



République Algérienne Démocratique & Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur & de la
recherche scientifique
Université Djilali Liabes
Faculté de Technologie
Département génie mécanique



THESE

Pour l'obtention du diplôme de :

Doctorat

Option : Mécanique des matériaux

Présenté par :

AMIRI Riad

THEME

Etude de l'endommagement des ciments chirurgicaux sous chargement de fatigue

Soutenue devant la commission d'examen:

BACHIR BOUIADJRA Bel Abbes	Pr (U.D.L Sidi Bel-Abbés)	Directeur de thèse
ABDULMOHSEN Albedah	MCA (U. du roi saoud Arabie Saoudite)	Co-Directeur
BELHOUARI Mohamed	Pr (U.D.L Sidi Bel-Abbés)	Président
BOUZIANE Mohamed Mokhtar	Pr (U. Mascara)	Examineur
SAHLI Abderrahmane	MCA (U.D.L Sidi Bel-Abbés)	Examineur

Année universitaire 2018-2019

الملخص

تعتبر دراسة سلوك الأطراف الاصطناعية وأدائها تحديًا كبيرًا وتتطلب دراسات حول سلوك الواجهة بين مكونات المواد الحيوية المختلفة. يؤدي وضع طرف صناعي كامل للورك ليحل محل المفصل إلى تعطيل نظام الضغوط الميكانيكية. وهكذا يخضع العظم لبيئة ميكانيكية جديدة تؤدي محليًا إلى اختلافات في مجالات الإجهاد ، مما يزعج إعادة تشكيل العظام.

يهدف هذا العمل إلى تقييم الضغط الموزع في المكونات الاصطناعية الناتجة عن تطبيق الأحمال الديناميكية لأنماط الضغط الثلاثة (المشي، نزول السلالم و صعودها) بعد زرع مفصل الورك المثبتة بواسطة حساب العناصر ثلاثية الأبعاد، تقييم تأثير اضطراب مناطق الإجهاد في عظم الفخذ ومنع خطر ارتخاء الطرف الاصطناعي بعد ظهور عيوب مثل وجود تجاوي في الأسمنت.

تظهر النتائج أنه بناءً على توزيع الإجهاد التي تم الحصول عليها، يحدث حماية من الإجهاد في الجزء السفلي من عظم الفخذ. يؤدي تركيز الضغط في عظم الفخذ الأمامي والخلفي إلى انحراف القوة على حساب المناطق العلوية التي تشهد انخفاضًا كبيرًا في الإجهاد

يتسبب تأثير الحمل الديناميكي على الطرف الاصطناعي في ظهور مناطق ممزقة حول التجويف عندما يكون حجمها كبيرًا (قطر ≤ 0.3 مم). يبدأ الانفصال بالقرب من التجويف، ثم ينتشر عن طريق التعب في اتجاه الأجزاء الأخرى من الأسمنت حتى يتسبب في ارتخاء كامل للطرف الاصطناعي.

يمكن أن تقدم هذه الدراسة معلومات مهمة للجراح الذي تم استدعاؤه لاستخدام نظام خلط أسمنت مناسب لتقليل المسامات وبالتالي ضمان الاستقرار للزرع على المدى الطويل.

الكلمات المفتاحية: مجموع مفصل الورك ، عناصر محدودة ، تجويف ، إجهاد رئيسي ، إجهاد مكافئ، الجذع الفخذي، اسمنت العظام، الارتخاء.

Résumé

Etudier le comportement des prothèses et leurs performances est un pari majeur et nécessite des études sur le comportement de l'interface entre les différents composants biomatériaux. *La mise en place d'une prothèse totale de hanche pour remplacer l'articulation, perturbe le régime des sollicitations mécaniques. Ainsi l'os est soumis à un nouvel environnement mécanique qui se traduit localement par des variations de champs de contraintes perturbants ainsi le remodelage osseux.*

Ce travail vise à évaluer par le calcul éléments finis 3D la distribution des contraintes dans les composants prothétiques résultant de l'application de charges dynamiques des trois modes de sollicitations (marche, descente et montée des escaliers) après l'implantation d'une PTH cimentée, apprécier *l'influence de la perturbation des zones de sollicitations dans le fémur* et prévenir les risques de descellement de la prothèse suite à l'apparition de défauts tels que la présence de cavités dans le ciment.

Les résultats montrent que selon les distributions de contraintes obtenues, un stress shielding se produit dans la partie distale du fémur. La concentration de contraintes en antérieure et postérieure du fémur fait dévier l'effort au détriment des régions supérieures qui elles éprouvent une diminution non négligeable de la sollicitation.

L'effet des charges dynamiques sur la prothèse fait apparaître des micro-zones de rupture aux alentours de la cavité lorsque sa taille est importante (**$D \geq 0.3$ mm**). Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage par fatigue vers la partie distale du ciment jusqu'au provoquer le **descellement** total de la prothèse.

Cette étude peut fournir des enseignements importants au chirurgien qui est appelé à utiliser un système de mélange de ciment adéquat de façon à réduire la porosité et ainsi garantir à long terme la stabilité de l'implant.

MOTS-CLÉS : *Prothèse totale de hanche, éléments finis, cavité, contrainte principale, contrainte de Von Mises, implant, ciment orthopédique, descellement.*

Remerciements

Ce travail a été réalisé au Laboratoire de recherche de Mécanique Physique et des Matériaux (LMPM) au sein de l'équipe « biomécanique orthopédique », située au sein de la faculté de technologie, université de Sidi Bel-Abbès.



Faculté de Technologie-Sidi Bel Abbès

Je remercie tout d'abord Bachir Bouiadjra Abbès qui a su encadrer mon travail de thésard et qui a été toujours présent pour répondre à mes questions. Je remercie Mr Benbarek ismail qui a accepté de présider le jury de soutenance. Je remercie également les membres du jury Bouziane Mohamed Mokhtar, Sahli Abderrahmane, qui m'ont fait l'honneur de bien vouloir juger ce travail.

Merci également à M. Moulgada pour sa collaboration et pour m'avoir aidé et facilité la mise à disposition du modèle numérique, outil nécessaire pour le calcul et m'a été d'un grand apport pour la réalisation de ce projet.

Sans citer de noms, je remercie tous les personnes du LMPM, doctorants ainsi qu'enseignants que j'aurai eu l'occasion de côtoyer au cours de cette période et avec lesquels j'ai pu échanger des vues et idées au fil du temps. Merci de ces petits mots d'encouragement qui ont été une grande source de motivation dans les moments difficiles.

Ma chère et belle ville, Sidi bel abbès, oct.2019.

<i>TABLE DES MATIERES</i>		
		Page
RESUME		I
REMERCIEMENTS.....		ii
TABLE DES MATIERES.....		iii
Liste des tableaux.....		iv
Liste des figures.....		v
INTRODUCTION		1
Chapitre 1 : La prothèse totale de hanche (PTH).....		3
1.1	Introduction.....	3
1.2	Anatomie de l'articulation de la hanche.....	4
	1.2.1 Anatomie de l'articulation de la hanche.....	5
1.3	Généralité sur l'arthroplastie totale de la hanche.....	5
	1.3.1 Prothèse totale de hanche.....	6
	1.3.1.1 Bref historique	6
	1.3.2 La chirurgie de l'ATH.....	8
	1.3.3 Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche.....	9
1.4	Description d'une prothèse totale de la hanche.....	10
	1.4.1 Composants d'une prothèse totale de la hanche.....	10
	1.4.2 Méthode de fixation de l'implant fémoral.....	11
	1.4.2.1 L'implant fémoral non-cimenté.....	11
	1.4.2.2 L'implant fémoral cimenté.....	12
1.5	Problématiques liées aux prothèses totales de la hanche.....	13
	1.5.1 Taux de succès et d'échec de l'ATH.....	13
	1.5.2 Principales causes d'échec et de révision de l'ATH.....	14
	1.5.3 Le descellement aseptique de l'implant fémoral cimenté.....	14
Chapitre 2 : Études sur le comportement du ciment osseux.....		16
2.1	Introduction.....	16

