)).

Bien que la fissure du modèle XFEM présente un aspect plus naturel (Fig. 4.9), la trajectoire de la fissure du modèle de rupture fragile (Fig. 4.8) est celle qui se rapproche le plus du modèle expérimental. Ceci est dû à un niveau et une distribution des contraintes différentes d'un modèle numérique à un autre. Au stade final, les éléments contenus dans le ligament ne sont soumis qu'à des contraintes de compression conduisant à l'interruption de l'extension de la fissure.

4.3.2 Spacers insérés dans le fémur artificiel

Dans cette configuration seul le modèle de « BRITTLE CRACKING » a été utilisé. À la différence du cas où l'insertion a été dans le cylindre PU et où seul le spacer avait été endommagé, dans le cas de l'insertion dans le fémur artificiel et du fait de la fragilité même de la résine et du polyuréthane, l'endommagement par fissuration est survenu aussi dans le fémur.

Dans le dispositif avec spacer sans renfort la rupture brutale de ce dernier provoque le détachement d'un morceau de la face latérale de l'extrémité supérieure du fémur (Fig. 4.10(a)), des fissures similaires mais incomplètes sont apparues dans le modèle numérique (Fig. 4.10(b)).

La fissure dans le spacer (Fig. 4.10(c)) s'initie au niveau de la partie proximale de la tige de manière identique à celle observée dans le modèle expérimental, cependant lors de sa progression une bifurcation apparaît et seule la fissure inférieure est présente dans le spacer expérimental.

L'utilisation du renfort de 8mm augmente la résistance du spacer qui subit un endommagement minime et seul des fissures superficielles apparaissent au niveau des faces antérieure et postérieure mais cette fois au niveau du col (Fig. 4.11(c)), ce qui signifie que l'ajout de renfort a modifié non seulement l'importance des contraintes mais aussi leurs répartitions dans le PMMA.

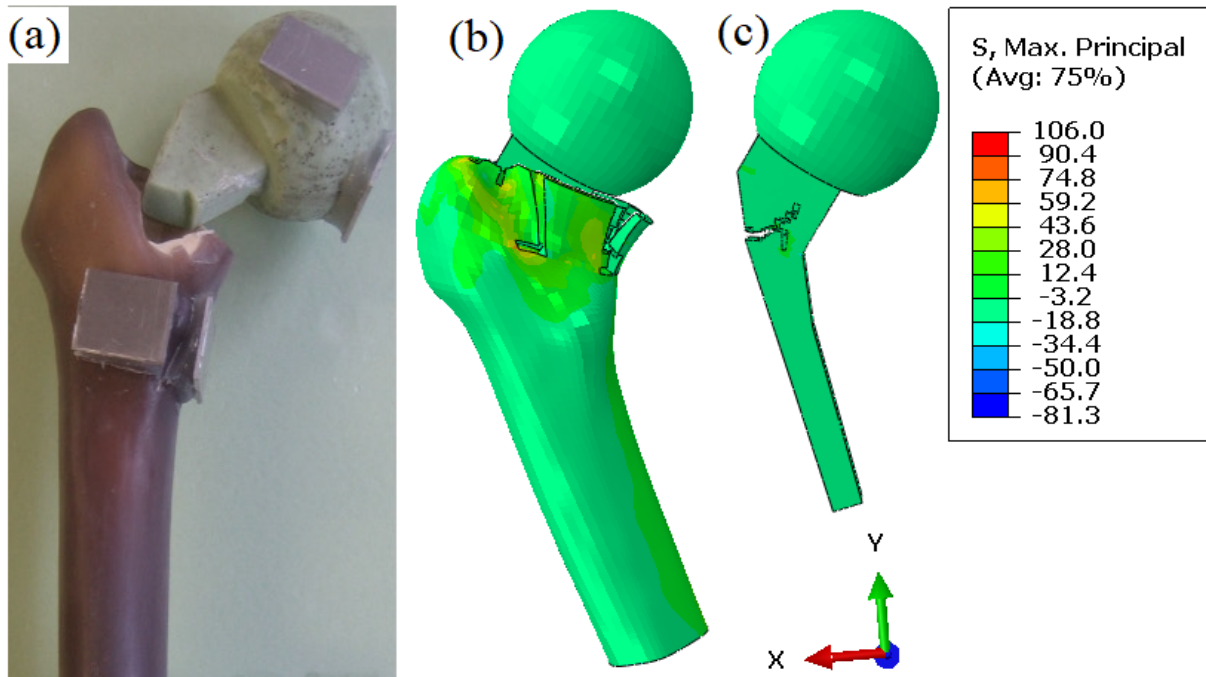


Figure 4.10: Endommagement des spacers sans renfort insérés dans le fémur : (a) modèle expérimental [8], (b) modèle « Brittle cracking », (c) spacer seul (du modèle Brittle cracking)

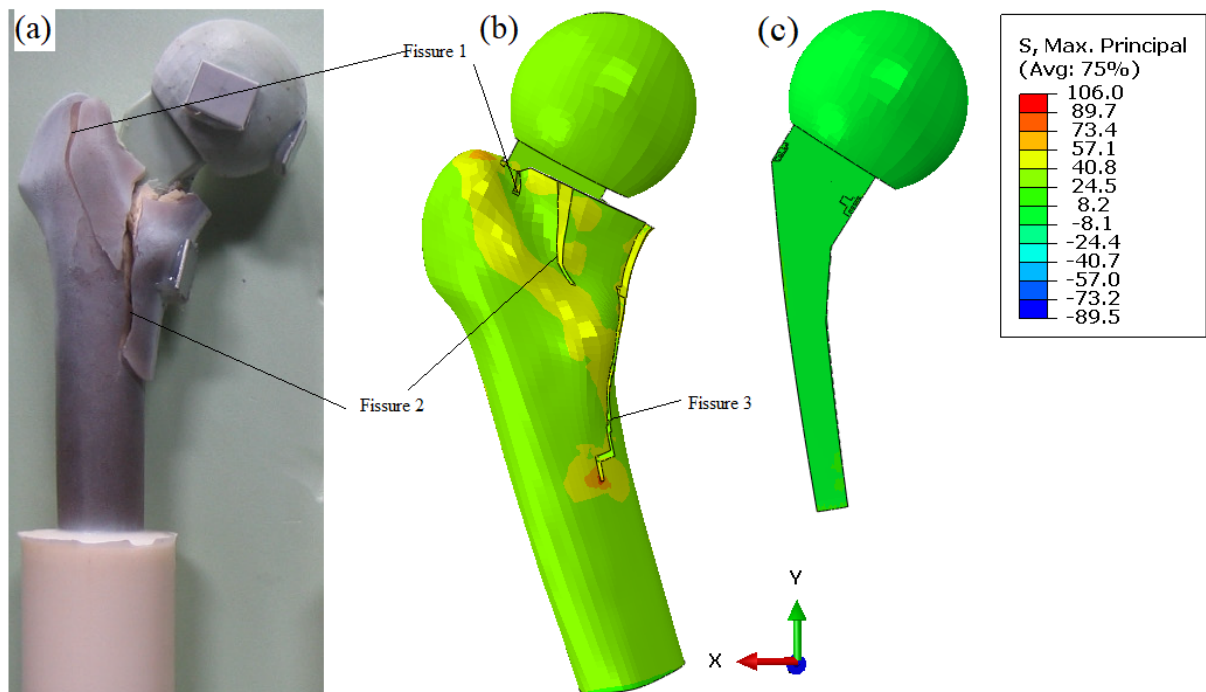


Figure 4.11: Endommagement des spacers avec renfort de 8mm insérés dans le fémur : (a) modèle expérimental [8], (b) modèle « Brittle cracking », (c) spacer seul (du modèle Brittle cracking)

Le spacer avec renfort pouvant subir de plus grandes contraintes, la rupture du fémur était plus importante et toute les faces latérale et postérieure ont été fissuré (Fig. 4.11(a)) ; des fissures dont l'initiation et les trajectoires sont assez similaires à celles du modèle numérique.

L'observation la plus importante est que l'ajout de renfort provoque la transmission de contrainte importante au niveau de partie plus basse du fémur, c'est le phénomène de « stress shielding » (voir § 1.2), il sera étudié plus en détail dans le chapitre optimisation.

4.4 Facteur d'intensité de contrainte

Le calcul analytique en mécanique linéaire de rupture montre qu'en coordonnées polaires (r, θ) le champ des contraintes s'écrit en $r^{-1/2}$ quelles que soient les conditions de chargement et la géométrie de l'éprouvette. Plus précisément, on peut toujours l'écrire sous la forme suivante :

$$\sigma_{ij} = \frac{K}{\sqrt{2\pi r}} f_{ij}(\theta) \quad (4.17)$$

La constante K est fonction du chargement et de la géométrie de l'éprouvette, et s'appelle facteur d'intensité de contrainte.

ABAQUS utilisé la technique d'intégrale d'interaction pour mesurer les facteurs d'intensité de contrainte. Cette technique utilise l'intégrale de contour J et la solution asymptotique en pointe de fissure [112].

4.4.1 Modélisation de la fissure quart d'ellipse

L'objectif de ce chapitre est d'analyser le comportement d'une fissure amorcé préexistante à l'intérieur du spacer en ciment orthopédique pour la prédiction du risque de rupture de ce dernier. Cette prédiction est analysée en termes de variations des facteurs d'intensité de contraintes en modes d'ouverture (mode I) en modes de cisaillement (modes II et III). Pour ce faire, une fissure d'angle de forme de quart d'ellipse (Fig.4.12), de dimension caractéristique : (c/a) , est amorcée dans l'arête postérieure gauche du spacer, juste au-dessus de son insertion dans le cylindre PU, partie la plus fortement sollicitée. C'est pratiquement dans cette région du ciment que le risque de rupture est le plus probable.

Plusieurs fissures dont le rapport (a/c) vari de 0.2 à 2 par palier de 0.2 sont testées. Le facteur d'intensité de contrainte sera calculé autour des nœuds du front de fissure dont les positions sont exprimées en coordonnées polaires (Fig. 4.12).

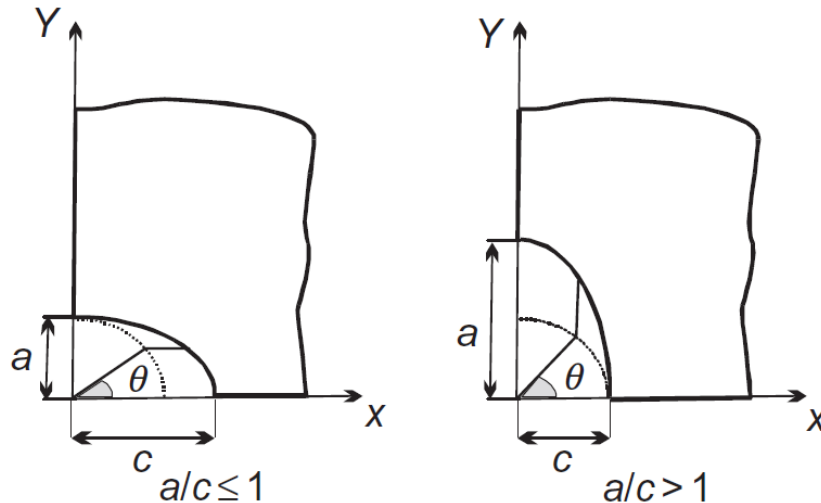


Figure 4.12: Système de coordonnées pour définir l'angle paramétrique θ

Afin de faciliter et d'accélérer les calculs nous avons utilisé la technique de sous-modélisation « submodel » (Fig. 4.13). Cette technique est basée sur le principe de St. Venant qui stipule : «La différence entre les effets de deux charges différentes mais statiquement équivalentes devient très faible à des distances suffisamment grandes du point d'application de cette charge».

Le concept est basé sur la création d'un maillage d'éléments finis grossiers pour l'assemblage global initial. On suppose que les petites caractéristiques de la géométrie n'ont pas d'impact sur la réponse globale du système et sont ignorées lors de la discrétisation du maillage.

L'hypothèse principale est que la rigidité locale n'a pas d'influence sur la déformation au-delà de cette région locale. Une fois que la structure à maillage grossier a été utilisée pour le calcul en utilisant la méthode des éléments finis, on crée pour la région d'intérêt un petit modèle très raffiné, appelé sous-modèle. Les résultats du modèle global avec maillage grossier (généralement le déplacement pour l'analyse structurelle) sont exportés par interpolation basée sur la fonction de forme de l'élément sur les nœuds du sous-modèle en tant que conditions aux limites.

L'autre avantage est la possibilité d'utiliser des algorithmes de calcul (implicite-explicite) et des types d'éléments de maillage différents entre le modèle global et le sous-modèle. C'est ainsi qu'on a pu calculer le facteur d'intensité de contrainte sous ABAQUS / Standard, alors que le calcul initial du modèle global était celui validé précédemment avec ABAQUS / Explicit (sous réserve de mettre à la même échelle les temps de calcul des deux algorithmes « scale the time period »).

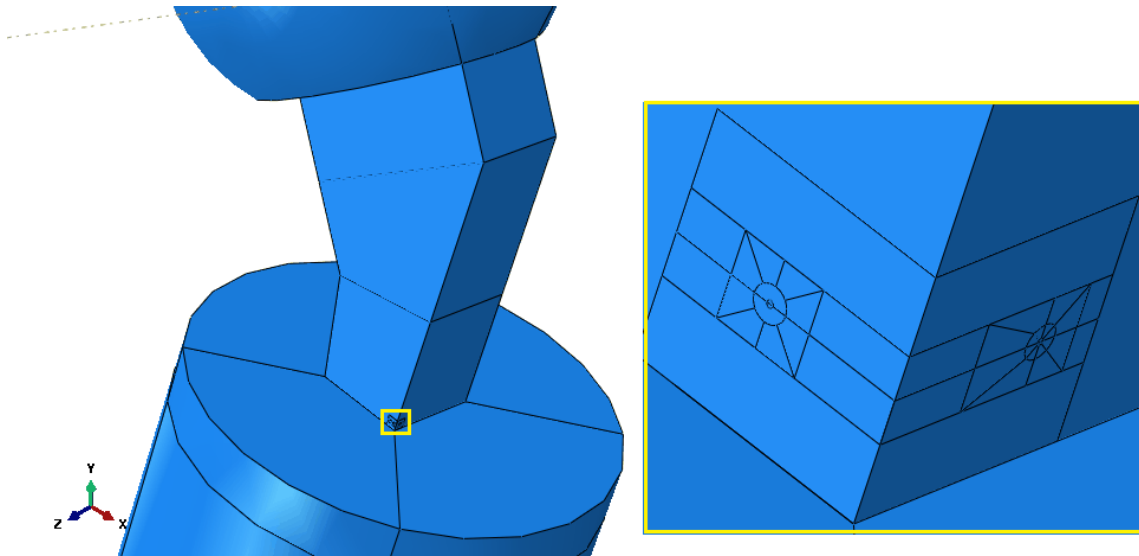


Figure 4.13: Modélisation du sous-modèle

4.4.2 Maillage du sous-modèle

Toutes les méthodes pour le calcul des facteurs d'intensité de contrainte reposent sur le calcul précis des champs des contraintes et déplacement. Cependant, des résultats plus précis peuvent être obtenus en captant le champ de contrainte singulier en pointe de fissure. Dans les matériaux élastiques les contraintes en pointe de fissure sont singulière en $1/\sqrt{r}$, l'introduction de cette singularité est réalisée assez naturellement par le déplacement des nœuds médians vers le quart des arêtes des éléments [135], et par la réduction d'un côté de l'élément afin d'avoir ses trois nœuds juste en un point géométrique.

Dans les problèmes bidimensionnels, les éléments quadrilatéraux sont réduits en triangles où trois nœuds occupent le même point dans l'espace. Pour les problèmes en trois dimensions, un élément de brique (C3D20) est dégénéré (Fig.4.14) en un élément coin (C3D20(RH)) ou « WEDGE ».