2.2	Comportement de ciment osseux.....	18
	2.2.1 Caractéristiques générales du ciment osseux.....	18
	2.2.1.1 Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA).....	18
	2.2.1.2 Constituants du ciment osseux.....	19
	2.2.1.3 Méthode de préparation du ciment osseux.....	20
	2.2.2 Quelques propriétés du ciment osseux.....	21
	2.2.2.1 Résistance mécanique statique.....	22
	2.2.2.2 Fatigue du ciment osseux.....	23
	2.2.2.3 Fluage du ciment osseux.....	24
	2.2.3 Polymérisation du ciment osseux.....	25
	2.2.3.1 : Réaction exothermique.....	26
	2.2.3.1.1 : Évolution de la température.....	26
	2.2.3.1.2 : Températures maximales atteintes.....	28
	2.2.3.2 : Taux de conversion du monomère.....	29
	2.2.3.3 : Changement dynamique de volume	29
	2.2.3.4 : Formation des porosités.....	31
	2.2.3.4.1 : Facteurs influençant la formation de porosité.....	34
Chapitre 3 : Elaboration du modèle éléments finis de la prothèse totale de hanche		38
3.1	Méthode des éléments finis.....	38
3.2	Modèle numérique tridimensionnel de la prothèse totale de hanche.....	39
3.3	Modèle géométrique	39
3.4	Propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de hanche.....	41
3.5	Conditions aux limites	41
3.6	Maillage de la structure.....	43
Chapitre 4 : Analyse de la contrainte équivalente dans les composants fémoraux sous l'effet des charges dynamiques.....		44
4.1	Position du problème.....	44
4.2	Composition d'une prothèse totale de la hanche	44
4.3	Anatomie du fémur.....	45
4.4	Implant.....	46
4.5	Ciment orthopédique.....	48

4.6	Analyse de la de contrainte de Von Mises dans les composants de la prothèse.....	48
	4.6.1 Contrainte de Von Mises dans la prothèse totale de hanche.....	49
	4.6.2 Contrainte de Von Mises dans l'implant.....	50
	4.6.2.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant lors la marche.....	50
	4.6.2.2 Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant lors de la montée des escaliers.....	51
	4.6.2.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant durant la descente des escaliers.....	52
	4.6.2.4 : Variation de la contrainte V.M. dans l'implant au cours des trois cycles d'activité.....	53
	4.6.3 Contrainte de Von Mises dans le ciment orthopédique.....	54
	4.6.3.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment lors de la marche	54
	4.6.3.2 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment durant la montée des escaliers.....	55
	4.6.3.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment durant la descente des escaliers.....	56
	4.6.3.4 : Variation de la contrainte de Von Mises dans le ciment au cours des trois cycles d'activité.....	57
	4.6.4 Contrainte de Von Mises dans l'os du fémur.....	58
	4.6.4.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans le fémur lors de la marche	58
	4.6.4.2 : Etat de contrainte de Von Mises dans le fémur durant la montée des escaliers.....	59
	4.6.4.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant durant la descente des escaliers.....	60
	4.6.4.4 : Variation de la contrainte Von Mises dans le fémur au cours des trois cycles d'activité.....	61
4.7	Conclusion.....	62
Chapitre 5 : Analyse de la contrainte principale dans les composants fémoraux soumis à des charges dynamiques.....		64
5.1	Introduction.....	64
5.2	Description des plans et directions anatomiques du fémur.....	64
5.3	Contrainte principale.....	65
5.4	Présentation des résultats.....	66

5.5	Analyse de la contrainte principale dans les composants.....		66
	5.5.1	Contraintes principales maximales dans les composants fémoraux.....	67
	5.5.2	Contraintes principales minimales dans les composants fémoraux.....	67
	5.5.3	Contraintes de cisaillement maximales dans les composants fémoraux.....	68
5.6	Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la marche.....		69
	5.6.1	Etude de l'état des contraintes principales dans l'implant	69
	5.6.2	Etude de l'état des contraintes principales dans le ciment.....	71
	5.6.3	Etude de l'état des contraintes principales dans le fémur.....	72
	5.6.4	Discussion et interprétation des résultats.....	74
5.7	Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la descente des escaliers.....		76
	5.7.1	Contraintes principales maximales.....	76
	5.7.2	Contraintes principales minimales.....	77
	5.7.3	Discussion et interprétation des résultats.....	78
5.8	Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la montée des escaliers.....		79
	5.8.1	Contraintes principales maximales.....	79
	5.8.2	Contraintes principales minimales.....	80
	5.8.3	Discussion et interprétation des résultats.....	81
5.9	Conclusion.....		82
Chapitre 6 : Analyse du comportement du ciment osseux en présence de cavité			85
6.1	Introduction.....		85
6.2	Analyse par éléments finis		86
6.3	Résultats		88
	6.3.1	Analyse des contraintes de Von Mises dans le ciment	88
	6.3.2	Analyse de la contrainte de Von Mises autour de la cavité.....	90
	6.3.3	Etude du décollement à l'interface ciment-implant.....	92
	6.3.4	Etude du décollement à l'interface ciment-implant endommagée.....	95
	6.3.5	Etude de l'endommagement autour d'une cavité	96
6.4	interprétation des résultats.....		98

6.5	Conclusion	99
Conclusion générale.....		101
Bibliographies		103
LISTE DES TABLEAUX		
1	Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux	23
2	<i>Sources potentielles de création de pores</i>	32
3.1	Propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de hanche.....	41
3.2	Configuration de chargement maximal des muscles principaux avec la force de contact (Bergman, 2001).....	41
LISTE DES FIGURES		
1.1	Articulation de la hanche.....	4
1.2	Articulation de la hanche (os et tissus mous).....	4
1.3	Mouvements possibles de la hanche.....	5
1.4	Prothèse totale de hanche implantée.....	6
1.5	Vue explosée d'une prothèse totale de hanche implantée.....	8
1.6	Causes menant à une ATH au Canada.....	9
1.7	Prothèse totale de hanche.....	11
1.8	Vue en coupe d'un implant fémoral non-cimenté poreux.....	12
1.9	Vue en coupe d'un implant fémoral cimenté.....	13
1.10	Pourcentage des implants cimentés non-révisés.....	14
1.11	Principales causes de révisions de l'ATH au Canada.....	14
2.1	Structure moléculaire du MMA et du PMMA.....	19
2.2	Composants d'un ciment osseux commercial.....	20
2.3	Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide.....	21
2.4	Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux.....	24
2.5	Réponse viscoélastique des polymères (a) au fluage et (b) à la relaxation des contraintes.....	25
2.6	Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation.....	26
2.7	Évolution de la température du ciment osseux au centre d'un moule cylindrique.....	27
2.8	Stages de variation volumétrique du ciment osseux.....	30
2.9	Variation de volume d'un ciment osseux (a) mélangé sous vide et (b) mélangé à la main.....	30

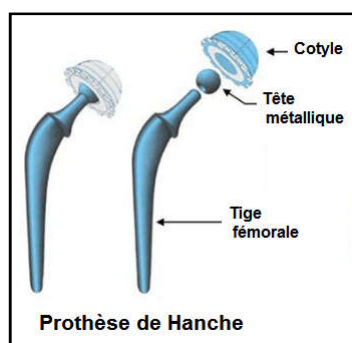
2.10	Formation d'un pore résultant de la polymérisation	33
2.11	résultats de la surface de porosité observée (S-différence significative pour $\alpha = 0,05$).....	35
2.12	Porosité à l'interface tige/ciment en fonction de la température initiale de la tige et de la méthode de mélange.....	36
3.1	Coupe scanner d'une tête de fémur humain (Hôpital H. Mondor de Créteil, France).....	40
3.2	Modèle de la prothèse totale de hanche.....	40
3.3	Variation des forces appliquées sur la PTH pour trois activités (marche, montée et descente des escaliers) pour un patient de 70Kg.....	42
3.4	maillage adopté de la prothèse totale de la hanche (BM3).....	43
4.1	a) Prothèse totale de la hanche; b) Fémur, c) Ciment, d) Implant.....	45
4.2	Les différentes parties osseuses du fémur (wikipedia).....	45
4.3	Prothèses fémorales, a) prothèse en acier (316L); b) prothèse en titane (TA6V) sans collerette; c) prothèse en titane (TA6V) avec collerette.....	46
4.4	Prothèses fémorales, a) prothèse en acier (316L); b) prothèse en alliage de titane (TA6V) sans collerette; c) prothèse en alliage de titane (TA6V) avec collerette.....	47
4.5	Le ciment – a) Mélange d'une poudre: PMMA + Peroxyde (initiateur) + antibiotique activateur ; b) seringue d'injection.....	48
4.6	Contours de contraintes de Von Mises dans la prothèse dans les cas- a) marche ; b) montée des escaliers ; c) descente des escaliers.....	50
4.7	Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la marche.....	51
4.8	Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la montée des escaliers.....	52
4.9	Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la descente des escaliers.....	53
4.10	Variation de la contrainte de Von Mises dans l'implant pour les trois phases d'activités.....	54
4.11	Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la marche.....	55
4.12	Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la montée des escaliers.....	56
4.13	Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la descente des escaliers.....	57
4.14	Variation de la contrainte de Von Mises dans le ciment pour les trois cycles d'activités.....	58