Dans la mesure où nous avons défini les nœuds du front de fissure, le logiciel trouve automatiquement les contours pour effectuer le calcul énergétique, puis renvoie la valeur du FIC pour chaque contour. Cette intégrale de contour est théoriquement indépendante du chemin choisi. Cependant, il est largement admis que le premier contour ne donne pas de bons résultats en raison de singularités numériques [9]. Par conséquent, les FIC sont obtenus à partir du deuxième contour ou encore plus loin du fond de fissure, afin d'obtenir une valeur convergente.

L'utilisation d'un maillage rayonnant (Fig. 4.15) en pointe de fissure dit en « toile d'araignée » permet de créer des contours réguliers autour de la fissure assurant ainsi une convergence rapide et une précision acceptable des résultats.

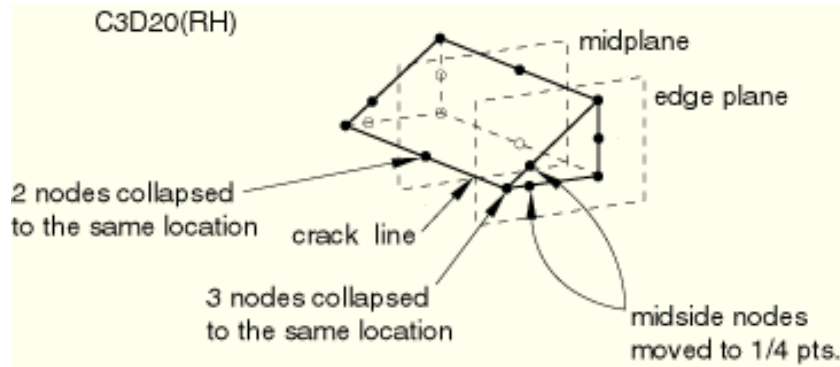


Figure 4.14: Éléments C3D20 réduit [9]

Le front de fissure est segmenté en 45 nœuds dont les coordonnées polaires (Fig. 4.6) sont interpolées à partir des coordonnées cartésiennes par des fonctions trigonométriques :

$$\theta(x, y) = \begin{cases} \sin^{-1}(y/a) & \text{si } a/c \leq 1 \\ \cos^{-1}(x/c) & \text{si } a/c > 1 \end{cases} \quad (4.18)$$

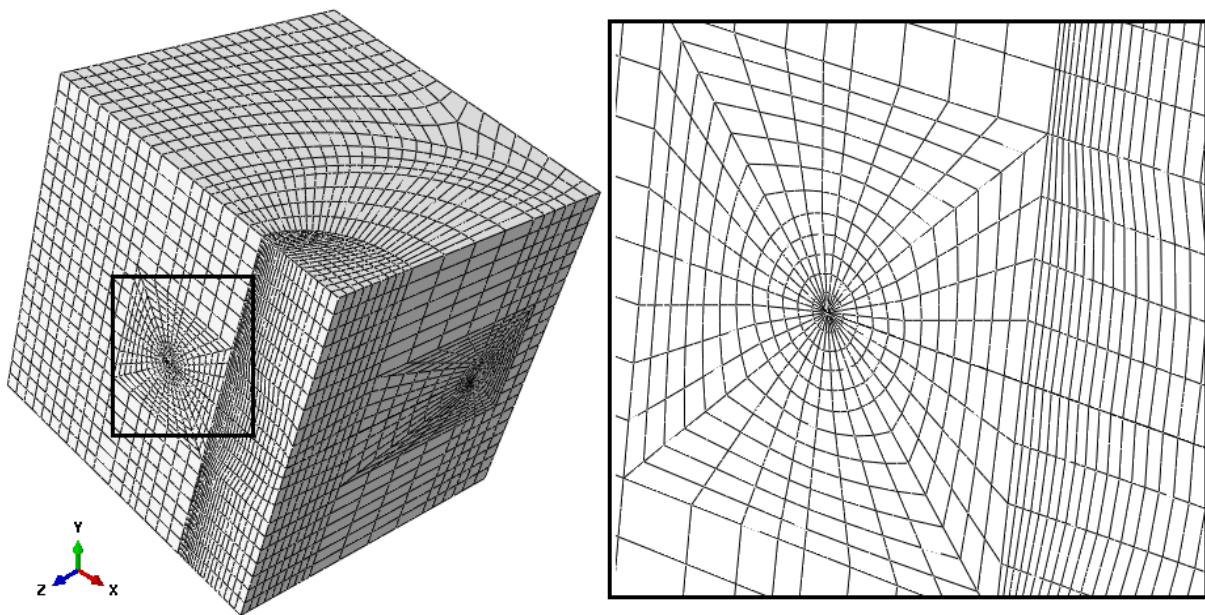


Figure 4.15: Maillage « toile d'araignée » pour capturer la singularité de fond de fissure

4.4.3 Résultats et discussions

Les résultats obtenus précédemment montrent que l'arête postérieure gauche est plus intensivement sollicitée, de ce fait, l'endommagement par rupture du ciment orthopédique ne peut s'amorcer qu'au niveau de cette zone. Ce qui a motivé l'analyse du comportement de fissure d'angle, de forme Quart-elliptique (dont le rayon « a » est varié de 0.2 à 1 mm et le rayon « c » varie de 1 à 0.5 mm) initiée dans cette partie de l'implant.

Afin de standardiser les tests avec les différentes épaisseurs de renfort, pour chaque type de renfort, un déplacement responsable d'une force de 1000 N est imposé à l'applicateur, ceci est facilement obtenu en imposant un filtre d'arrêt des calculs dans le module « step ». Comme il a été signalé précédemment, ce chargement est responsable de la rupture du spacer sans renfort dans l'expérience de T.Thielen [7].

Le choix du maillage rayonné a été très bénéfique car la convergence des résultats s'est faite dès le quatrième contour. Le spacer sans renfort étant le plus fragile, la distribution du facteur d'intensité de contrainte sera étudiée plus en détail à son niveau.

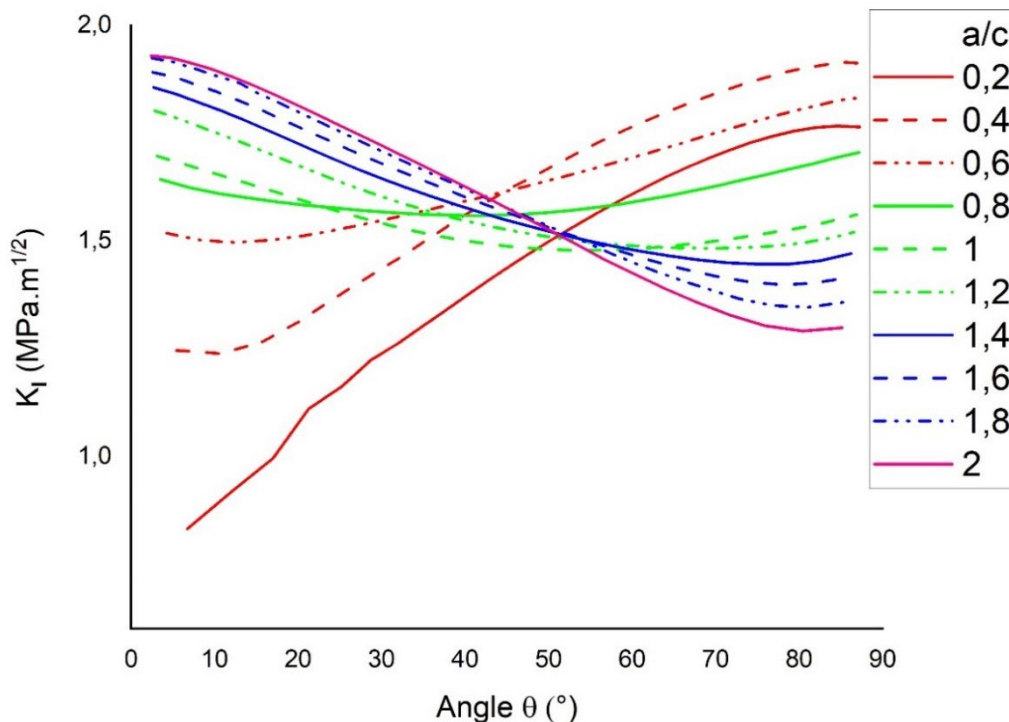


Figure 4.16: Facteur d'intensité de contrainte en Mode I (K_I) le long d'une fissure quart d'ellipse de rayons (a, c) dans le spacer sans renfort

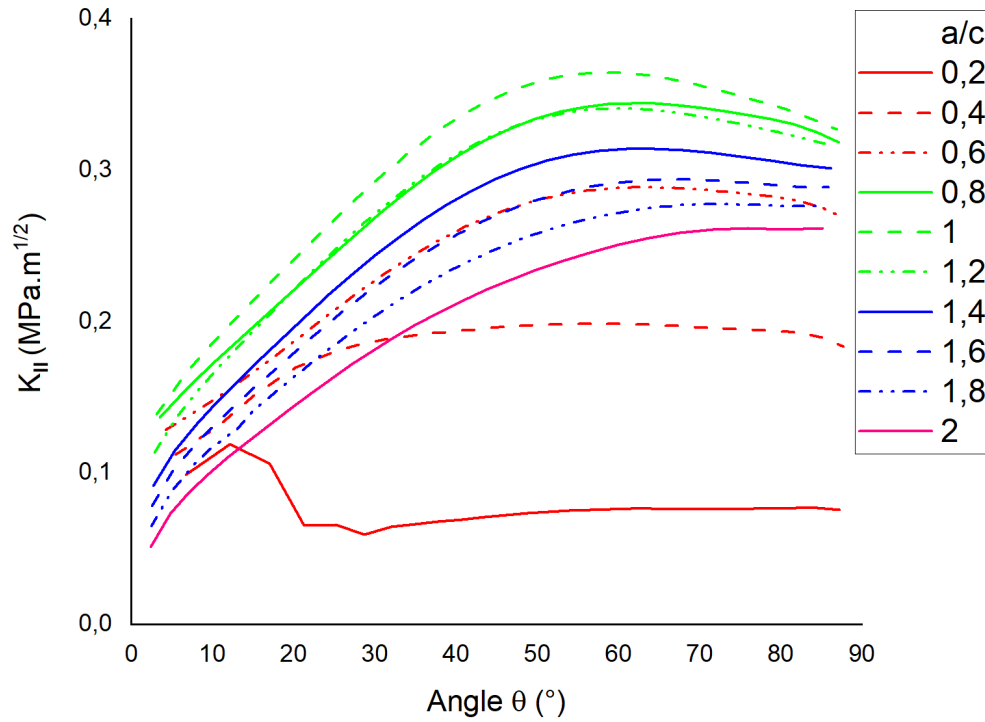


Figure 4.17: Facteur d'intensité de contrainte en Mode II (K_{II}) le long d'une fissure quart d'ellipse de rayons (a,c) dans le spacer sans renfort

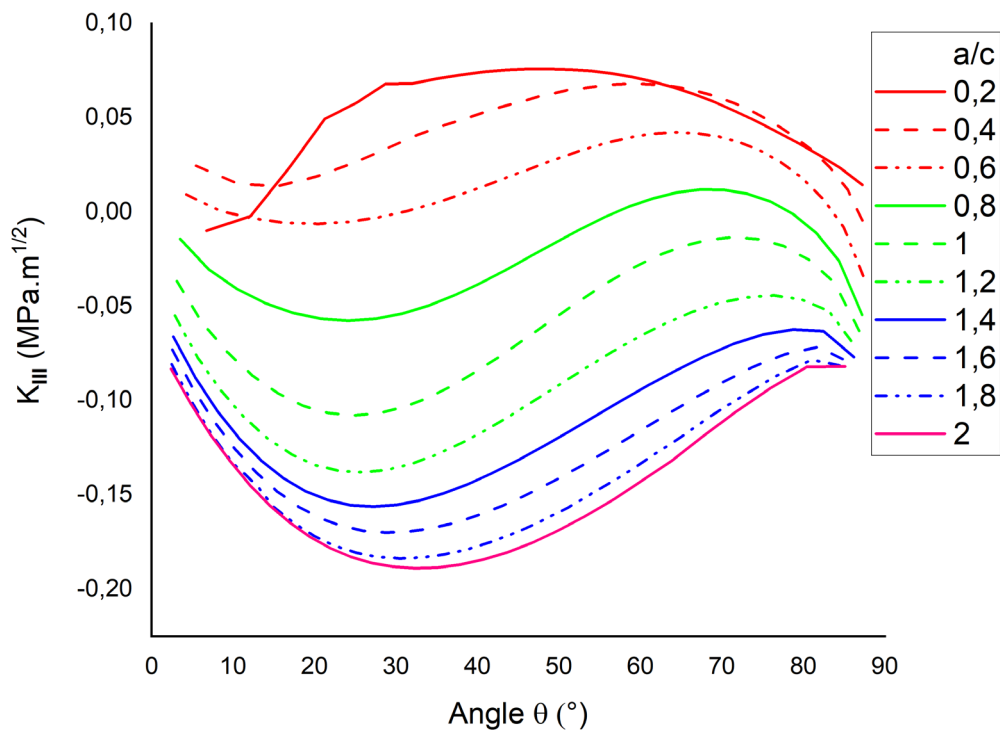


Figure 4.18: Facteur d'intensité de contrainte en Mode III (K_{III}) le long d'une fissure quart d'ellipse de rayons (a,c) dans le spacer sans renfort

Les résultats obtenus montrent que le facteur d'intensité de contraintes en mode I varie considérablement le long de la fissure, cette variation est d'autant plus importante que le rapport

(a/c) est grand (Fig. 4.16). La variation du KI entre les deux extrémités des fissures dont les rapports a/c sont de 0.4 et 2 dépasse les 70%, la valeur la plus grande étant toujours située près de l'extrémité du rayon de l'ellipse le plus petit (les angles proche de 0° pour les fissure avec un (a/c) petit, et 90° pour les grands rapports (a/c)). Plus ce rapport s'approche du 1 plus le facteur d'intensité de contrainte KI devient stable, mais même pour un cercle parfait ($a/c=1$) le facteur d'intensité de contrainte en mode I n'est pas constant, il est plus grand à l'extrémité proche de l'angle 0° , l'extension de cette fissure se fait donc plus vers la face postérieure du spacer, ce qui a été confirmé précédemment par les modèles de fissuration XFEM et « Brittle Cracking ».

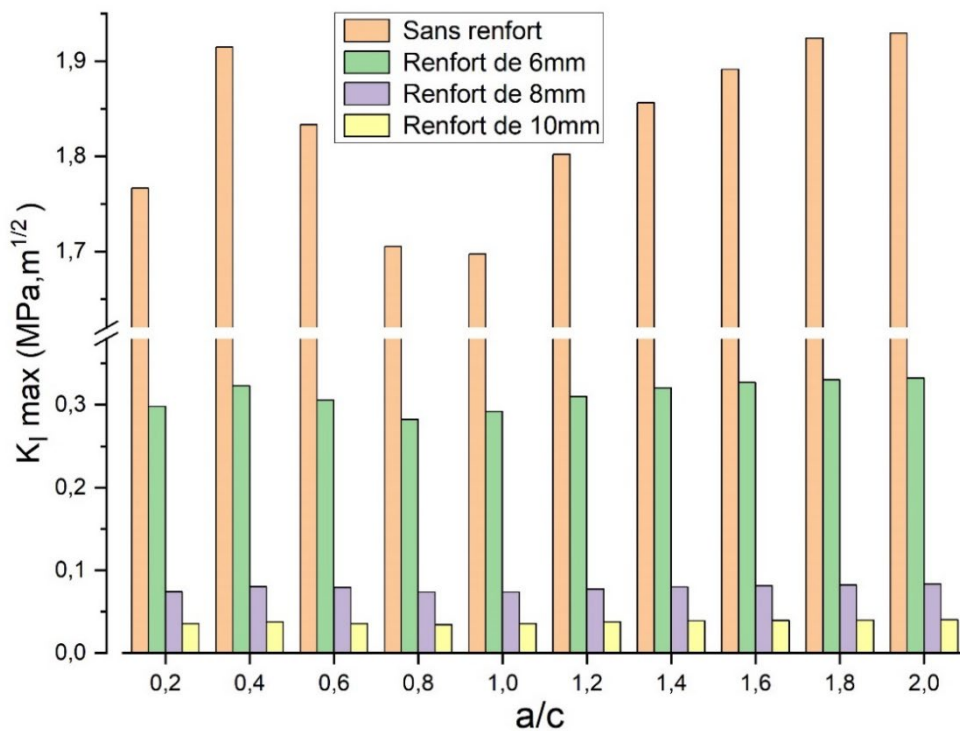


Figure 4.19: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode I en fonction du rapport a/c et du type de renfort

Pour toutes les fissures le KI dépasse la valeur de $1.5 \text{ MPa.m}^{1/2}$; or les valeurs de ténacité du ciment osseux tirées d'essais utilisant différentes configurations d'échantillons et différentes méthodes de mélange se situent entre $1,02$ et $2,03 \text{ MPa m}^{1/2}$ [136]. Michael D. Ries a trouvé que le facteur d'intensité de contrainte critique KIC se situe entre $0,96 \text{ MPa m}^{1/2}$ à $1,76 \text{ MPa m}^{1/2}$ [137]. Les figures 4.17 et 4.18 montrent que le facteur d'intensité de contrainte en mode II et en mode III, est relativement faible, la rupture des spacers se fait donc principalement en mode I.

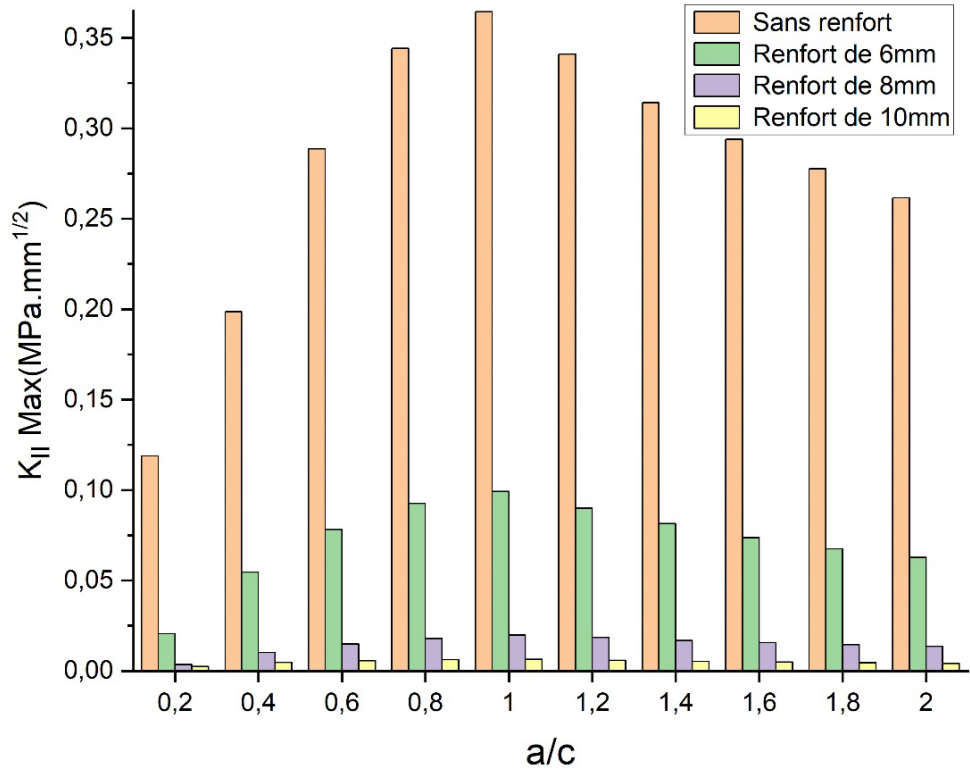


Figure 4.20: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode II en fonction du rapport a/c et du type de renfort

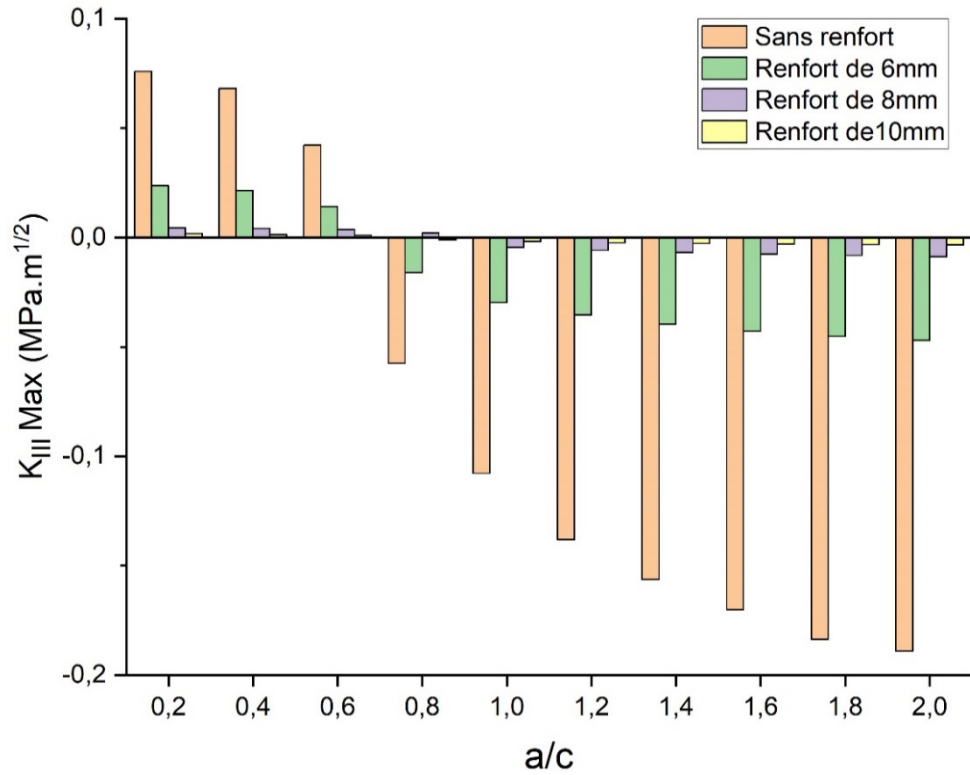


Figure 4.21: Facteur d'intensité de contrainte maximale en Mode III en fonction du rapport a/c et du type de renfort

La mise en place de renfort permet de réduire considérablement le facteur d'intensité de contrainte, cette diminution est plus marquée en mode I (Fig. 4.19) que pour le mode II et le mode III dont les valeurs dans le spacer sans renfort étaient assez faibles (Fig. 4.20- 4.21).

L'utilisation d'un renfort de 6mm diminue le KI de plus de 85% ; le passage à un renfort de 8 mm le diminue encore de 75% ; l'intérêt de l'utilisation d'un renfort de 10 mm à la place du 8 mm est discutable vu le faible gain que cela apporte. L'évolution globale du facteur d'intensité de contrainte maximal en mode I lors de la variation du rapport (a/c) suit une allure parabolique (Fig. 4.19), avec une valeur minimale enregistrée pour la fissure en arc de cercle parfait, cette forme de fissure répartit mieux les contraintes sur tout le front et elles ne sont plus concentrées à une extrémité. L'allure des courbes s'inverse pour le mode II (Fig.4.20) où c'est au niveau des fissures avec rapport (a/c) extrêmes (0.2 et 2) que le KII max est le plus petit. Les lèvres de la fissure en forme d'arc de cercle auront tendance à glisser plutôt qu'à s'écarter.

4.5 Conclusion

La fragilité du PMMA fait que la rupture du spacer est brutale mais l'ajout de renfort en Titane permet de limiter la progression de la fissure.

Deux modèles d'endommagement des matériaux fragiles ont été utilisés : le modèle XFEM utilisé par ABAQUS / Standard et le modèle « Brittle cracking » disponible sous ABAQUS / Explicit ; tous les deux utilisent la contrainte principale maximale comme critère d'initiation de la fissure et l'énergie de rupture comme critère de sa progression.

Ces deux modèles d'endommagement permettent de bien prédire le comportement en rupture des spacers de hanche avec et sans renfort ; le modèle de « Brittle cracking » étant le plus stable et le plus rapide, cependant il est sensible à la taille du maillage.

L'étude de facteur d'intensité de contrainte montre que les fissures d'angle initiées dans l'arête du spacer s'ouvrent exclusivement en mode I, cette ouverture est grandement limitée par l'ajout du renfort de 8 mm et de 10 mm.

Chapitre 5 - Optimisation du spacer

5.1 Généralités sur l'optimisation.....	109
5.2 Procédé numérique d'optimisation.....	113
5.3 Résultats et interprétations	117
5.4 Conclusion.....	10726

On a démontré dans le chapitre précédent la fragilité du spacer et que l'ajout du renfort a plus que doublé la charge qu'il pouvait supporter ; l'amélioration des propriétés mécaniques du spacer passe donc par une amélioration du renfort, cette optimisation vise aussi à minimiser le phénomène de « stress shielding » tout en utilisant un renfort le moins volumineux possible.

Afin de simuler le plus possible les conditions in vivo, le processus d'optimisation a été appliqué sur un modèle avec fémur ayant les propriétés réelles de l'os humain. Grâce au module TOSCA ; ABAQUS a permis une optimisation topologique et matérielle du renfort. Les bases du fonctionnement de ce module sont résumées dans ce qui suit.

5.1 Généralités sur l'optimisation

L'optimisation est le perfectionnement des conditions d'utilisation, de fonctionnement et la rentabilité de quelque chose. Plus concrètement, c'est trouver les valeurs des variables qui rendent optimale une fonction. Pour ce faire, trois éléments sont généralement nécessaires : le modèle à optimiser, le critère d'optimisation et les contraintes. Les critères sont les paramètres à minimiser ou maximiser et les contraintes sont des conditions que l'on impose aux variables.

Trois différentes méthodes d'optimisation sont possibles (classées par ordre de complexité) : paramétrique, géométrique et topologique. Dans l'optimisation paramétrique, les formes sont paramétrées par un nombre réduit de variables telles que l'épaisseur ou la section transversale. L'optimisation géométrique consiste à faire varier la position des frontières d'une forme, sans changer sa topologie qui reste la même que celle de la forme initiale. L'optimisation topologique quant à elle consiste à calculer la distribution optimale du matériau.

5.1.1 Optimisation topologique

La topologie d'une pièce désigne la nature et la connectivité des éléments du domaine occupé par la matière et par corollaire, le nombre, la forme, les dimensions et la localisation des perforations dudit domaine. L'optimisation topologique est une méthode d'optimisation qui consiste à rechercher la silhouette d'une structure soumise à certaines contraintes. La nature (forme, type, dimensions) des composants présents dans la forme optimisée est suggérée par le résultat du processus d'optimisation sans aucune restriction ni spécification préalable.

Les méthodes d'optimisation topologique peuvent être regroupées en quatre grandes familles : les méthodes d'homogénéisation, les méthodes évolutives ou évolutionnaires, la méthode SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*) et les méthodes par lignes de niveau (ou level-Set).

5.1.2 Processus d'optimisation par la méthode SIMP

ABAQUS à travers le module TOSCA utilise la méthode SIMP [9], Elle consiste en une répartition de la densité de matière dans les éléments du maillage d'un modèle sous certaines contraintes afin d'en dégager la forme la plus rigide. Ce faisant, elle procède à la distribution d'une quantité donnée de vide dans le modèle. Cette porosité du matériau est mesurée à l'aide de la densité de matière $\rho(x, y, z)$ qui varie de 0 à 1, où 0 représente le vide absolu (absence de matière) et 1 le matériau plein (absence de porosité).

5.1.2.1 Subdivision en sous-domaines de design et de non-design

Une fois le problème modélisé et les conditions mécaniques (incluant conditions aux limites, chargements et caractéristiques du matériau) appliquées, on spécifie les sous-domaines de *design* et ceux de *non-design*. Le sous-domaine de *design* est l'espace qui sera optimisé, autrement dit dans lequel la matière sera répartie de manière optimale. Le sous-domaine de *non-design* est l'espace qui ne sera pas affecté par le processus d'optimisation, ou encore l'espace contenant les endroits fonctionnels du modèle. Dans la plupart des cas, les conditions aux limites et de chargement sont appliquées dans le sous-domaine de *non-design*.

5.1.2.2 Formulation du problème comme une distribution de matière

Conséquemment à la subdivision, la porosité sera redistribuée uniquement dans le domaine de *design* et le domaine de *non-design* aura une valeur de densité fixe égale à 1, c'est-à-dire absence de vide. Afin de procéder à la distribution optimale de la matière dans le domaine de *design*, pour chaque élément du maillage est assigné un matériau fictif différent selon sa densité. Pour éviter les problèmes d'instabilité numérique en pratique on utilise $0 < \rho_{vide} = 0,001$. La définition du module d'Young virtuel $\tilde{E}(x, y, z)$ des matériaux liés à la distribution de densité $\rho(x, y, z)$ se fait suivant la loi de pénalisation :

$$\tilde{E}(x, y, z) = E_0 \cdot \rho(x, y, z)^P \quad (5.1)$$

Où E_0 est le module d'Young réel du matériau et P est le coefficient de pénalisation.

La pénalisation a pour effet de rentabiliser la contribution à la rigidité globale des éléments de densité intermédiaire afin d'éviter la formation de microstructures à l'intérieur du domaine de *design*. La relaxation du problème d'optimisation, qui permet une distribution continue de la

densité de matière entre 0 et 1, ne permet pas d'obtenir des résultats discrets, d'où l'importance du facteur de pénalisation p .

Pour une structure donnée, maximiser sa raideur globale revient à minimiser le travail global des forces extérieures. Ce travail, appelé *compliance*, est défini par :

$$\tilde{C} = \{\tilde{U}\}^t \{F\} = \{\tilde{U}\}^t [\tilde{K}] \{\tilde{U}\} \quad (5.2)$$

Où $\{\tilde{U}\}$ est le vecteur global de déplacement, $\{F\}$ le vecteur global des forces appliquées et $[\tilde{K}]$ représente la matrice de rigidité globale. Dans le reste de ce document, toutes les variables affectées du signe « \sim » sont celles affectées par la densité (x, y, z).

Soit $[\tilde{K}_e]$ la matrice de rigidité locale expansée d'un élément e de densité ρ_e d'un maillage constitué de N éléments. La matrice de rigidité globale modifiée est :

$$[\tilde{K}] = \sum_{e=1}^N [\tilde{K}_e] = \sum_{e=1}^N (\rho_e)^P \cdot [K_e] \quad (5.3)$$

En considérant la fraction volumique de la matière à conserver *f* tels que :

$$f = \tilde{V}/V_d \quad (5.4)$$

où \tilde{V} est le volume de *design* une fois le vide enlevé par la distribution relative de densité et V_d le volume total de *design*, le problème d'optimisation revient à trouver la compliance minimale pour une quantité fixée de volume à occuper par la matière. Il se reformule ainsi [138] :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser } \tilde{C} = \sum_{e=1}^N (\rho_e)^P \cdot \{\tilde{U}\}^t \cdot [K_e] \cdot \{\tilde{U}\} \\ \tilde{E}(x, y, z) = E_0 \cdot \rho(x, y, z)^P \\ \tilde{V} = \sum_{e=1}^N \rho_e \cdot V_e = f \cdot V_d \\ \{F\} = [\tilde{K}] \cdot \{\tilde{U}\} \end{array} \right. \quad (5.5)$$

5.1.2.3 Critère d'optimalité

On veut maximiser la raideur globale d'une pièce tout en s'assurant qu'elle remplisse sa fonction initiale en supportant les efforts appliqués. Pour ce faire, on a recours à la méthode du critère d'optimalité [138]. Elle regroupe les conditions d'optimalité, c'est-à-dire l'ensemble des inégalités que doivent vérifier les solutions du problème d'optimisation. En pratique, le Lagrangien est utilisé pour retrouver les conditions nécessaires d'optimalité du 1er ordre (dérivée 1re). Le Lagrangien est souvent employé lorsque, comme dans le cas présent, on veut retrouver l'extrémum (ici un minimum) d'une fonction (ici la compliance) de plusieurs

variables (ici la densité de matière ρ) parmi un ensemble de points (ici l'espace de conception) respectant certaines contraintes (comme la fraction volumique). La méthode du Lagrangien consiste à rechercher un point tel que la différentielle de ce dernier par rapport à chaque variable soit nulle.