4.15	Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la marche.....	59
4.16	Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la montée des escaliers.....	60
4.17	Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la descente des Escaliers.....	61
4.18	Variation de la contrainte de Von Mises dans le fémur pour les trois cycles d'activités.....	62
5.1	Plans et directions anatomiques du fémur humain.....	65
5.2	Contraintes principales maximales dans : a) ciment, b) implant, c) fémur.....	67
5.3	Contraintes principales minimales dans : a) ciment, b) implant, c) fémur.....	68
5.4	Contraintes de cisaillement maximales dans : a) ciment, b) implant, c) fémur.....	68
5.5	Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans l'implant...	70
5.6	Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans le ciment...	72
5.7	Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans le fémur...	73
5.8	Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales.....	74
5.9	Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, c) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales.....	75
5.10	Composants fémoraux, a) implant, c) ciment, e) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales.....	77
5.11	Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales.....	78
5.12	Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales.....	80
5.13	Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, c) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales.....	81
6.1	Maillage par éléments finis des composants de la prothèse de hanche.....	87
6.2	Distribution des contraintes de Von Mises sous des charges dynamiques dans (a) ciment non endommagé, (b) ciment endommagé, (c) autour de la cavité.....	89
6.3	Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la marche.....	90
6.4	Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la montée des escaliers.....	91
6.5	Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la descente des escaliers.....	91
6.6	Valeurs maximales de FI pour un cycle des différentes activités.....	93

6.7	Différentes faces de l'interface ciment-implant.....	93
6.8	Distribution de FI le long des quatre chemins de l'interface tige-ciment.....	94
6.9	Distribution de l'indice d'endommagement sous charges dynamiques dans (a) ciment non endommagé, (b) ciment endommagé pour une cavité (D = 0.3mm).....	95
6.10	Variation de FI autour de la cavité (D = 0.15mm) au cours de trois activités.....	96
6.11	Variation de FI autour de la cavité (D = 0.2mm) au cours de trois activités.....	97
6.12	Variation de FI autour de la cavité (D = 0.3mm) au cours de trois activités.....	98

Introduction

Une prothèse de hanche est un implant articulaire interne qui vise à remplacer l'articulation de



la hanche et à permettre son fonctionnement normal. La prothèse de hanche est constituée d'une tige fémorale, d'une tête fémorale et d'une cupule. La tige est insérée dans le fémur et la cupule est implantée dans le cotyle du bassin avec un insert articulaire. La technique de fixation de la tige principalement utilisée est une fixation par résine acrylique, appelée «le ciment», qui présente une excellente compatibilité avec les tissus humains. Il est

introduit sous pression dans la cavité osseuse, pénétrant dans toutes les anfractuosités osseuses, remplissant les espaces entre les implants prothétiques et l'os.

Le rôle principal du ciment (PMMA) est de stabiliser l'implant, de mieux répartir la charge sur la surface de contact, de remplir et d'égaliser l'interface entre l'os et l'implant, et de rigidifier l'os spongieux autour de l'implant. Toutes ces capacités contribuent à l'ancrage de la prothèse dans l'os. Le ciment osseux est reconnu comme un matériau de fixation fiable et bien toléré. Il est soumis à des charges alternées statiques et dynamiquement in vivo. Le chargement est complexe et est une combinaison de différents types de chargement [1].

Des patients ayant subi une PTH cimentée auront besoin d'une seconde chirurgie (révision) pour remplacer la première. La raison principale des révisions des PTH est le descellement aseptique. Les raisons qui mènent au descellement aseptique sont causées par des effets mécaniques. Les conséquences de ces effets déclenchent à leur tour une réaction biologique qui mène à la résorption de l'os. Le processus de descellement d'une ATH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment-implant. Ce descellement se produit lorsque les contraintes à l'interface atteignent la résistance en tension et en cisaillement en statique ou en fatigue de l'interface ciment-implant.

L'os étant un matériau vivant qui se régénère en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis, ce dernier se régénère davantage lorsqu'il est sollicité et se résorbe s'il est moins sollicité dans certaines régions. Par conséquent, lorsque la distribution des contraintes à travers l'os est altérée par l'utilisation d'un implant métallique l'os est moins sollicité dans certaines régions et fini par se résorber.

La motivation principale de ce projet est de comprendre comment se distribuent les efforts dans la prothèse et éventuellement peut-on améliorer et prolonger la durée de vie d'une PTH cimentée.

Pour ce faire, l'étude de la distribution des contraintes dans la prothèse est nécessaire. Elle nous permettra de comprendre comment se transmettent les efforts d'un composant à un autre. La méthode des éléments finis est largement utilisée en biomécanique [2, 3]. L'intérêt des modèles d'éléments finis est leur capacité à simuler numériquement le comportement osseux et articulaire. Pour modéliser les différentes structures osseuses qui constituent l'articulation de la hanche, des modèles 3D ont été développés pour rendre compte de la structure très complexe des os [4,1].

Dans cette étude, nous avons effectué par le calcul éléments finis 3D, une analyse du comportement mécanique de la prothèse totale de hanche sous les effets des charges dynamiques issues des cycles *des trois activités (marche normale, montée et descente des escaliers)*. Cela nous permettra d'évaluer précisément la distribution des contraintes dans les structures complexes de la prothèse.

La structure du rapport comprend les chapitres suivant :

Le premier et deuxième chapitre se compose de la revue des connaissances, de la littérature et des objectifs spécifiques de notre étude. Le troisième chapitre présente le modèle éléments finis d'une prothèse totale de hanche. Le quatrième et le cinquième chapitre exposent les résultats obtenus à l'aide du modèle éléments finis d'une PTH. Le sixième chapitre propose une étude de l'endommagement d'une PTH sous l'effet d'une cavité dans le ciment. Enfin, la conclusion de ce projet termine notre travail.

Chapitre I :

La prothèse totale de hanche (PTH)

1.1: Introduction

Chaque année, plus de 1 100 000 [5] prothèses de hanche sont implantées dans le monde entier suite à diverses causes telles que l'ostéoarthrose dégénérative, l'ostéonécrose, l'arthrite inflammatoire, les malformations congénitale, la fracture du col fémoral, etc. La prothèse totale de hanche (PTH) contribue au maintien d'un style de vie indépendant pour des individus qui ne pourraient autrement être fonctionnels. Le taux de succès clinique de l'arthroplastie total de hanche dépasse 90% après 15 ans post-opératoirement. Toutefois, conséquemment au nombre de PTH qui augmente chaque année, le nombre de révisions augmente lui aussi. Bien avant d'être commercialisées, les prothèses totales de hanche sont soumises à différentes études expérimentales et numériques afin de valider leur conception.

Cependant, malgré la grande quantité d'études réalisées, le comportement *in vivo* de la prothèse demeure toujours difficile à prédire. Malheureusement, encore de nos jours, ce n'est souvent que par les résultats cliniques qu'il est possible d'observer si un modèle de prothèse ou une technique de fixation est meilleure qu'un autre.

Dans le cas des prothèses totales de hanche cimentées, la perte de fixation de l'implant est la principale cause d'échec à long terme de l'arthroplastie. Les diverses études ayant traitées du sujet s'entendent pour dire que la séparation de l'interface prothèse/ciment et la présence de fissures dans le ciment osseux sont des facteurs importants menant au descellement de la prothèse, c'est-à-dire à la perte de fixation de l'implant. Il est donc essentiel de bien connaître les propriétés mécaniques à l'interface implant/ciment pour comprendre le mécanisme responsable de cet échec.