Le Lagrangien du problème d'optimisation énoncé dans l'équation 5.5 s'écrit [139] :

$$\mathcal{L} = \tilde{C}(\rho) + \alpha([\tilde{K}].\{\tilde{U}\} - \{F\}) + \lambda(V - f.V_d) + \gamma(\rho_{vide} - \rho) + \delta(\rho - 1) \quad (5.6)$$

Les paramètres α , λ , γ et δ sont appelés multiplicateurs de Lagrange respectivement pour l'équation d'équilibre, la contrainte volumique et les contraintes aux bornes inférieures et supérieures de la variable. Le critère d'optimalité par rapport à la densité s'écrit [139] :

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \rho_e} = 0 \Leftrightarrow \frac{\partial \tilde{C}(\rho_e)}{\partial \rho_e} + \alpha \frac{\partial([\tilde{K}].\{\tilde{U}\})}{\partial \rho_e} + \lambda \frac{\partial V}{\partial \rho_e} - \gamma + \delta = 0 \quad (5.7)$$

En introduisant B_e le coefficient d'optimalité, ρ_e^0 la valeur de la densité de l'élément e à l'itération précédente et η un coefficient d'amortissement, l'équation 5.7 peut encore être écrite sous forme d'algorithme de mise à jour tel que [139] :

$$(B_e)^\eta = 1 \Leftrightarrow \rho_e(B_e)^\eta = \rho_e = \rho_e^0(B_e^0)^\eta \quad (5.8)$$

Avec

$$B_e^0 = \frac{P\rho_e^{p-1}.\{\tilde{U}\}^t.[K_e].\{\tilde{U}\}}{\lambda V_e} \quad (5.9)$$

Finalement le schéma de mise à jour de la densité de matière à chaque itération k pour chaque élément e (noté ρ_e^k) constitue l'algorithme du critère d'optimalité et s'écrit [138] :

$$\rho_e^{k+1} = \begin{cases} \max(\rho_{vide}, \rho_e^k - m) & \text{si } \rho_e^{k+1} \leq \max(\rho_{vide}, \rho_e^k - m) \\ \rho_e^k(B_e^k)^\eta & \text{si } \max(\rho_{vide}, \rho_e^k - m) < \rho_e^{k+1} < \min(1, \rho_e^k + m) \\ \min(1, \rho_e^k + m) & \text{si } \min(1, \rho_e^k + m) \leq \rho_e^{k+1} \end{cases} \quad (4.10)$$

Où m se définit comme la limite de variation de la densité entre deux itérations. Cette condition s'écrit : $|\rho_e^{k+1} - \rho_e^k| \leq m$, et η est un coefficient d'amortissement. En pratique, on recommande $m = 0.2$ et $\eta = 0.5$.

5.2 Procédé numérique d'optimisation

Le processus d'optimisation comporte plusieurs étapes :

Etape 1 : analyse statique du modèle de spacer avec un renfort brut inséré dans le fémur (Fig.5.1(a)), dont les propriétés sont regroupées dans le tableau 5.1. C'est cette analyse qui sera réitérer plusieurs fois dans le processus d'optimisation proprement dit, de ce fait il faut s'assurer que les paramètres choisis assureront une convergence rapide.

Tableau 5.1: Propriétés mécaniques des matériaux du test d'optimisation [140-143]

Matériaux	Module de Young [MPa]	Coeff de Poisson	Densité [kg/m ³]	Limite Elastique [MPa]
<i>Os cortical</i>	17500	0.36	2050	130
<i>Os spongieux</i>	310	0.25	1860	-
<i>Ti grade 5</i>	110000	0.3	4500	920
<i>316L</i>	210000	0.3	8000	890

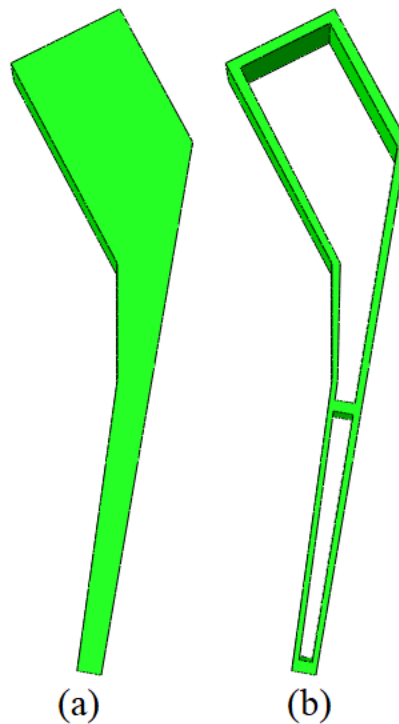


Figure 5.1: (a) : renfort brut, (b) : zone de non design

Etape 2 : dans le module TOSCA, il faut d'abord définir l'optimisation topologique comme type d'optimisation ; puis en choisissant l'algorithme « *Condition-based Optimization* » le logiciel va prendre l'énergie de déformation comme fonction objective (qu'il va falloir minimisée) ainsi que le volume comme contrainte ; pour chacune des épaisseurs du renfort un choix arbitraire de 70% ; 60% et de 50% du volume initial a été fait.

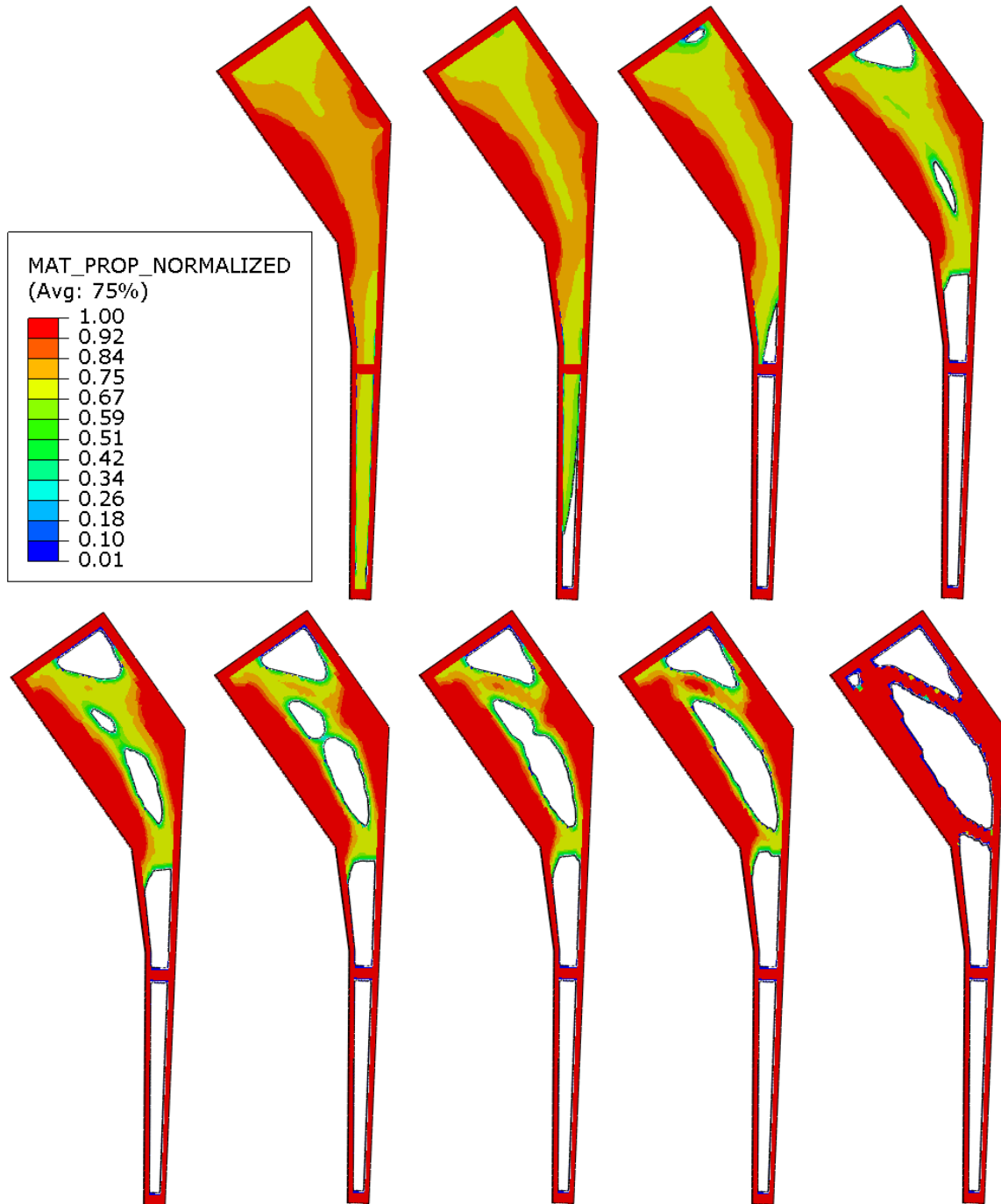


Figure 5.2: Distribution optimale de la densité de matière au cours des itérations (renfort de 10mm avec contrainte de volume imposée de 50%).

A cela s’ajoute différentes contraintes géométriques telles que le contrôle de démoulage et la symétrie plane (dont l’intérêt est l’obtention d’une pièce optimisée usinable) ; ainsi que la création d’une zone de non design. Cette dernière représente la zone du modèle dont la densité ne sera pas affectée par le processus d’optimisation ; le choix de notre étude était de figer une bande de 2mm tout autour du renfort ainsi qu’au milieu de la tige (Fig.5.1(b)), à 60mm de son extrémité inférieure (cela a été motivé par la constatation de ruptures de spacers survenues à ce niveau [7]).

Après un nombre d’itérations prédéfini nous obtenons un renfort brut optimisé. Les résultats de l’optimisation de la topologie au fil de ces itérations sont illustrés dans la Figure 5.2.

Le modèle optimisé consiste en des éléments de maillage qui dépendent d’une densité d’extraction notée ρ_{seuil} . Les éléments pour lesquels $\rho \geq \rho_{seuil}$ sont conservés et ceux dont $\rho < \rho_{seuil}$ sont désactivés, car considérés comme vides. Ces derniers ne font pas partie du modèle optimisé. La purge des éléments de densité inférieure à la valeur seuil étant à l’origine du maillage grossier du modèle optimisé pour lequel un lissage est nécessaire avant d’exporter le modèle vers un logiciel CAO (via un fichier STL).

Etape 3 : Sur la base des modèles optimisés et lissés, le logiciel SOLIDWORKS a permis la création de pièces approximatives (Fig.5.3), le premier chiffre sous l’image du renfort indique son épaisseur, le second indique le pourcentage de matière restante après optimisation ; ce pourcentage et celui indiquer comme contrainte lors de l’étape 2, mais la conception sous SOLIDWORKS se devant être conservative, les volumes finaux réels sont plus grands (tableau 5.2).

Tableau 5.2: Volumes réels des renforts (RB : renfort brut ; RO : renfort original [7])

Epaisseur (mm)	6					8					10				
	R.B	R.O	50	60	70	R.B	R.O	50	60	70	R.B	R.O	50	60	70
<i>Volume de contrainte (%)</i>															
<i>Volume réel (cm3)</i>	7.97	7.08	4.51	5.17	6.23	10.6	9.44	5.82	6.7	7.32	13.2	11.8	7.36	8.67	10.4
<i>Fraction volumique (R/R.B)</i>	1	0.88	0.56	0.64	0.77	1	0.88	0.55	0.63	0.7	1	0.89	0.55	0.65	0.78

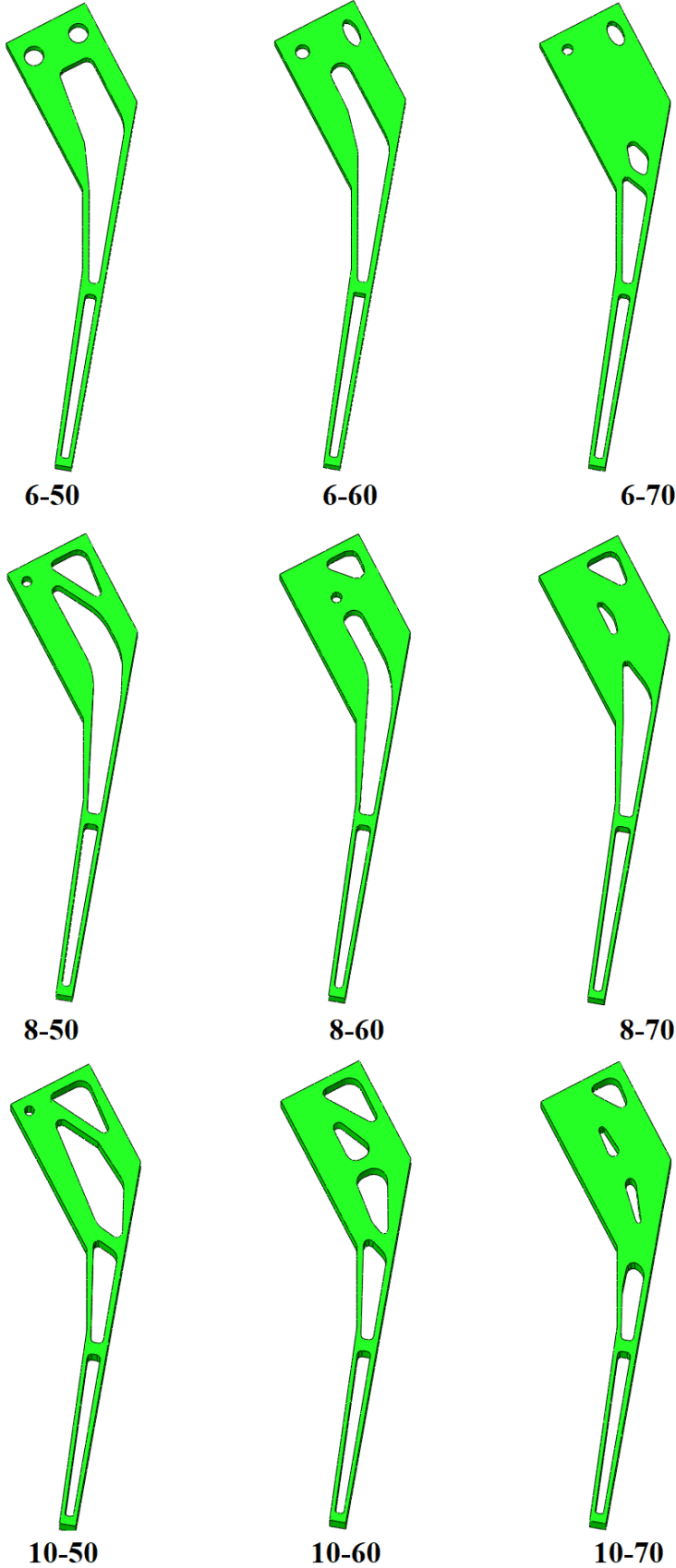


Figure 5.3: Design final des renforts optimisés (exemple : 10-70 correspond au renfort de 10mm d'épaisseur optimisé à 70% du volume initial)

Etape 4 : Lors de l'optimisation la matière enlevée constituant le renfort n'est pas remplacée par du PMMA, imposant la reconstruction d'un assemblage contenant le renfort optimisé. Afin de réaliser une optimisation matérielle, des analyses quasi-statiques des nouveaux modèles de renfort sont pratiquées en utilisant en plus du Titane grade 2 de l'étude initiale [8], deux autres matériaux couramment utilisés en orthopédie [144] : Titane grade 5 (Ti6Al4V) et l'acier inoxydable 316L (Fig.5.4)