1.2 : Anatomie de l'articulation de la hanche

Les surfaces articulaires sont enveloppées par la capsule articulaire. Cette dernière, avec les ligaments, contribue à maintenir en contact les structures de l'articulation et à en assurer la stabilité.

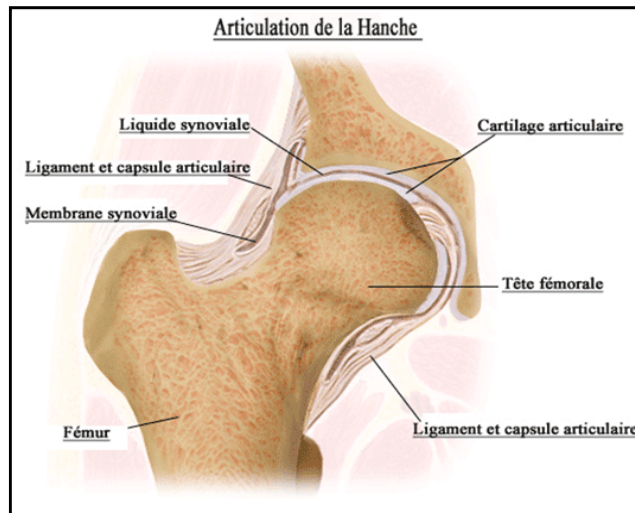


Figure 1.1: Articulation de la hanche

L'articulation de la hanche avec les ligaments et les muscles forme une structure robuste et complexe (figure 1.2)

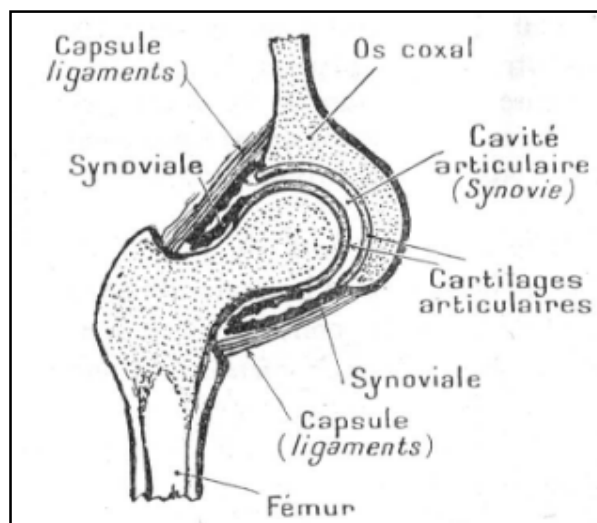


Figure 1.2: Articulation de la hanche (os et tissus mous). [69]

1.2.1: Physiologie

L'articulation de la hanche est l'une des plus importantes du corps humain. Le transfert de la charge du haut du corps vers le membre inférieur se produit notamment via cette articulation.

De plus, cette articulation a une fonction d'amortisseur afin d'absorber les chocs. L'articulation de la hanche assure une grande stabilité et mobilité.

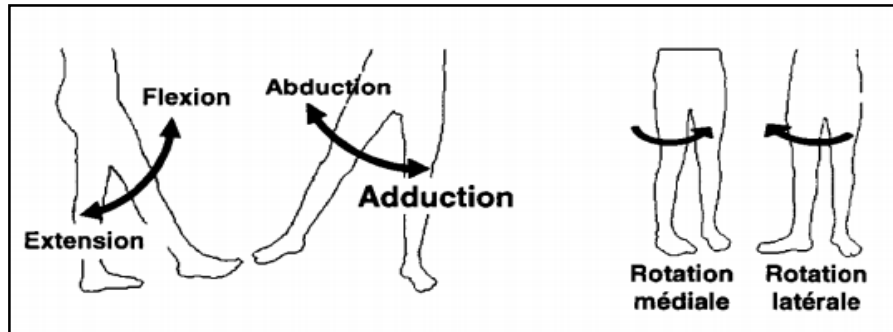


Figure 1.3 : Mouvements possibles de la hanche.

Elle possède trois degrés de liberté en rotation, ce qui permet d'effectuer les mouvements suivants (figure 1.3) dans le plan sagittal la flexion (le genou se rapproche de la poitrine) et l'extension, dans le plan frontal l'abduction et l'adduction et finalement la rotation externe (latérale) et interne (médiale).

Cette mobilité permet d'accomplir des activités quotidiennes comme la marche, monter ou descendre des escaliers ou encore s'asseoir ou s'accroupir. Cette articulation, grâce à sa structure et les muscles l'entourant, peut supporter des charges très importantes. Cependant, ces charges dépendent principalement de l'activité effectuée

1.3 : Généralité sur l'arthroplastie totale de la hanche

L'arthroplastie totale de la hanche consiste à remplacer l'articulation de la hanche endommagée par des composantes artificielles afin de lui rendre une certaine mobilité anatomique. L'arthroplastie totale de hanche, après l'arthroplastie totale du genou, demeure la chirurgie la plus fréquente. Chaque année, plus de 1 100 000 [5] prothèses de hanche sont implantées dans le monde entier. Au Canada, quelque 25 000 [6] prothèses de hanche sont implantées annuellement et ce nombre atteint environ 200 000 [7] aux États-Unis. Cette chirurgie est l'une des interventions les plus souvent pratiquées en orthopédie et aussi l'une des interventions les plus efficaces en matière de gain de qualité de vie et de maintien de l'autonomie des patients.

Le remplacement de la hanche par une prothèse totale de hanche (PTH) est pratiquée suite à diverses causes telles que: l'ostéoarthrose dégénérative, l'ostéonécrose, l'arthrite inflammatoire, une malformation congénitale, la fracture du col fémorale, etc. Cependant, dans 80% des cas, c'est l'ostéoarthrose (simplement connue sous le nom d'arthrose), la forme d'arthrite la plus répandue, qui est la cause de cette chirurgie [1]. L'arthrose est une maladie qui atteint les articulations du corps et surtout l'articulation du genou et de la hanche. Cette maladie dégénérative touche plutôt la population plus âgée. Par conséquent, il n'est pas étonnant que la majorité des PTH soient pratiquées chez les patients de 65 ans et plus.

1.3.1 : Prothèse totale de hanche

L'arthroplastie de la hanche consiste à remplacer l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale ainsi que d'une partie acétabulaire (figure 1.4).

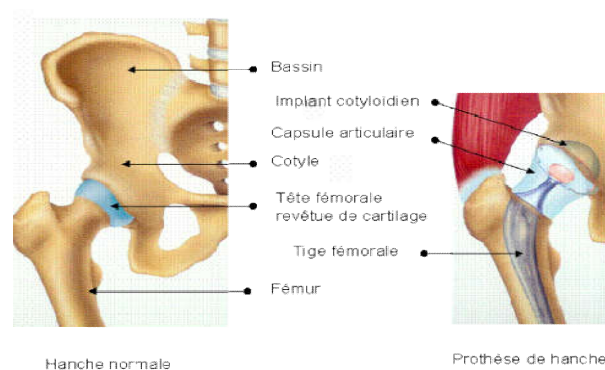


Figure 1.4: Prothèse totale de hanche implantée

1.3.1.1 : Bref historique de l'ATH

Ce bref résumé historique fait ressortir les grands points de l'évolution du remplacement de la hanche. Un siècle avant même les premières arthroplasties, les chirurgiens essayaient déjà de trouver des solutions pour traiter avec succès l'arthrite. Une chose était sûre, c'est que les patients atteints de cette maladie devaient être opérés afin d'éliminer leur douleur et de redonner la mobilité à leurs articulations. Plusieurs essais ont été tentés, mais malheureusement tous furent confrontés à un échec.