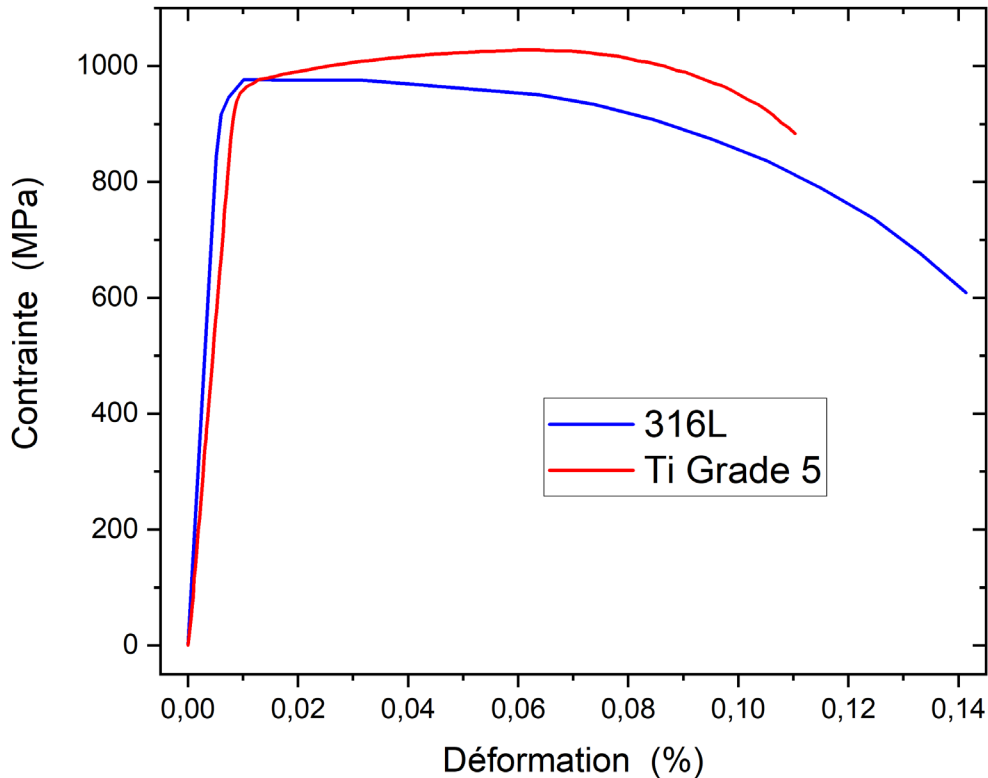


Figure 5.4: Courbes contrainte déformation du Titane grade 5 et de l'acier inoxydable 316L [143].

5.3 Résultats et interprétations

Le choix du meilleur renfort repose sur plusieurs critères. D'abord mécanique, le renfort doit permettre au spacer de résister au maximum d'effort avant de se fissurer, pour ce faire un filtre a été introduit lors de l'étape 4 de l'optimisation, son rôle est de stopper la simulation juste avant que la contrainte principale maximale dans le PMMA ne dépasse la valeur de 35MPa, on peut alors vérifier la force maximale que peut supporter le spacer muni de renfort avant de s'endommager (Fig.5.5).

Cette force varie d'une valeur de 6,75 KN pour le renfort 6-70 en Titane grade 2 à un maximum de 12,65 KN pour le renfort 10-70 en acier inoxydable, ce qui est presque le double.

L'histogramme montre que la force atteinte est proportionnelle à l'épaisseur du renfort exception faite du renfort 8-60. Cette proportionnalité ne se vérifie pas pour les volumes : le renfort 8-50 bien que moins volumineux que le 6-70 (tableau 5.2) résiste à des efforts 15% plus importants, de même que pour les renforts 8-70 et 10-50 qui ont des volumes similaires.

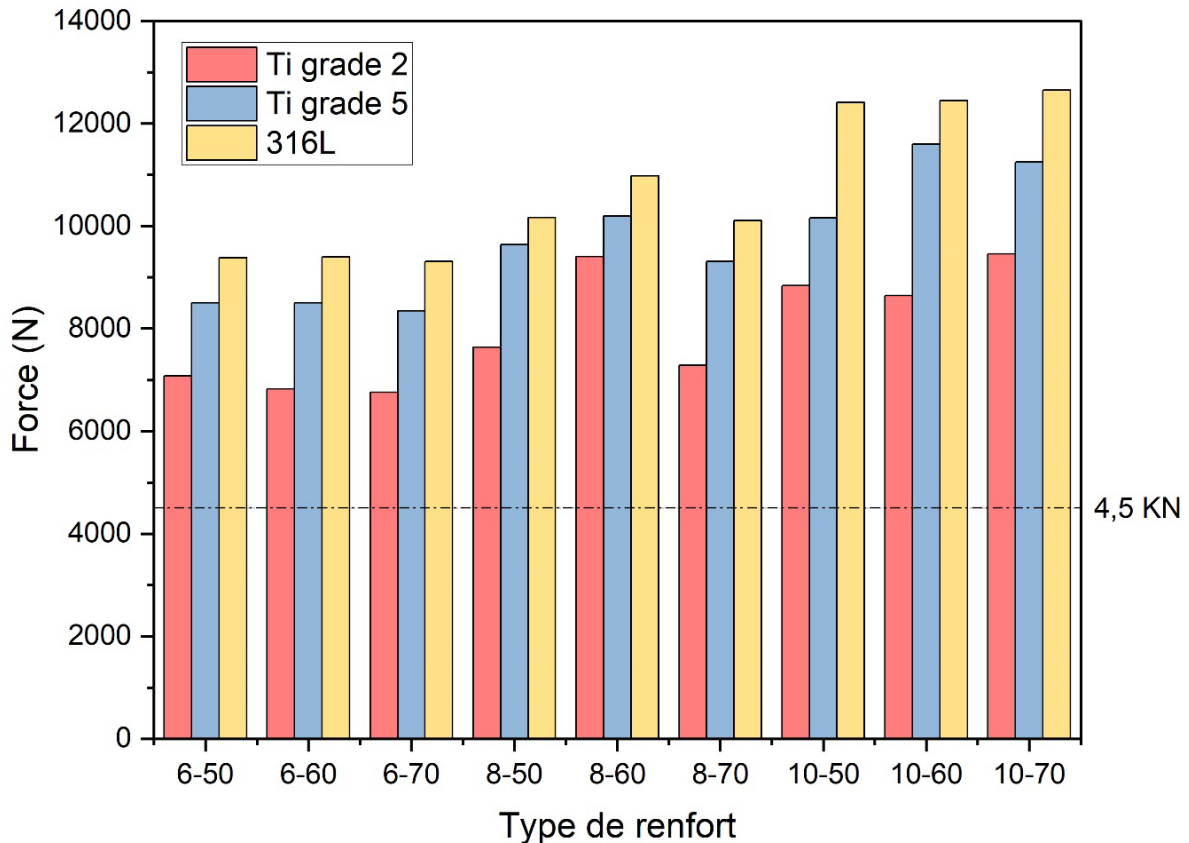


Figure 5.5: Force maximale supportée avant endommagement du spacer.

Donc d'un point de vue mécanique, l'utilisation de n'importe quel renfort permet sans endommager le spacer d'attendre la force maximale transmise lors de la marche [145] (représentant trois fois le poids corporel) ou lors de la montée des escaliers [146, 147] (jusqu'à six fois le poids corporel soit 4.5KN pour une personne de 75Kg).

En utilisant un nouveau filtre qui arrête la simulation dès que le seuil de 4.5KN est atteint, on remarque alors (Fig.5.6) que l'utilisation de renforts en Titane grade 2 conduit à un risque de déformation permanente par dépassement de la limite d'élasticité de 325 MPa [8]. Cette limite

est également dépassée avec les renforts en acier inoxydable de 6mm ainsi qu'avec le renfort 8-50.

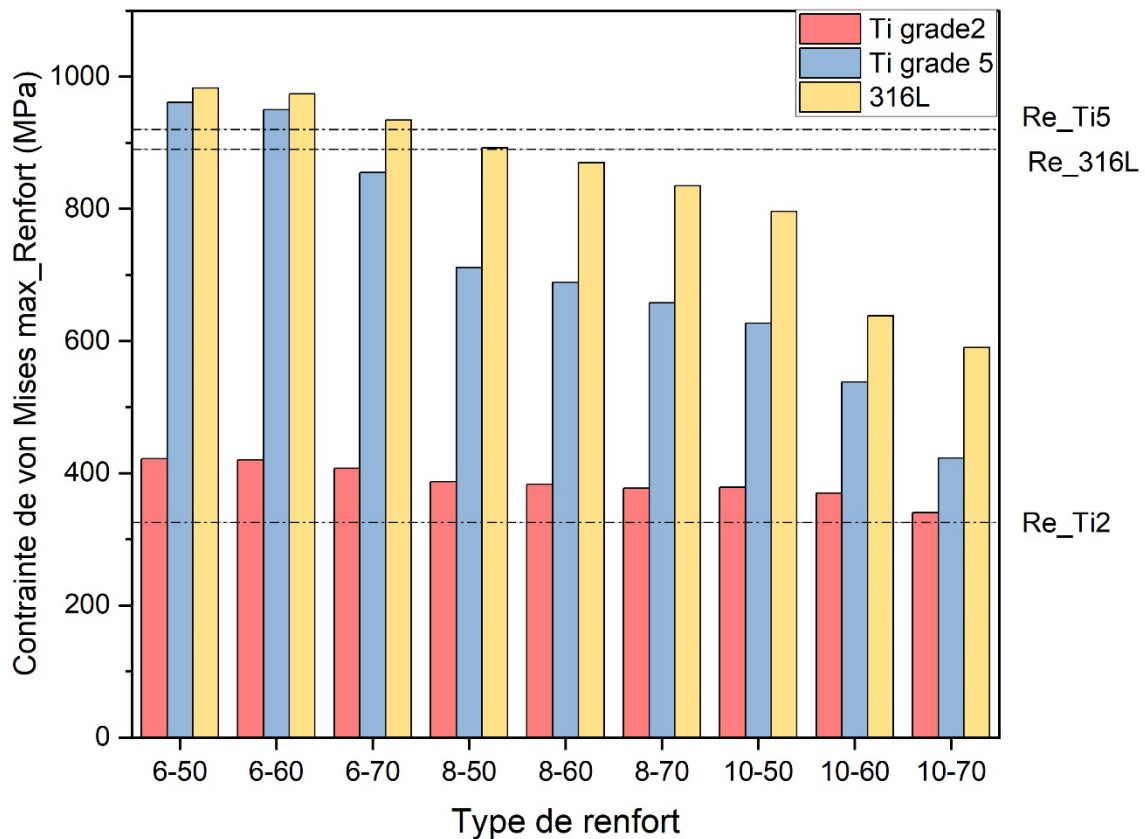


Figure 5.6: Contraintes équivalentes maximales dans le renfort des spacers soumis à un chargement de 4.5KN.

Bien que la résistance du spacer soit assurée par l'utilisation des spacers de 10mm et par une partie de ceux de 8mm, le but de ce dernier est également de préserver la longévité osseuse dans l'attente de la mise en place de la prothèse finale, pour y parvenir, il est nécessaire de maintenir un niveau de contrainte suffisant dans l'os fémoral [148, 149]. Une approche d'optimisation robuste doit prendre en compte la répartition des contraintes dans le fémur.

L'introduction d'implant osseux provoque une déviation du champ de contrainte physiologique, le spacer supporte alors toutes les contraintes et constitue ainsi une « protection mécanique » de l'os. C'est le phénomène appelé «stress shielding». Les zones osseuses ne remplissant plus leur rôle de soutien mécanique sont résorbées par l'organisme, un os déjà fragilisé par l'infection, d'où un risque accru d'assouplissement de la prothèse définitive à moyen terme.

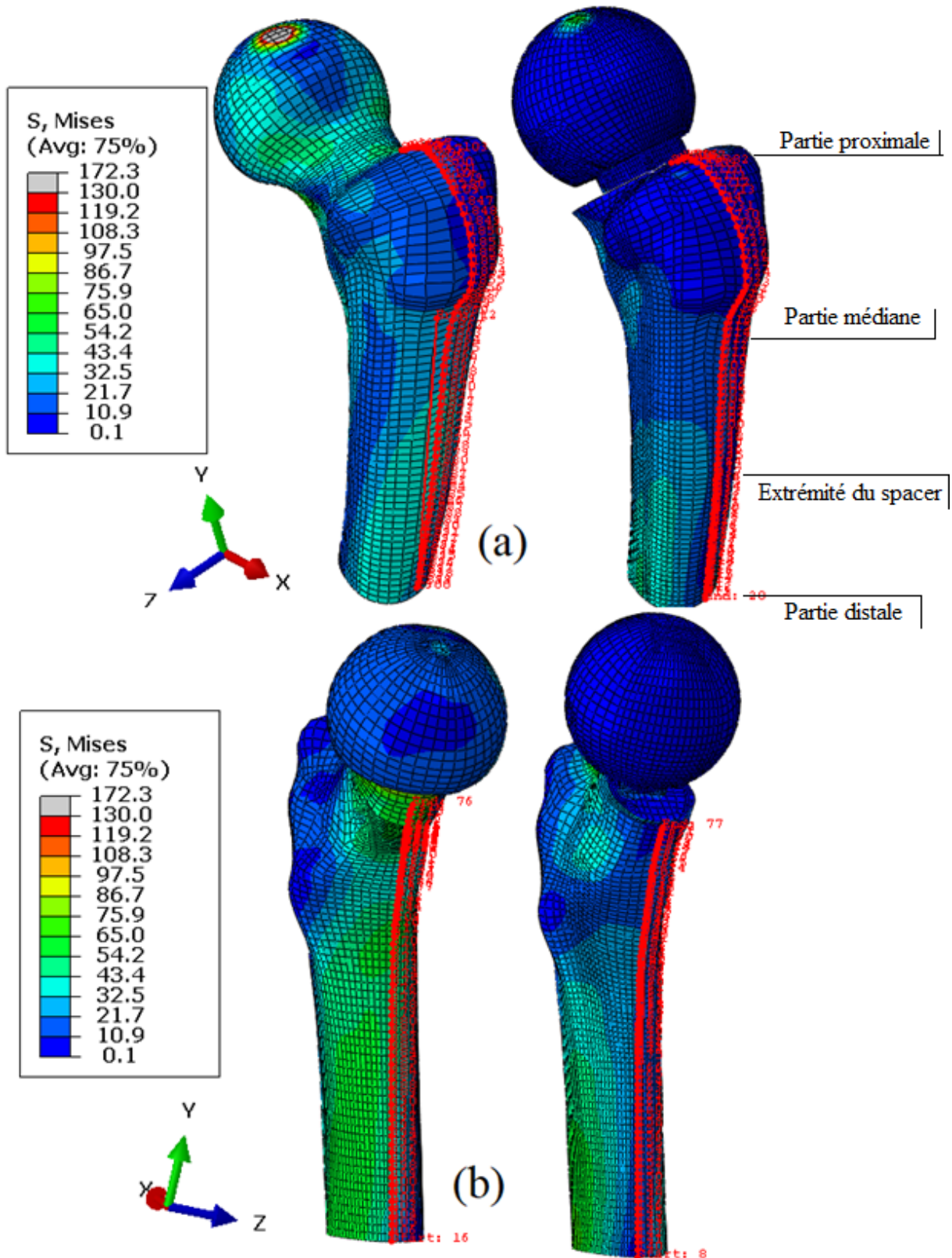


Figure 5.7: Distribution des contraintes de von Mises dans le fémur avec et sans implant soumis à une force de 4.5 kN ;(a):face externe, (b): face interne.Les points rouges sont les nœuds situés sur la ligne de l'intersection de la surface de l'os avec le plan sagittale du spacer.

La plupart des travaux précédents [150-152] ont quantifié le «stress shielding» dans le fémur implanté par la comparaison des contraintes (ou de l'énergie de déformation) avec ceux dans un fémur intact, dans cette optique nous avons comparé la modification de la distribution des contraintes de von Mises le long des faces interne (médiale) et externe (latérale) dans le fémur intact et dans celui muni de spacer (Fig.5.7 (a) et (b)).

La figure montre un niveau ainsi qu'une distribution de contrainte différents entre les deux fémurs, le «stress shielding» étant très marqué dans la partie proximale du fémur avec implant. Afin de comparer tous les renforts restants (n'ayant pas été écarté par les filtres précédents), les résultats ont été regroupés dans les graphes des figures 5.8 et 5.9. Les graphes de dessous sont une simple mise à l'échelle des graphes d'origine (cela permet de mieux comparer les contraintes en fonction des différents renforts). La position E.S dans l'axe des abscisses représente le niveau de l'extrémité inférieure du spacer,

Dans tous les fémurs implantés les contraintes au niveau de l'extrémité distale sont très basses, voire presque nulles au niveau de la face interne, cela contraste avec des niveaux de contrainte très importants dans le fémur intact, la différence est de plus de 30 MPa au niveau de la face externe et dépassant les 50 MPa au niveau de l'autre face, les prothèses n'ayant pas encore commencé à transmettre le chargement à l'os.

Juste après l'extrémité, les contraintes au niveau du fémur intact diminuent et l'allure générale de la distribution des contraintes devient similaire à celle des fémurs implantés. Lorsqu'on change d'échelle on remarque que le comportement des différents renforts n'est pas le même, les courbes peuvent alors être divisées en deux parties :

Une partie proximale dans laquelle les renforts responsables des contraintes les plus proches de celles de l'état physiologique sont 8-70Ti, 8-60Ti, 8-70 acier et le 10-50Ti (classés du plus proche au plus éloigné), ce classement des meilleurs renforts est le même dans les deux faces.

La partie entre le milieu du fémur jusqu'à l'extrémité du spacer, subit des contraintes différentes, avec une diminution rapide de ces dernières lors de l'utilisation du renfort 8-60Ti ; les meilleurs renforts en terme de protection contre le « stress shielding » deviennent 10-60Ti, 10-50 acier et le plus performant étant le 10-50Ti ; toute fois les deux renforts 8-70 permettent toujours de garder un état de contrainte relativement élevé.

Beaucoup de recherches [153-155] ont montré que la déminéralisation osseuse après mise en place de prothèse est la plus importante au niveau de la partie proximale, ce qui motive de choisir les renforts assurant les plus grandes contraintes à ce niveau.

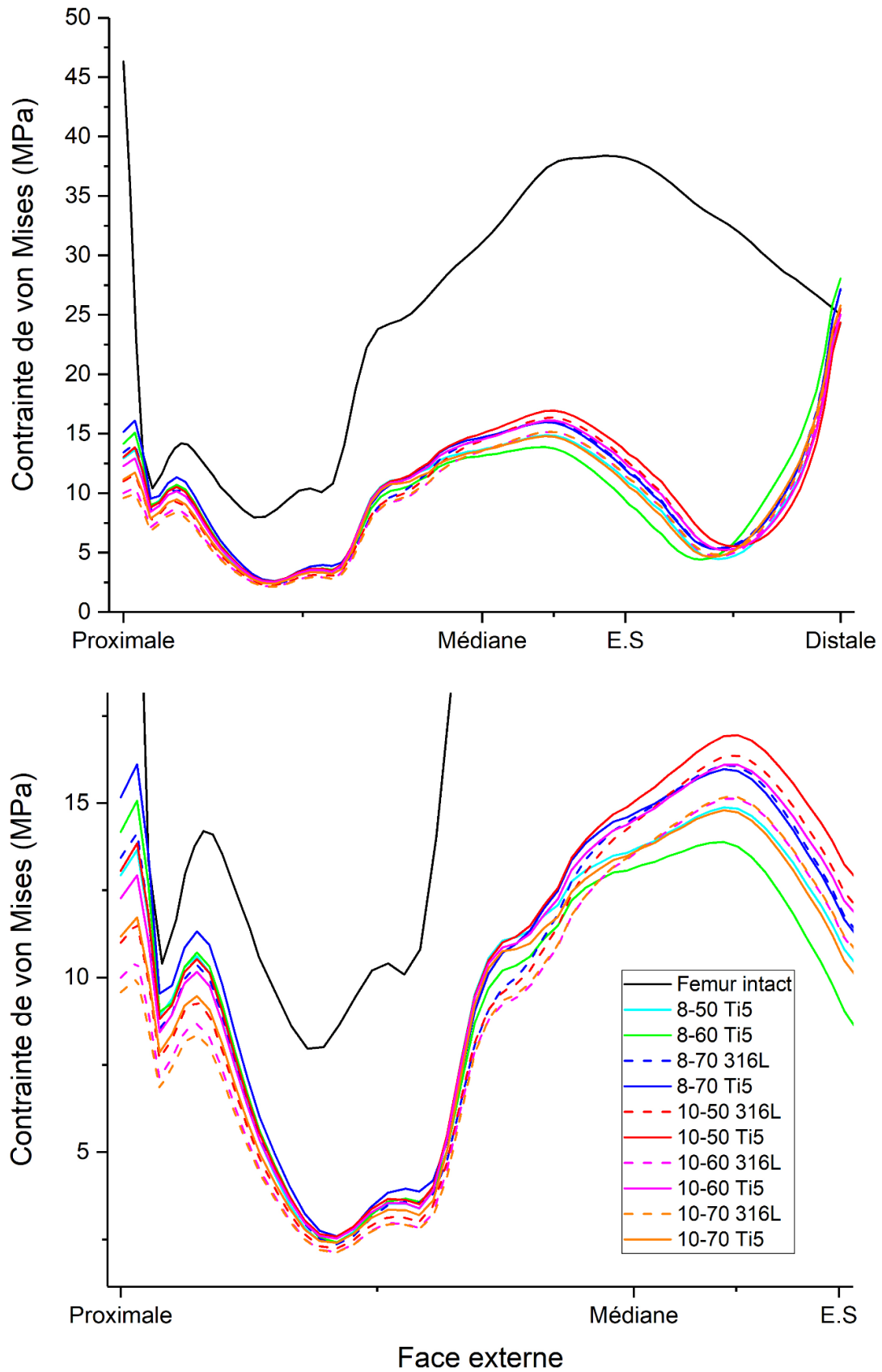


Figure 5.8: Distribution des contraintes de von Mises le long de la face externe du fémur.

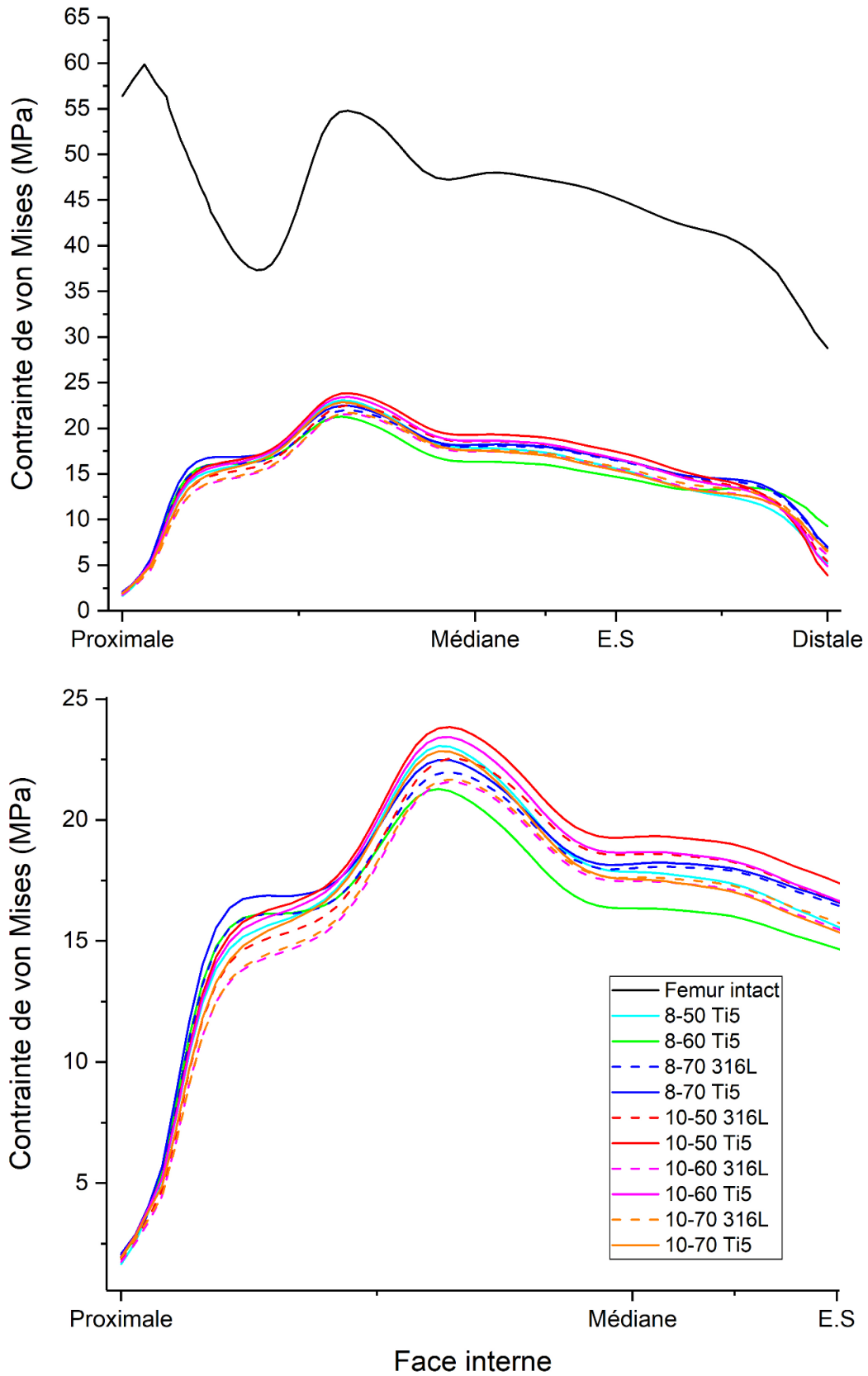


Figure 5.9: Distribution des contraintes de von Mises le long de la face interne du fémur.

Du point de vue biologique, l'influence de l'insertion de renfort sur les propriétés pharmacocinétiques du spacer n'est pas certaine [156], mais ce qui est certifié, c'est que la quantité d'antibiotique libérée est proportionnelle au volume du ciment [157], montrant l'avantage de l'utilisation du renfort le moins volumineux.

En associant tous ces paramètres, les meilleurs renforts permettant d'augmenter la résistance du spacer, de maintenir un état de contrainte dans l'os qui soit le plus proche de l'état physiologique, tout en ayant le plus petit volume sont les renforts 8-70 et 10-50 en Titane grade5. Une alternative prenant en compte le coût du matériau et le 8-70 en acier inoxydable.

Ces trois renforts ont été comparé en terme de relation force déplacement (Fig.5.10) avec le renfort original [8] choisi par T.Thielen (mais en lui donnant les propriétés du Titane grade 5)

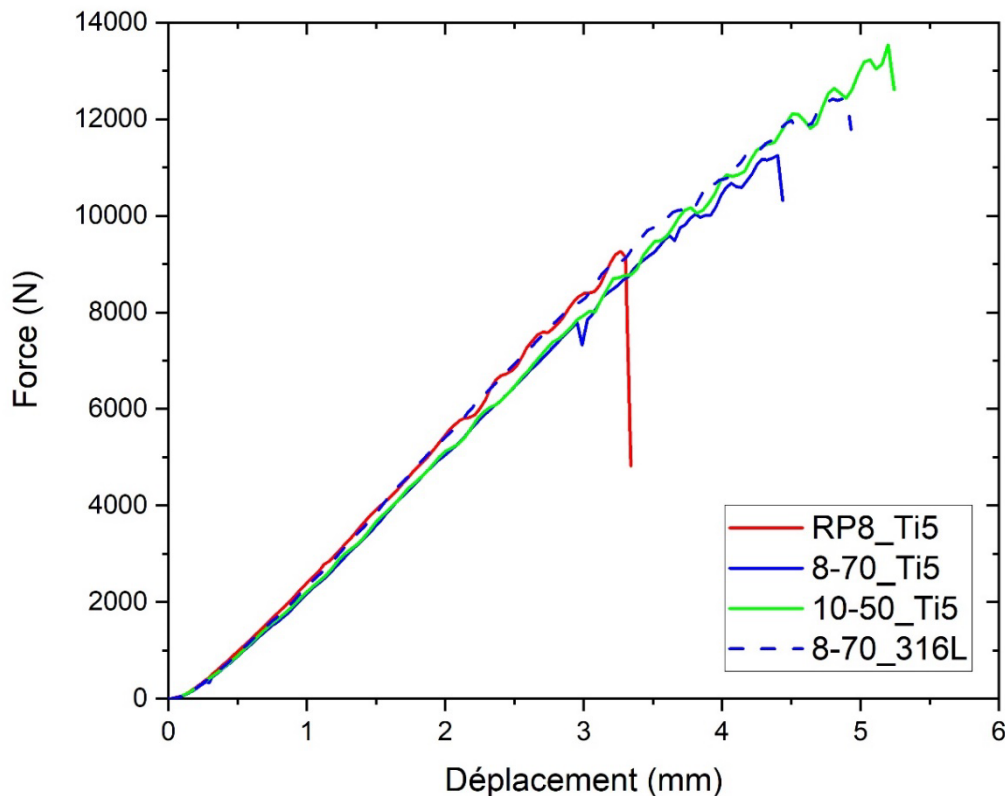


Figure 5.10: Comparaison des courbes force-déplacement des spacers avec renforts optimisés et celui avec renfort original [8].

Les Spacers avec les trois renforts optimisés choisis résistent à des chargements bien supérieurs à celui du renfort original, cette augmentation de la résistance varie de 20% pour le renfort 8-70-Ti5 à 32% pour le 10-50 ; le 8-70 en acier ayant une résistance intermédiaire.

La pente des courbes représente la rigidité globale de l'ensemble Space-renfort, cette rigidité dépend bien entendu de la rigidité du matériau mais également de la topologie du renfort. À matériau équivalent le renfort 8-70 est plus souple que le 10-50 ; bien que l'acier soit deux fois plus rigide que le Titane, le spacer avec le renfort 8-70 en acier est plus souple que celui avec le renfort d'origine.