En 1925, un chirurgien de Boston, le docteur Smith-Peterson, a moulé une pièce de verre

ayant la forme d'une sphère creuse s'adaptant sur la tête fémorale de l'articulation de la hanche. Toutefois, le verre ne résistait pas aux forces générées lors de la marche. Une amélioration importante a été apportée en 1936 lorsque des scientifiques ont créé un alliage à base de cobalt-chrome. Cet alliage ayant une résistance mécanique élevée et une excellente résistance à la corrosion est encore utilisé de nos jours dans la fabrication de prothèses. Dès 1938, les frères Judet, docteurs, ont tenté d'utiliser un matériau acrylique pour remplacer les surfaces arthritiques. Dans les années 1950, Frederick R. Thompson et Austin T. Moore ont développé individuellement une prothèse pour le remplacement complet de la tête fémorale seulement. Il était alors possible de traiter certains types de fractures de la hanche en plus de l'arthrite. Toutefois, les succès de ce type de prothèse demeuraient aléatoires et l'acétabulum se détériorait [2]

En 1958, le docteur John Charnley s'est attaqué au remplacement de l'acétabulum par un implant de téflon, puis suite à un insuccès, il utilisa le polyéthylène qui fonctionna beaucoup mieux. C'était alors la naissance de l'arthroplastie à faible friction. Afin d'obtenir une bonne fixation de ce réceptacle de polyéthylène et aussi de l'implant fémoral, le docteur Charnley emprunta le ciment osseux des dentistes. Ce concept, dans son ensemble, a dès lors révolutionné le remplacement total de la hanche. Depuis ce temps, plusieurs améliorations ont été apportées au design initial de Charnley et les techniques de cimentation sont devenues significativement meilleures [2]

Ainsi, d'autres designs de tiges fémorales, non-cimentées cette fois-ci, ont été introduits dans les années 1970 et début de 1980 afin d'essayer d'éviter les descellements et la destruction osseuse qui étaient observés avec la technique cimentée. Ces designs sont généralement basés sur l'application des matériaux poreux permettant la croissance osseuse [3].

Depuis ce temps, diverses études ont tenté d'optimiser les prothèses au niveau de la géométrie, des matériaux utilisés, des modes de fixations et des techniques d'implantation. Par conséquent, il existe présentement une panoplie de différentes prothèses de hanche disponibles sur le marché, tous supposément meilleures les unes par rapport aux autres. Cependant, l'allure globale des prothèses totales de hanche n'a subit en général que peu de changements majeurs.

1.3.2 : La chirurgie de l'ATH

Afin de recevoir sa « nouvelle hanche », le patient doit bien évidemment passer sur la table d'opération et sous le bistouri. Voici donc un bref aperçu des grandes étapes réalisées par le chirurgien et son équipe lors de l'arthroplastie totale de la hanche (ATH). Si aucune complication ne se présente, l'opération complète se déroule pendant une période d'environ 90 minutes.

Tout d'abord, le patient sous anesthésie est amené en salle d'opération. Le chirurgien pratique minutieusement une incision dans la partie supérieure et latérale de la cuisse, près de l'articulation de la hanche. Quelques mesures au niveau de l'articulation sont prises et la tête fémorale est ensuite disloquée manuellement de l'acétabulum. La tête ainsi que le col du fémur sont alors retirés après avoir été sciés du reste du fémur. Par la suite, à l'aide de fraises ayant une forme demi-sphérique, le chirurgien procède à la préparation de la cavité acétabulaire afin de mettre en place la nouvelle cotyle. Suite à cela, l'intérieur du fémur (moelle et os spongieux) est en quelque sorte « raclé » selon la longueur et la forme nécessaire permettant alors l'introduction de la tige fémorale. Ensuite, le chirurgien procède à quelques vérifications et mesures ayant pour but d'ajuster le mieux possible la prothèse à la morphologie du patient avant de mettre en place la sphère de la tige fémorale. Finalement, l'articulation de la hanche est replacée dans sa position normale et l'incision pratiquée sur la cuisse est refermée. La figure 5 illustre une prothèse totale de hanche implantée dans le squelette humain.

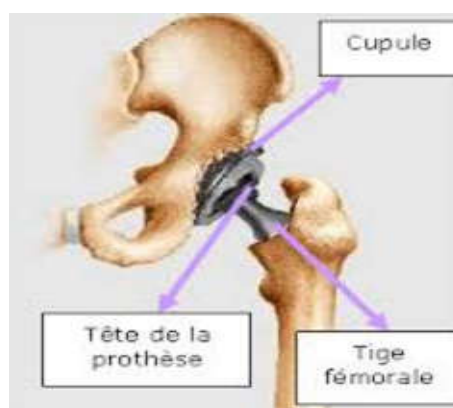


Figure 1.5: Vue explosée d'une prothèse totale de hanche implantée

1.3.3 : Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche

L'ATH est essentiellement effectuée à la suite de la présence d'arthrose dégénérative, d'une fracture du col fémoral, d'une malformation congénitale ou de tout autre problème s'y rattachant.

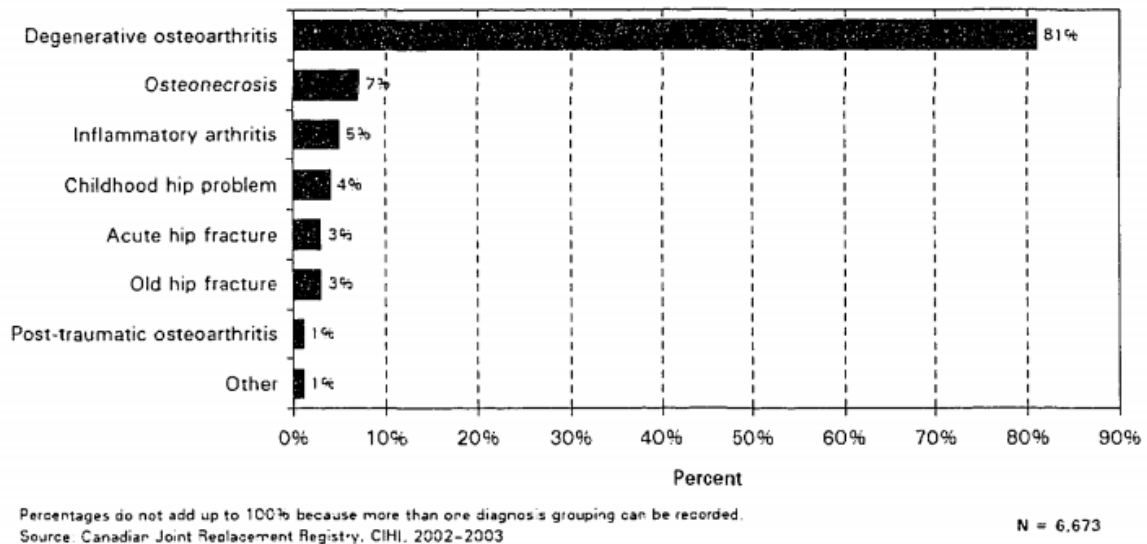


Figure 1.6: Causes menant à une ATH au Canada [4]

Toutefois, l'arthrose dégénérative demeure de loin la principale cause menant au remplacement de l'articulation de la hanche et ce au Canada comme partout ailleurs dans le monde (figure 6).

L'ostéoarthrose de l'articulation coxo-fémorale (ou coxarthrose) est une cause fréquente d'invalidité se caractérisant par de la douleur, de l'œdème, une limitation des mouvements et une érosion des cartilages articulaires [4]. Elle est commune chez les gens âgés et affecte habituellement les articulations qui supportent le poids du corps comme les hanches et les genoux.

Étant donnée que l'arthrose dégénérative constitue la principale cause du remplacement de la hanche, il va de soi que la majorité des ATH sont pratiquées sur des patients plutôt âgés. En effet, selon le registre canadien des remplacements articulaires (RCRA), 66% des remplacements de la hanche sont pratiqués sur des patients ayant 65 ans et plus

[1]. De plus, avec le vieillissement de la population, le nombre d'ATH est fortement susceptible d'augmenter au cours des prochaines années. Cette tendance se fait déjà sentir, car le nombre d'ATH a augmenté de 19% au pays par rapport aux données antérieures d'il y a sept ans [1].

1.4 : Description d'une prothèse totale de la hanche

Lorsque l'articulation de la hanche n'est plus fonctionnelle, celle-ci est remplacée par une prothèse totale de hanche. La principale fonction de la prothèse est par conséquent de redonner à la hanche sa pleine mobilité.