Plusieurs études ont démontré l'intérêt de réduire la rigidité des implants en agissant sur le matériau choisi ainsi que sur la section de la tige afin de réduire le « stress shielding » [158, 159], ce qui démontre que les trois renforts choisis (fig.5.11) sont meilleurs que le renfort d'origine et ce en terme de résistance mécanique, diminution du stress shielding et quantité d'antibiotique délivrée (22% de volume en moins (tableau5.2))

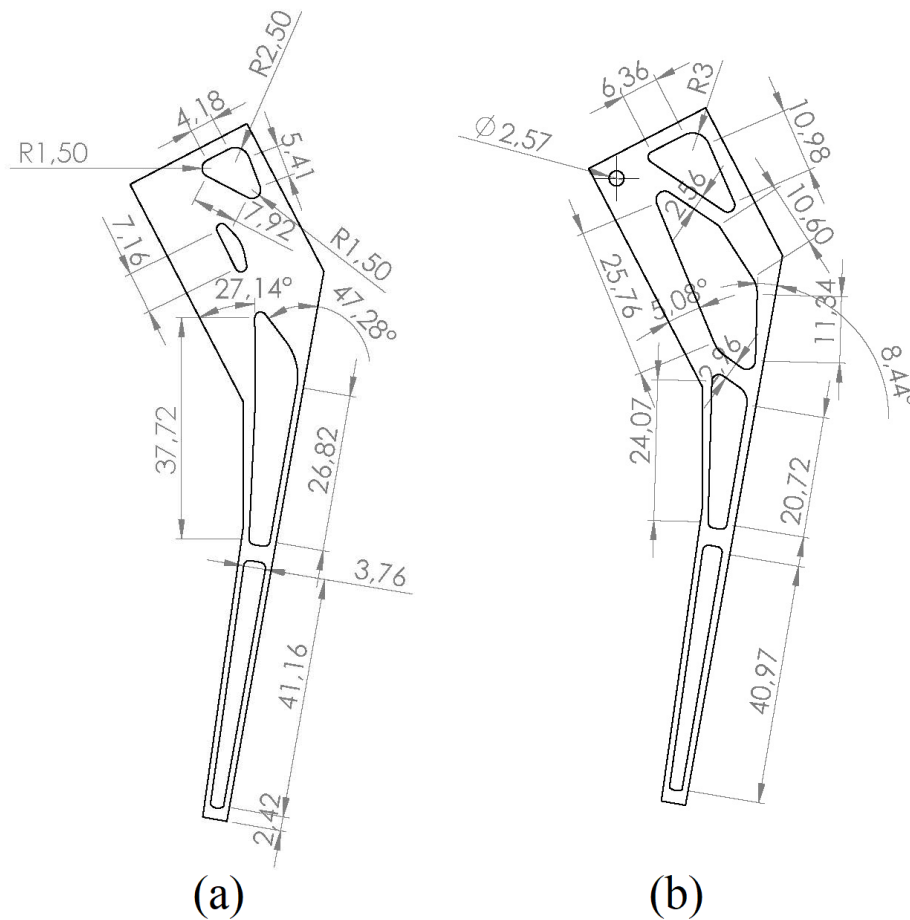


Figure 5.11: Mise en plan des renforts optimisés finaux, (a) : renfort 8-70 (8mm d'épaisseur optimisé à 70 % du volume initial) ; (b) : renfort 10-50 (10mm d'épaisseur optimisé à 50 % du volume initial)

5.4 Conclusion

Le renfort étant l'élément qui permet d'augmenter la résistance mécanique du spacer et limite son endommagement, son optimisation permet d'améliorer ces propriétés.

L'optimisation topologique associée à une optimisation matériel ont permis de créer le renfort le moins volumineux ayant la plus grande rigidité.

L'utilisation du Titane grade 2 s'avère inappropriée à cause du faite d'une déformation plastique du renfort, les renforts de 6 mm d'épaisseurs présentent également ce risque (quel que soit le matériau utilisé)

Bien que tous les renforts en Titane grade 5 et en acier 316L, de 8 et 10 mm d'épaisseurs permettent d'assurer une bonne résistance aux spacers (avec 22% de volume en moin que le renfort d'origine), c'est le renfort de 8 mm optimisé à 70% du volume initial et le 10 mm optimisé à 50% de ce volume qui permettent le mieux d'obtenir des contraintes dans l'os qui soit les plus proche de celle de l'état physiologique ,ce qui permet de limité le « stress shielding » et donc la déminéralisation osseuse.

Conclusion générale

Cette thèse a proposé un modèle numérique validé qui simule le comportement d'un spacer de hanche sous chargement quasi-statique. Ce dernier a été validé avec les modèles expérimentaux de T.Thielen pour quatre types de spacers, à savoir les spacers non renforcés, les spacers renforcés avec endosquelette d'épaisseurs respectives de 6 mm, 8 mm et 10 mm sur la base des courbes de chargement-déplacement ainsi que du siège et de la trajectoire de fissure.

La méthode explicite permet une description plus rapide et précise des phénomènes quasi-statiques comparativement à la méthode implicite. Cette rapidité est permise par l'utilisation de paramètres numériques (vitesse de chargement et facteur de « Mass scaling ») adéquats ; sous réserve que ce choix ne majore pas les effets de l'inertie. Dans le cadre de notre étude deux stratégies pour l'utilisation du facteur de « mass scaling » ont été présentées, chacune ayant des avantages et des inconvénients ; La finalité du choix de ces approches dépendra des impératifs de chaque étude (rapidité ou précision).

L'utilisation du modèle de rupture fragile, qui reprend le concept de « smeared crack », permet de décrire efficacement l'endommagement du spacer et ce en terme d'initiation et de propagation de fissure. Il a été constaté que l'ajout de renfort était très utile pour augmenter la résistance du spacer aux efforts dus aux activités quotidiennes. L'étude du facteur d'intensité de contrainte a démontré qu'une épaisseur de renfort de 8mm était optimale pour limiter la propagation de fissure.

Une optimisation topologique a permis de concevoir deux renforts (de 8 et 10 mm d'épaisseur, optimisés respectivement à 70 et 50% du volume initial) en Titane grade 5, ayant à la fois un comportement mécanique supérieur à celui des renforts existants, et permettant de mieux prévenir le phénomène de « stress shilding » et donc une éventuelle déminéralisation osseuse du fémur implanté. De plus ces deux renforts ont un volume 22% inférieur comparativement au renfort d'origine ce qui permet l'incorporation d'une quantité plus importante d'antibiotique. En fin cette étude a démontré que l'utilisation du renfort de 8mm d'épaisseur optimisé à 70% de volume, fait en acier inoxydable 316L était une alternative économiquement avantageuse au regard de son coût nettement inférieur, ce renfort reste plus performant que le renfort d'origine.

Références bibliographiques

- [1] Lewis, G., 2003. Fatigue testing and performance of acrylic bone-cement materials: state-of-the-art review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 66(1), 457–86.
- [2] Krause, W.R., Hofmann, A., 1989. Antibiotic impregnated acrylic bone cements: a comparative study of the mechanical properties. *J Bioact Compat Polym.* 4, 345–62.
- [3] Botchu, R., Anwar, R., Ravikumar, K.J., 2009. Fractured cement spacers-a report of two cases. *Iowa Orthop J.* 29, 17–18.
- [4] Anagnostakos, K., Jung, J., Schmid, N.V., Schmitt, E., Kelm, J., 2009. Mechanical complications and reconstruction strategies at the site of hip spacer implantation. *Int J Med Sci.* 6(5), 274-279.
- [5] Kummer, F.J., Strauss, E., Wright, K., Kubiak, E.N., Di Cesare, P.E., 2008. Mechanical evaluation of unipolar hip spacer constructs. *Am J Orthop.* 37(10), 517-518.
- [6] Schöllner, C., Fürderer, S., Rompe, J.D., Eckardt, A., 2003. Individual bone cement spacers (IBCS) for septic hip revision—preliminary report. *Arch Orthop Traum Surg.* 123, 254-259.
- [7] Thielen, T., Maas, S., Zuerbes, A., Waldmann, D., Anagnostakos, Kelm, J., 2009. Development of a reinforced PMMA based hip spacer adapted to patients' needs. *Medical Engineering & Physics.* 31, 930-936.
- [8] Thielen, T., Maas, S., Zuerbes, A., Waldmann, D., Anagnostakos, Kelm, J., 2009. Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton-including hip spacers implanted into composite femurs. *Int J Med Sci.* 6(5), 280-286.
- [9] ABAQUS documentations. SIMULIA
- [10] N. Rebelo, J.C. Nagtegaal, L.M. Taylor, Comparison of implicit and explicit finite element methods in the simulation of metal forming processes, in: Chenot, Wood, Zienkiewicz (Eds.), *Numerical Methods in Industrial Forming Processes*, 1992, pp. 99±108.
- [11] Hibbitt, Karlsson & Sorensen Inc., Application of implicit and explicit finite element techniques to metal forming, *J. Mater. Process. Technol.* 45 (1994) 649±656.
- [12] Sabet, F., Koric, S., Idkaidek, A., & Jasiuk, I. (2021). High-Performance Computing Comparison of Implicit and Explicit Nonlinear Finite Element Simulations of Trabecular Bone. *Computer methods and programs in biomedicine*, 105870 .
- [13] Sun, J., Lee, K., & Lee, H.P. (2000). Comparison of implicit and explicit finite element methods for dynamic problems. *Journal of Materials Processing Technology*, 105, 110-118.

- [14] Zhang, Z., Thompson, M., Field, C., Li, W., Q. Li, Swain, M.V., 2016. Fracture behavior of inlay and onlay fixed partial dentures—an in-vitro experimental and XFEM modeling study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 59, 279-290.
- [15] Gasmi, B., Sahli, A., Benbarek, S., Aour, B., 2019. Initiation and propagation of a crack in the orthopedic cement of a THR using XFEM. *Advances in Computational Design*. 4, 295-305.
- [16] Salah, H., Bouziane, M.M., Fekih S.M., BachirBoudjra, B., Benbarek, S., 2018. Optimization of a Reinforced Cement Spacer in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Biomimetic, Biomaterials and Biomedical Engineering*. 35, 35-49
- [17] Evans GF. *Stress and strain in bones*. Springfield: CC Thomas, 1957
- [18] Tortora, G.J. and Grabowski, S.R., *Principes d'anatomie et de physiologie*. 3ème édition ed. 2001: De Boeck Université.
- [19] Kamina, P., *Anatomie, introduction à la clinique*, E. Maloine, Editor. 1986. p. 61-64.
- [20] Majeska, R.J., *Cell biology of bone*, in *Bone Mechanics Handbook*, Second Edition, S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press.
- [21] I. Couret. *Biologie du remodelage osseux*. *Médecine Nucléaire Imagerie Fonctionnelle et Métabolique*, 28 :57-65, 2004.
- [22] WOLFF J.D. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Ed: *Hirschwald* Berlin, 1892.
- [23] FROST H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;**64**:175-188.
- [24] *Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures* Encyclopédie Médico-Chirurgicale 14-031-A-30 (2004)
- [25] PAUWELS F. *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Ed: *Springer* Berlin, 1965.
- [26] H.W. Anselm WISKOTT . *Biological aspects of bone response to mechanical stresses*. *Rev Odont Stomat* 2011;40:76-88
- [27] Schaffler, M.B. and Jepsen, K.J., *Fatigue and repair in bone*. *International Journal of Fatigue*, 2000. 22(839-846).
- [28] Zimmermann R. *Ostéosynthèse par plaque. Étude expérimentale des contraintes*. 1976;[thèsedemédecinen°307], Bordeaux
- [29] Comtet JJ, Rozier T, Vassal R, Arène JM, Fischer L. *Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme*. *Rev Chir Orthop* 1967; 53: 3-21
- [30] Weaver JK, Chalmers J. *Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content*. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48: 289-298
- [31] Rauber A. *Elasticität und Festigkeit der Knochen*. Leipzig: W. Engelmann, 1876

- [32] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; 8: 393-405
- [33] Konirsch G. Étude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme. 1964; [thèse médecine] Montpellier
- [34] Sedel L. Propriétés mécaniques de l'os. *Rev Chir Orthop* 1974; 60: 643-656
- [35] A .LeBras, S .Laporte, V. Bousson, D .Mitton, JA .de Guise, JD .Laredo, W .Skalli
- [36] Glitsch, W. Baumann: The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30:1123–1131, 1997.
- [37] Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26:969–990, 1993.
- [38] Costigan, K. Deluzio, U. Wyss: Knee and hip kinetics during normal stair. Climbing. *Gait and Posture*, 16:31–37, 2002.
- [39] Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. Duda: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34:859–871, 2001
- [40] Biomécanique et biomatériaux : Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires. Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France
- [41] Health Pages.org."A Patient's Guide to Total Hip Replacement Surgery". <http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM>.
- [42] Park, J. B. "Hip Joint Prosthesis Fixation: Problems and Possible Solutions". Dans: *Biomaterials - Principles and applications*, 1. B. Park & 1. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 219-239.
- [43] Stone, M. H., Wilkinson, R., & Stother, I. G. "Some factors affecting the strength of the cement-metal interface". *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 71, n° 2, 1989. P. 217-221.
- [44] Muster D, Vouillot JL, Dubruille JH.: «Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-faciale» (I et II). *Encycl Méd Chir Stomatologie/Odontologie*, Elsevier, Paris 1999, 22-014-F-10 et 22-014-F-14.
- [45] Ministère de la Recherche, "Biomatériaux et suppléance fonctionnelle". Les technologies pour la santé, (2005).
- [46] BAQUEY Charles. Les biomatériaux : des matériaux doublement exigeants. URL: <http://www.inserm.fr/> consulté le 11-05-2012.].
- [47] Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y., et Gjunter V.E., Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure. *Acta.mater.* 48 (2000) pp. 3895-3904.
- [48] Breme H.J. et Helsen J.A., Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley ons (1998) pp.1-35.
- [49] Girard J et al. Total hip arthroplasty revision in case of intra-pelvic cup migration: Designing a surgical strategy. *Ortho p Traumatol Surg Res* 2011.

- [50] VAN HILLE W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999
- [51] Schönert K., Size reduction (Fundamentals), Chap. 1, Ullmann's Encyclopedia of industrial Chemistry, v1. B2, 1988.
- [52] J. And Grabowski, S.R., Principes D'anatomie Et De Physiologie. 3ème Edition Ed. 2001:De Boeck Université.
- [53] Passuti N., Gouin F., Delecrin J., Daculsi G., Tiges centromédullaires fémorales sans ciment in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 31-38.
- [54] Haas SS, Brauer GM, Dickson GA. Characterization of polymethyl-methacrylate bone cement. J Bone Joint Surg 1975. 57-A: 380-391.
- [55] Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. J Bone Joint Surg Br 1982. 64: 17-9.
- [56] Davies JP, Harris WH. Optimization and comparison of three vacuum mixing systems for porosity reduction of Simplex P Cement. Clin.Orthop 1990. 254: 261-269.
- [57] Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. J Bone Joint Surg Br 1982. 64: 17-9.
- [58] Lu J., la formation osseuse lors de l'implantation de biocéramiques poreuses. Thèse de doctorat en sciences médicales 4
- [59] Piconi, G. Maccauro, J. Biomater 20, 1-25 (1999).
- [60] <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL consulté le 07-05-2012
- [61] Verrier S, Blaker JJ, Maquet V, Hench LL, Boccaccini AR. PDLA/Bioglass® composites for soft-tissue and hard-tissue engineering: an in vitro cell biology assessment. Biomaterials 2004, 25:3013-3021.
- [62] www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation. Consulté le 15-05-2012.
- [63] Techniques de l'ingénieur, Traité Matériaux non métalliques - A2010 et A 2011 « Céramiques à usages mécaniques et thermomécaniques » Jean Denape Paris, 1996.
- [64] J.-M. Poujade, C. Zerbib. D. Serre. Céramiques dentaires. EMC-Dentisterie. 1(2004), 101-117.
- [65] Judet J. and Judet H. Anterior approach in total hip arthroplasty. Presse Med 1985. 1418: 1031-3.
- [66] Zywił M et al. Survival of Hard-on-Hard Bearings in Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. Clin Ortho p Relat Res 2011. 469-6: 1536-46.
- [67] Girard J et al. Total hip arthroplasty revision in case of intra-pelvic cup migration: Designing a surgical strategy. Ortho p Traumatol Surg Res 2011.
- [68] Ilchmann T, Markovic L, Joshi A, Hardinge K, Murphy J, Wingstrand H. Migration and wear of long-term successful Charnley total hip replacements, The journal of bone and joint surgery 80B N°3, May 1998.

- [69] Davidson DC. The Predictable performance of thin polyethylene inserts in PCA acetabular cups, the journal of bone and joint surgery 79B supp 4, 1997.
- [70] Yves Volette, Anatomie de la hanche, la prothèse de hanche, www.planete-ortho.com
- [71] http://www.soo.com.fr/soo_site/p_protec/aoo35/A35_-_J.SYN/A35_-_J.SYN.htm
- [72] Synave J, Rosset P. Tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxylapatite, service orthopédie, C.H.U. Tours.
- [73] Biehl G, Harms J, Hanser U. Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch Ortho p Unfall-Chir 1974. 78: 62-69.
- [74] Labitzke R, Paulus H. Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos. Arch Ortho p Unfallchir 1974. 79: 341-346.
- [75] Reckling FW, Dillon WL. The bone-cement interface temperature during total joint replacement. J Bone Joint Surg 1977. 59-A: 80-82.
- [76] Toksvig-Larsen S, Franzen H, Ryd L. Cement interface temperature in hip arthroplasty. Acta Orthop Scand 1991. 62: 102-105.
- [77] Rudigier J, Scheuermann H, Kotterbach B, Ritter G. Restmonomerabnahme und Freisetzung aus Knochenzementen. Unfallchirurgie 198. 7: 132-137.
- [78] Wenzl H, Garbe A, Nowak H. Experimentelle Untersuchungen zur Pharmakokinetik von Monomethylmethacrylat. In: Erlacher PH, Zemmann L, Spitzky KH (Hrsg) 1973. 1-16.
- [79] Rudigier J, Grünert A. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Pathogenese intraoperativer Kreislauf- und Atmungsreaktionen bei der Implantation sogenannter Knochenzemente in die Markhöhle eines Röhrenknochens. Arch Orthop Traumat Surg 1978. 91: 85-95.
- [80] Espehaug B, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI, Langeland N. Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 1997. 79-B: 590-595.
- [81] Gristina AG. Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. Science 1987. 237: 1588-1595.
- [82] Breusch SJ, Kühn KD. Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. Orthopäde 2003. 32: 41-50.
- [83] Wahlig H. Über die Freisetzungskinetik von Antibiotika aus Knochenzementen. Ergebnisse vergleichender Untersuchungen in vitro und in vivo. In: Willert HG, Buchhorn G. (Hrsg.) Technical Principles, Design and Safety of Joint Implants. Hogrefe & Huber Verlag, Göttingen 1987. 221-226.
- [84] Kühn KD. Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer, Berlin Heidelberg New York 2000.
- [85] Braden M. "The absorption of water by acrylic resins and other materials". Journal of Prosthet Dent. 1964; 14:307-316.

- [86] Jaffee W. L., Rose R. M., Radin E. L.: On the stability of the mechanical properties of self-curing acrylic bone cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1974, Vol.56, 1711-1714
- [87] HAILEY J. L., TURNER I. G., MILES A. W., PRICE G. : The effect of post-curing chemical changes on the medical properties of acrylic bone cement. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1994, 5, 617-621.
- [88] BERGER R. A., JACOBS J. J., QUIGLEY L. R., ROSENBERG A. G., GALANTE J. O.: Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. 7- to 11- Year Results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 216-225.
- [89] LEWIS G.: Properties of acrylic bone cement. State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1997, Vol. 38, Fasc. 2, 155-182.
- [90] Inglis. «Stresses in a plate due to the presence of cracks and sharp corners". *Trans. Inst. Naval Archit.*, 55:219, 1913
- [91] LING R. S. M., LEE J. C.: Porosity reduction in acrylic cement is clinically irrelevant. *Clinical Orthopedics*, 1998, 355, 249-253.
- [92] BESNIER J.M. L'infection sur prothèse: de l'adhérence au biofilm. Aspects fondamentaux. *Rev. Chir. Orthop.* , 1998, 84, Suppl. J, p 67.
- [93] Hirschel B. Infections due to non-tuberculosis mycobacteria. In: Longo DL Harrison's principales of internal medicine. New York: McGraw-Hill, 2000
- [94] Zwartele RE, Brand R, Doets HC. Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis: A prospective observational study of 410 hips *Acta Orthop Scand*. 2004;75:684
- [95] Coulon JP et Piette E. Tuberculose. *Encycl Méd Chir*.2001; 22-047-A-10, 14p.
- [96] Byren I, Bejon P, Atkins BL, Angus B, Masters S, McLardy-Smith P et al. One hundred and twelve infected arthroplasties treated with 'DAIR' (debridement, antibiotics and implant retention): antibiotic duration and outcome. *J Antimicrob Chemother* 2009 ; 63 (6) : 1264-71.
- [97] Gehrke T, Lausmann C, Citak M, Bonanzinga T, Frommelt L, Zahar A. The accuracy of the alpha defensin lateral flow device for diagnosis of periprosthetic joint infection: comparison with a gold standard. *J Bone Joint Surg Am* 2018;100:42–8.
- [98] Tigges S., Stiles RG., Roberson J.R. Appearance of septic hip prostheses on plain radiographs *AJR AM J Roentgenol* 1994 ; 163 : 377-380
- [99] Cyteval C., Hamm V., Sarrabère P., Lopez F.M., Maury P., Taourel P. Painful infection at the site of hip prosthesis: CT imaging *Radiology* 2002; 224 : 477-483.
- [100] Brandt CM, Sistrunk WW, Duffy MC, Hanssen AD, et al. Staphylococcus aureus prosthetic joint infection treated with debridement and prosthesis retention. *Clin Infect Dis* 1997;24:914–9

- [101] Fisman DN, Reilly DT, Karchmer AW, Goldie SJ. Clinical effectiveness and costs-effectiveness of 2 management strategies for infected total hip arthroplasty in the elderly. *Clin Infect Dis* 2001;32:419-30.
- [102] Raut VV, Siney PD, Wroblewski BM. One-stage revision of total hip arthroplasty for deep infection. *Clin Orthop* 1995;321:202–7.
- [103] Callaghan JJ, Katz RP, Johnston RC. One-stage revision of the infected hip, A minimum 10-year follow-up study. *Clin Orthop* 1999; 369:139–43.
- [104] Lieberman JR, Callaway GH, Salvati E, Pellicci PM, Brause BD. Treatment of infected total hip arthroplasty with a two stage reimplantation protocol. *Clin Orthop* 1994;301:205–12.
- [105] Windsor RE, Insall JN, Urs WK, Miller DV, Brause BD. Two stage reimplantation for the salvage of total knee arthroplasty complicated by infection, Further follow-up and refinement of indications. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:272–8.
- [106] Zimmerli W, Trampuz A, Ochsner PE. Prosthetic- joint infection. *N Engl J Med* 2004;351 :1645-54.
- [107] Société de Pathologie Infectieuse de Langue Française (SPILF). RPC Infections ostéo-articulaires sur matériel (prothèse, implant, ostéosynthèse) – Texte court, [en ligne]. Disponible sur: <http://www.infectiologie.com/site/medias/_documents/consensus/infosseuse-court.pdf>
- [108] Krishnamurthy, N., Graddy D.E., 1976. Correlation between 2- and 3-dimensional finite element analysis of steel bolted end-plate connections. *Computers & Structures*. 6, 381-389.
- [109] Kukreti, A.R., Murray, T.M., Abolmaali, A., 1987. End-plate connection moment-rotation relationship. *Journal of Constructional Steel Research*. 8, 137-157.
- [110] Vegte, G.J., Makino, Y., Sakimoto, T., 2002. Numerical research on single bolted connections using implicit and explicit solution techniques. *Memoirs of the Faculty of Engineering, Kumamoto University*. 47, 19-44.
- [111] Bursi O.S., Jaspart J.P., 1997. Benchmarks for finite element modelling of bolted steel connections. *Journal of Constructional Steel Research*. 43, 17-42.
- [112] Bursi, O.S., Jaspart, J.P., 1997. Calibration of a finite element model for isolated bolted end-plate steel connection. *Journal of Constructional Steel Research*. 44, 225-262.
- [113] Wheeler, A.T., Clarke, M.J., Hancock, G.J., 2000. FE modelling of four bolt tubular moment end-plate connections. *Journal of Structural Engineering*. 126, 816-822.
- [114] Abdullah, R., Paton-Cole, V., Easterling, W.S., 2007. Quasi-static analysis of composite slab. *Malysian Journal of Civil Engineering*. 19(2), 91-103.
- [115] Natário, P., Silvestre, N., Camotim, D., 2014. Web crippling failure using quasi-static FE models. *Thin-Walled Structures*. 84, 34-49.

- [116] Al-Rifaie, A., Guan, Z.W., Jones, S.W., 2017. Quasi-static analysis of end plate beam-to-column connections. *International Journal of Civil, Environmental, Structural, Construction and Architectural Engineering*. 11(7), 936-941.
- [117] Dippmann, C., 2005. Statische und dynamische Drucktestung von PMMA-Hüftinterimsprothesen. PhD. Thesis. Universität des Saarlandes, Homburg/Saar.
- [118] Schoellner, C., Furderer, S., Rompe, J.D., Eckhardt, A., 2003. Individual bone cement spacers (IBCS) for septic hip revision-preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg* 123(5), 254–259.
- [119] Kaku, N., Tabata, T., Tsumura, H., 2015. Mechanical evaluation of hip cement spacer reinforcement with stainless steel Kirschner wires, titanium and carbon rods, and stainless steel mesh. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 25, 489–496.120
- [120] Weiss, B.A., Vanrell, S.R., Berli, M., Ubal, S., & Paolo, J.D. (2013). *Spacers in the treatment of hip joint infections: numerical analysis of their durability*
- [121] Samsami, S., Saberi, S., Sadighi, S., Rouhi, G., 2015. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: experimental and numerical investigations. *J Med Bio Eng*. 35, 566–579.
- [122] Cilla, M., Checa, S., Duda, G.N., 2017. Strain shielding inspired re-design of proximal femoral stems for total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 35, 2534–2544.
- [123] SOWBONES® Biomachanical products catalog.
- [124] Atlas of stress-strain curves 2nd edition, 2002. ASM international.
- [125] Rots, J., Blaauwendraad, J., 1989. Crack models for concrete, discrete or smeared? fixed, multi-directional or rotating?. *Heron*. 34, 59.
- [126] Hillerborg, A., Modéer, M., Petersson, P.E., 1976. Analysis of crack formation and crack growth in concrete by means of fracture mechanics and finite elements. *Cement Concrete Research*. 6, 773-781.
- [127] Moës, N., Dolbow, J. E., and Belytschko, T. (1999). A finite element method for crack growth without remeshing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*,46(1) :131–150.
- [128] Song, J.-H., Areias, P.M.A. and Belytschko, T. (2006), A method for dynamic crack and shear band propagation with phantom nodes. *Int. J. Numer. Meth. Engng.*, 67: 868-893.
- [129] Remmers, J. J. C., De Borst, R. D., and Needleman, A. (2003). A cohesive segments method for the simulation of crack growth. *Computational Mechanics*, 31(1-2) :69–77.
- [130] Khan, A.J., Iqbal, N., Saeed, H.A., Tarar, W.A., 2016. Development of material model for assessment of brittle cracking behavior of Plexiglas. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 146 012008.
- [131] May-Pata, A., Herrera-Kao, W., Cauich-Rodríguez, J.V., Cervantes-U, J.M., Flores-Gallardo, S.G., 2012. Comparative study on the mechanical and fracture properties of acrylic bone cements prepared with monomers containing amine groups. *J Mech Behav Biomed Mater*. 6, 95-105.

- [132] Marco, M.; Giner Maravilla, E.; Larráinzar, R.; Caeiro, JR.; Miguélez, MH. (2017). Numerical modelling of femur fracture and experimental validation using bone simulant. *Annals of Biomedical Engineering*
- [133] CHARLESS W. FOWLKES. Fracture toughness tests of a rigid polyurethane foam. *International Journal of Fracture*, Vol. 10, No. 1, March 1974
- [134] Alexander C. M. Forrest Miller. McKee Buxton. Elizabeth A. Friis Chong. Fracture Toughness and Fatigue Crack Propagation Rate of Short Fiber Reinforced Epoxy Composites for Analogue Cortical Bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007, Vol. 129 / 487
- [135] Barsoum, R.S. (1976), On the use of isoparametric finite elements in linear fracture mechanics. *Int. J. Numer. Meth. Engng.*, 10: 25-37
- [136] Young TH, Cheng CK, Lee YM, Chen LY, Huang CH. Analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene failure in artificial knee joints: thermal effect on longterm performance. *Journal of Biomedical Materials Research* 1999. 48: 159–164.
- [137] Kubo T, Inoue S, Maeda T, Arai Y, Hirakawa K, Wu Y, Suehara H, Ogura T, Hirasawa Y. Cementless total hip arthroplasty: cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2001. 72: 585–590.
- [138] M. P. Bendsoe, and O. Sigmund, “Topology optimization - Theory, Methods and Applications,” 2nd ed., Berlin: Springer, 2003.
- [139] O. Sigmund, “Doctoral dissertation: Design of Materials Structures Using Topology Optimization,” Technical University of Denmark, 1994.
- [140] Dennis R. Carter, William E. Caler, Dan M. Spengler & Victor H. Frankel (1981) Fatigue Behavior of Adult Cortical Bone: The Influence of Mean Strain and Strain Range, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52:5, 481-490,
- [141] B. LI, R. M. ASPDEN. Composition and Mechanical Properties of Cancellous Bone from the Femoral Head of Patients with Osteoporosis or Osteoarthritis. *Journal of bone and mineral research*, Vol 12, Number 4, 1997. 641-651
- [142] F. Katsamanis, D. D. Raftopoulos, Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique, *Journal of Biomechanics*, Volume 23, Issue 11, 1990, Pages 1173-1184.
- [143] Losertová, M., Štamborská, M., 2016. Comparison of deformation behavior of 316L stainless steel and Ti6Al4V alloy applied in traumatology. *Metalurgija - Sisak then Zagreb*. 55(4):667-670
- [144] Park, J.B.; 1984. *Biomaterials science and engineering*. Plenum Press, New York

- [145] Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26, 969–990.
- [146] Costigan, P.A., Deluzio, K.J., Wyss, U.P., 2002. Knee and hip kinetics during normal stair Climbing. *Gait Posture*. 16, 31–37.
- [147] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*. 34, 859–871.
- [148] Bugbee, W.D., Sychterz, C.J., Engh, C.A., 1996. Bone remodeling around cementless hip implants. *South Med J*. 89, 1036-40.
- [149] Niinimäki, T., Junila, J., Jalovaara, P., 2001. A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *International Orthopaedics*. 25, 85–88.
- [150]Joshi, M.G., S.G. Advani, F. Miller and M.H. Santare, 2000. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *J. Biomech.*, 33: 1655-1662
- [151]Terrier, A., 1999. Adaptation of bone to mechanical stress: Theoretical model, experimental identification and orthopedic applications. Ph.D. Thesis, Swiss Federal Institute of Technology.
- [152]Weinans, H., D.R. Sumner, R. Igloria and R.N. Natarajan, 2000. Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density-modulus relationship in subject-specific finite element models. *J. Biomechanics*, 33: 809-817
- [153]T. Niinimäki · J. Junila · P. Jalovaara A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *International Orthopaedics (SICOT)* (2001) 25:85–88
- [154]B-A Behrens, C J Wirth, H Windhagen, I Nolte, A Meyer-Lindenberg, A Bougoucha, Numerical investigations of stress shielding in total hip prostheses. *Proc. IMechE Vol. 222 Part H: J. Engineering in Medicine*.
- [155]Y. Hirata, Y. Inaba, N. Kobayashi, H. Ike, H. Fujimaki, , T. Saito, Comparison of Mechanical Stress and Change in Bone Mineral Density Between Two Types of Femoral Implant Using Finite Element Analysis, *The Journal of Arthroplasty* 28 (2013) 1731–1735
- [156] Anagnostakos, K., Kelm, J., Grün, S., Schmitt, E., Jung, W., Swoboda, S., 2008. Antimicrobial properties and elution kinetics of linezolid-loaded hip spacers in vitro. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 87, 173-178.
- [157] Duey, R.E., MD; Alexander CM. Chong, A.C., McQueen, P.H., 2012. Mechanical properties and elution characteristics of polymethylmethacrylate bone cement impregnated with antibiotics for various surface area and volume constructs; *Iowa Orthop J*. 32, 104-15.
- [158] Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., Amis, A.A., 2005. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. *J Biomech*. 38, 133-9.
- [159] Diegel, P.D., Daniels, A.U., Dunn, H.K., 1989. Initial effect of collarless stem stiffness on femoral bone strain. *J Arthroplasty*. 4, 173-8.

Publication