1.4.1 : 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 la cotyle (figure 1.7). 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.

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 la cotyle en polyéthylène à haute densité (UHMWPE), en céramique ou en métal.

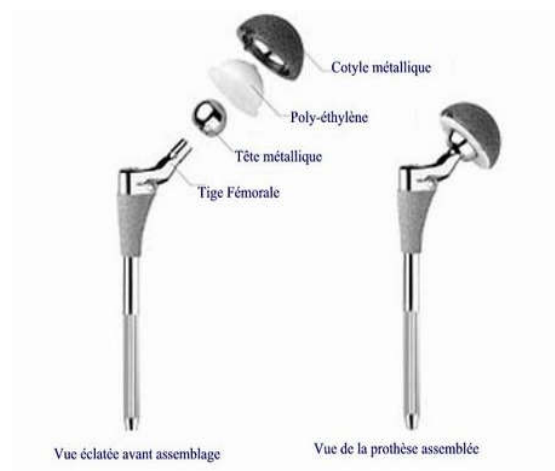


Figure 1.7: Prothèse totale de hanche

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.

1.4.2 : 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.

1.4.2.1 : L'implant fémoral non-cimenté

L'implant fémoral non-cimenté est habituellement utilisé chez de jeunes patients actifs 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 (figure 1.8). 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.

Les implants non-cimentés peuvent être classifiés selon qu'ils soient maintenus par simple interférence («press-fit»), 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 [8].

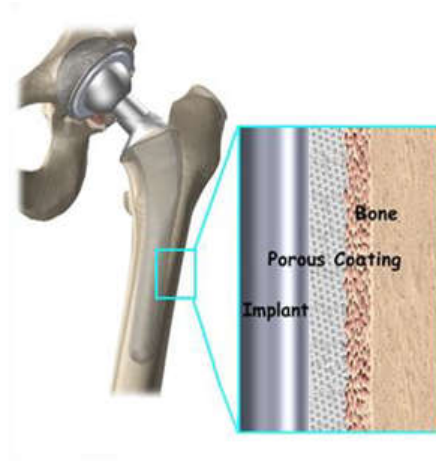


Figure 1.8 : Vue en coupe d'un implant fémoral non-cimenté poreux

1.4.2.2 : L'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 [9]. 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 [10].

Dans les prothèses de hanche cimentées, le ciment osseux remplit tout l'espace compris entre l'os et l'implant fémoral inséré dans la cavité médullaire du fémur (figure 1.9) 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.

Comme il est possible de le constater sur la figure 1.9, deux interfaces sont créées avec ce type de prothèse soit l'interface implant-ciment et ciment-os. 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 [10].

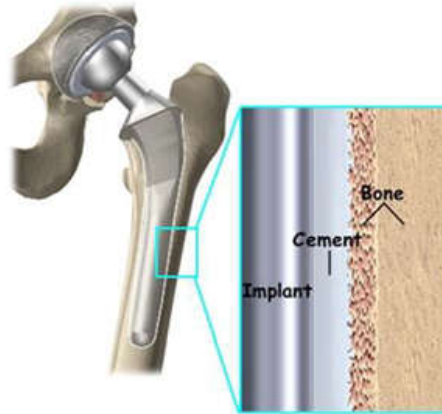


Figure 1.9 : Vue en coupe d'un implant fémoral cimenté

1.5 : Problématiques liées aux prothèses totales de la hanche

Les prothèses totales de hanche ont connu une longue histoire couronnée de succès [11]. En effet, dans la majorité des cas, elles remplissent entièrement leur fonction en redonnant la mobilité à l'articulation tout en éliminant la douleur. Toutefois, plusieurs problèmes ont tendance à apparaître plusieurs années après l'arthroplastie primaire. De plus, le nombre d'ATH ne cesse d'augmenter puisque l'espérance de vie est plus élevée qu'auparavant et par conséquent, le nombre de révision ne cesse d'augmenter et ce même si le taux de révisions est relativement faible.

1.5.1 : Taux de succès et d'échec de l'ATH

Les résultats à court et moyen termes de l'ATH sont généralement excellents. Selon le Swedish National Hip Arthroplasty Register [12] qui recense les cas d'ATH depuis 1979 en Suède, le taux de succès a atteint en 2002 les 92,8% jusqu'à 10 ans post-opératoirement, c'est-à-dire pour les individus ayant subi une ATH en 1992. Ceci représente une amélioration par rapport aux données de 1989 où le taux de succès était d'environ 90% après 10 ans post-opératoirement (1979-1989). Toutefois, les résultats à long terme de l'ATH sont tout de même moins satisfaisants.

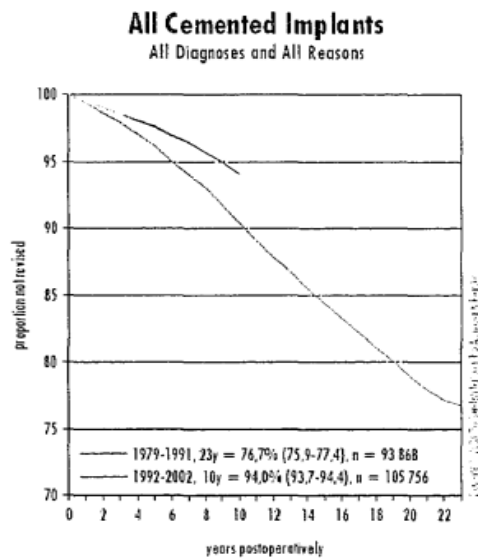


Figure 1.10 : Pourcentage des implants cimentés non-révisés [13]

En effet, selon la même source, en 2002 le taux de succès diminue à environ 75% pour les ATH primaires ayant été effectués il y a 23 ans (donc 1979). Si l'on considère seulement les implants cimentés, les statistiques sont quelque peu meilleures que les implants non-cimentés avec un taux d'échec d'environ 6% et 23% respectivement à 10 et 23 ans post opératoirement pour l'année 2002 (figure 1.10).

1.5.2 : Principales causes d'échec et de révision de l'ATH

La figure 1.11 indique le pourcentage des principales causes de révision et par conséquent d'échec des ATH au Canada.

Pour l'année 2003-2003 au Canada, 55% des révisions réalisées font suite à des problèmes liés au descellement aseptique [1].

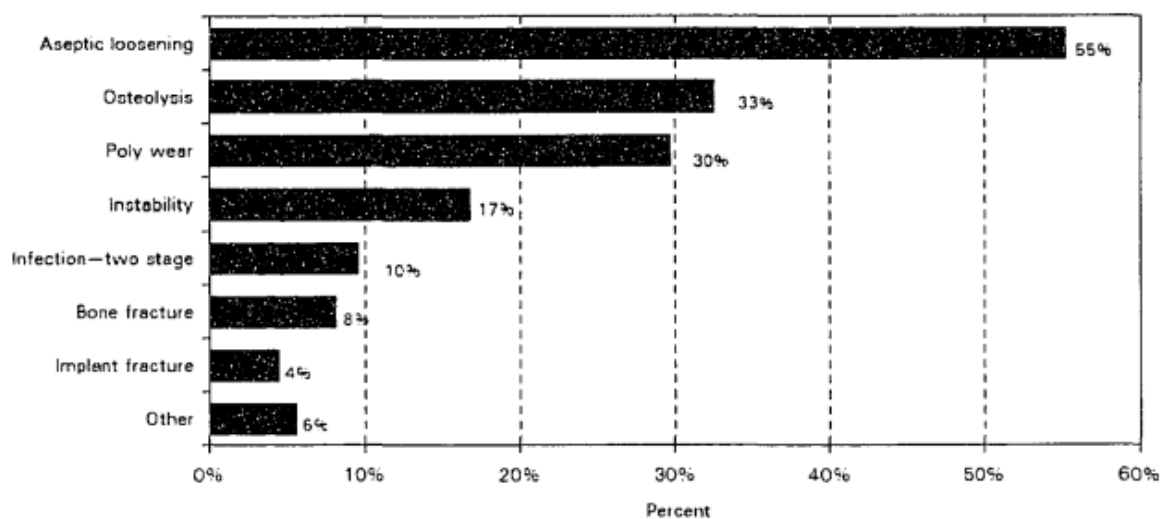


Figure 1.11 : Principales causes de révisions de l'ATH au Canada [4]

Pour l'année 2003-2003 au Canada, 55% des révisions réalisées font suite à des problèmes reliés au descellement aseptique [1].

Cette tendance est encore plus marquée en Suède où selon le *Swedish National Hip Arthroplasty Register* [12], la cause la plus fréquente de révision de l'ATH est de loin le descellement aseptique avec 74,2% de toutes les révisions réalisées de 1979 à 2002.

1.5.3 : Le descellement aseptique de l'implant fémoral cimenté

Le descellement aseptique de l'implant fémoral n'est pas d'origine infectieuse et il se traduit par une diminution suivie d'une perte de fixation et de stabilité de l'implant dans son milieu hôte. Le descellement est en réalité un processus de fatigue relativement stable et une période de temps importante est généralement nécessaire pour en arriver au descellement complet de l'implant [13]. Les causes du descellement sont quant à elles multifactorielles : elles se composent de nombreux procédés biologiques et mécaniques opérant simultanément [14].

Cette problématique est l'obstacle principal limitant la longévité de la prothèse totale de hanche. Dans le cas des implants fémoraux cimentés, le descellement peut survenir à n'importe laquelle des deux interfaces : implant-ciment ou ciment-os [10]. Selon certains, l'initiation de la perte de fixation de l'implant fémoral serait causée par la séparation de l'interface implant-ciment et l'accumulation de dommage dans le ciment osseux [15, 16, 17].

Le ciment osseux est le maillon faible de la prothèse cimentée et la compréhension du processus de descellement passe donc en partie par la compréhension du comportement du ciment osseux.

Chapitre 2 :

Études sur le comportement du ciment osseux

2.1: Introduction

Le ciment osseux fut développé à partir de 1936 par la société Kulzer, après la publication par Otto Rohm d'une thèse sur la polymérisation des méthacrylates qui sont le matériau de base du ciment osseux. En 1943, le premier ciment osseux polymérisable à froid breveté est développé par la société Heraeus. En 1958, Sir John Charnley fixe pour la première fois une prothèse fémorale avec du ciment « acrylique auto-durcissable ». Mais, en réalité, les premières applications furent réalisées en dentisterie avec l'utilisation de « résine acrylique » [18].

Le ciment osseux est également utilisé en chirurgie tumorale, infectieuse. Depuis une vingtaine d'années, s'est développée progressivement une technique de stabilisation des fractures vertébrales par compression, appelée vertébroplastie et récemment améliorée et connue sous le nom de kyphoplastie.

Le ciment osseux n'a aucun pouvoir chimique ou biologique d'adhésion, que ce soit au niveau de l'os ou de l'implant. Son action est basée sur une interpénétration mécanique avec l'os. Il se comporte comme un mortier et non comme une colle. Il joue un rôle d'adaptateur de volume, de calage et de répartiteur de charges entre l'os et l'implant. Il permet d'augmenter la surface de contact entre la tige et l'os et donc de diminuer les zones de transmission de contraintes importantes : « high-spots » [19,20]. Les contraintes, reflet de la biomécanique de la hanche, sont multidirectionnelles en compression, tension, torsion, et sont maximales lors de l'impact au sol où elles peuvent atteindre jusqu'à neuf fois le poids du corps [21].

2.2 : Comportement de ciment osseux

2.2.1 : Caractéristiques générales du ciment osseux

Le ciment osseux est une résine acrylique, plus précisément un polyméthacrylate de méthyle (PMMA), auto-polymérisable utilisé largement en orthopédie depuis les années 1960. Bien qu'il soit employé depuis relativement longtemps, il n'en demeure pas moins que ses caractéristiques ne sont pas toujours bien comprises par la communauté scientifique. Ce chapitre traite donc de différents aspects du comportement du ciment osseux relatés dans la littérature, avec comme objectif ultime la compréhension de la formation des contraintes résiduelles.

2.2.1.1 : Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA)

Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA), qui est plus souvent connu sous le nom commercial Plexiglas®, est un polymère thermoplastique amorphe. Le PMMA, est obtenu lors de la polymérisation par addition du monomère de méthacrylate de méthyle (MMA) grâce à l'ouverture de la double liaison de l'atome de carbone contenu à l'intérieur [22]. La figure 2.1 représente la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA.

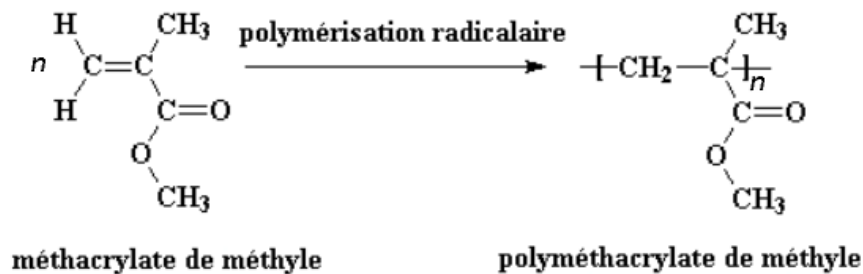


Figure 2.1 : Structure moléculaire du MMA et du PMMA

Le PMMA possède une température de transition vitreuse (T_g) avoisinant les 105°C ainsi qu'une densité pouvant varier de 1,15 à $1,195\text{ g/cm}^3$ [23]. Généralement, le PMMA est reconnu pour ses très bonnes propriétés optiques (indice de réfraction élevé et excellente transparence) ainsi que pour sa grande inertie chimique qui lui procure par conséquence une excellente biocompatibilité; ce dernier avantage est plus que considérable pour des applications médicales [23,24]. De plus, les propriétés mécaniques du PMMA étant très bonnes (bien sûr en tant que polymère thermoplastique) ce matériau est tout désigné pour être utilisé comme agent de fixation des prothèses de hanche cimentées. Aussi, tout comme la grande majorité des polymères, le PMMA présente un comportement viscoélastique; son module d'élasticité est alors fonction entre autre de la durée du maintien de la contrainte [22].

2.2.1.2 : Constituants du ciment osseux

Les ciments osseux commerciaux disponibles sur le marché sont constitués à la base de deux composants, soit un sachet de poudre et une fiole de liquide (figure 2.2). Lors de l'opération de l'ATH, ces deux composants sont mélangés ensemble selon un protocole propre à chaque fabricant et lorsque le mélange est dans un état toujours manipulable (relativement liquide), il est transféré dans la cavité préalablement créée dans l'os.



Figure 2.2 : Composants d'un ciment osseux commercial

Selon le type de ciment, la poudre contient approximativement 90% de PMMA pré-polymérisés sous forme de micro-billes. Le 10% restant est typiquement composé de peroxyde de benzoyle (BPO), qui sert d'initiateur pour la réaction de polymérisation, et d'agents radio-opaques tel le sulfate de baryum ($BaSO_4$) ou le dioxyde de zirconium (ZrO_2), qui rendent le ciment osseux visible aux rayons X. La portion liquide quant à elle contient trois composants de base, soit une grande quantité de monomère (MMA) et de faibles quantités d'accélérateurs et de stabilisateurs [25]. Bien sûr, chaque type de ciment osseux commercial disponible possède sa propre composition chimique. Les principales différences résident dans le poids moléculaire et la quantité relative d'homopolymère² et de copolymère³ [25]. D'autres différences peuvent être notées au niveau des quantités des autres constituants qui sont en moindre proportion, du matériau utilisé comme agent radio-opaque et de la présence ou non d'additifs spéciaux [25]

2.2.1.3 : Méthode de préparation du ciment osseux

Le ciment osseux est préparé selon deux grandes méthodes : à la main et sous vide. Le mélange à la main (figure 2.3a) consiste simplement à introduire le composant liquide et en poudre dans un bol (ou tout autre récipient ouvert) avec un instrument servant de

spatule. Le brassage des composants ne doit pas se faire trop vigoureusement afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air dans le mélange.

La préparation sous vide (figure 2.3b) du ciment a évolué au cours des années et elle diffère légèrement selon les fabricants. En effet, chaque compagnie propose un ensemble de préparation sous vide qui est conçu pour le ciment osseux qu'elle fabrique. Le principe de la dernière génération d'équipement est bien simple: les composants du ciment sont mélangés, via une manivelle ou une poignée, dans un contenant étanche relié à une pompe qui aspire l'air à l'intérieur de ce dernier créant ainsi un vide. Lorsque le mélange est terminé, le contenant se transforme en seringue et le ciment est directement injecté dans l'os. Le résultat est que le ciment présente moins de porosités que le ciment mélangé à l'air libre et à la main [25].

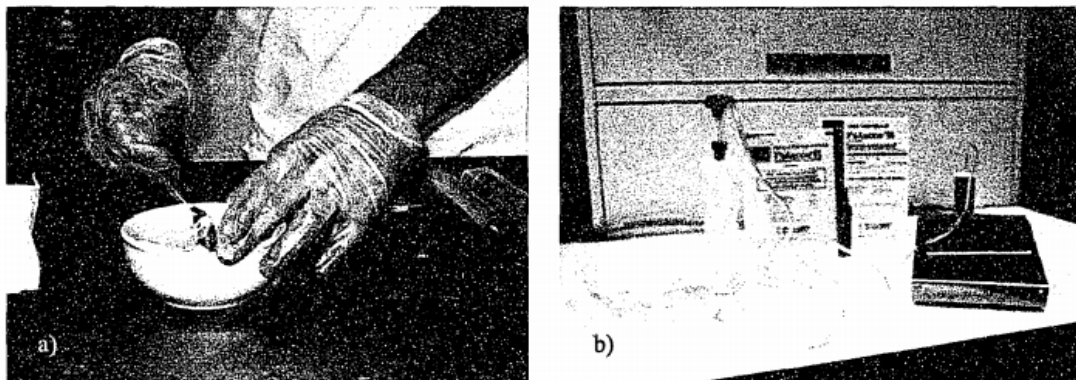


Figure 2.3 : Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide

La méthode de préparation du ciment osseux a une grande influence sur le comportement et les propriétés de ce dernier et elle est au cœur de plusieurs débats en ce qui concerne le succès de l'arthroplastie cimentée. Une revue exhaustive de la littérature réalisée par Lewis [25] sur les propriétés du ciment osseux fait ressortir l'influence de la méthode de mélange sur le ciment.

2.2.2 : Quelques propriétés du ciment osseux

La littérature concernant le PMMA industriel est abondante et relativement complète sur plusieurs aspects. Par contre, il n'est pas possible d'appliquer directement celle-ci au ciment osseux, car ce dernier est un mélange complexe de plusieurs composants chimiques que l'on ne retrouve pas dans le PMMA commercial [26]. Par conséquent, une multitude d'études concernant les propriétés du ciment osseux ont été réalisées et quelques revues de la littérature résument bien l'ensemble de ces études [26, 27, 28].

Il n'existe pas encore de standards formellement définis pour l'établissement des propriétés physiques, comme c'est le cas pour les matériaux industriels. De plus, les propriétés du ciment osseux dépendent d'une foule de variables tels que [25, 29]:

- a. la formulation du ciment (composition chimique);
- b. la taille et la distribution des particules;
- c. la méthode de mélange (porosité);
- d. la température initiale du ciment osseux;
- e. les conditions de polymérisation et de vieillissement du ciment;
- f. la forme des échantillons servant aux tests.

Par conséquent, il est quasi-impossible de définir des valeurs de propriétés précises pour le ciment osseux en général. Chaque sorte de ciment commercial présente des propriétés qui lui sont propres et en plus, ces propriétés peuvent varier pour un même ciment selon plusieurs facteurs externes; les comparaisons sont alors quasi-impossibles. Par conséquent, il est plus sage de définir une certaine plage de valeur pour chaque propriété.

2.2.2.1 : Résistance mécanique statique

Dans la vie de tous les jours, le ciment osseux d'un implant fémoral cimenté est soumis constamment à des chargements combinés relativement complexes. Pour cette raison, il est nécessaire de définir certaines propriétés mécaniques à l'aide de plusieurs types de tests. Le tableau 1 rapporte les propriétés en tension, compression, flexion et cisaillement du ciment osseux.

Tableau 1
Quelques propriétés mécaniques du ciment osseux [25]

Propriété	Valeur	
Résistance ultime	Tension (UTS)	24-49 Mpa
	Compression (UCS)	73- 117 Mpa
	Flexion (F_s)	50- 125 Mpa
	Cisaillement (USS)	32-69 Mpa
Déformation à la rupture	Tension (τ_{max})	0,86-2,49%
Module cl' élasticité	Tension (E1)	1,6-4,1 Gpa
	Compression (Ec)	1,9-3,2 Gpa

Ses propriétés sont influencées par plusieurs facteurs. Ainsi, les conditions de préparation et d'implantation jouent un rôle important. En effet, dans des conditions opératoires, la porosité des ciments acryliques est de l'ordre de 8 %. Ces pores sont responsables d'une baisse des qualités mécaniques par un effet de concentration de contraintes. Une diminution de la porosité peut être obtenue par centrifugation du ciment [30, 31]. De même, l'inclusion d'eau, de sang, de moelle osseuse dans le ciment diminue les qualités mécaniques par l'augmentation [32].

Le ciment osseux est un matériau fragile ou quasi-fragile : les essais de tractions réalisés sur des échantillons le confirment, car une relation linéaire existe entre la contrainte ultime (UTS), le module d'élasticité (E) et la déformation à la rupture [25].

2.2.2.2 : Fatigue du ciment osseux

Les forces transmises dans l'articulation de la hanche sont en quasi-totalité de type cyclique. En effet, il ne suffit qu'à penser à l'une des activités quotidiennes la plus banale qui soit, la marche, pour en arriver à cette évidence. Ceci explique en bonne partie le fait que la cause la plus fréquente du descellement aseptique de l'implant fémoral soit l'accumulation de dommage en fatigue dans le ciment [33].

Dans une étude menée par Jasty et al. [34], la présence de petites fissures dans le ciment osseux a été observée sur des spécimens vieux de seulement 5 ans. Les stries présentes sur les surfaces de rupture (figure 2.4) démontrent bien que les fissures se sont propagées par le phénomène de fatigue plutôt que par une simple surcharge.

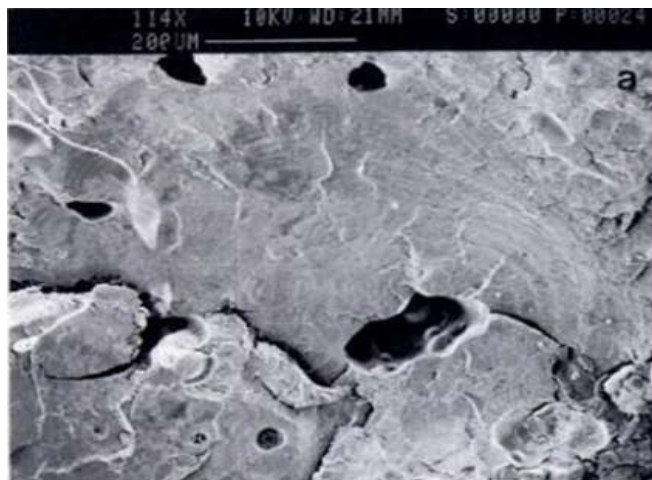


Figure 2.4 : Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux [34]

2.2.2.3 : Fluage du ciment osseux

Le ciment osseux possède un comportement viscoélastique tout comme l'ensemble des polymères et ce comportement est à la base même du fluage et/ou de la relaxation des contraintes du ciment. Le fluage se produit lorsque pour une contrainte donnée, la déformation augmente avec le temps (figure 2.5a) tandis que pour la relaxation des contraintes, la contrainte diminue lors de l'application d'une déformation constante (figure 2.5b).

Yetkinler et Litsky [35] ont mesuré la relaxation des contraintes d'un ciment osseux (Simplex® P) mélangé à la main sous diverses grandeurs de déformations initiales constantes. Les observations réalisées amènent à conclure que la majorité de la relaxation se produit plutôt rapidement après l'application de la déformation (entre 0 et 15 heures sur une période de mesure totale de 100 heures). Aussi, plus la déformation initiale appliquée est grande, plus la relaxation des contraintes est importante.

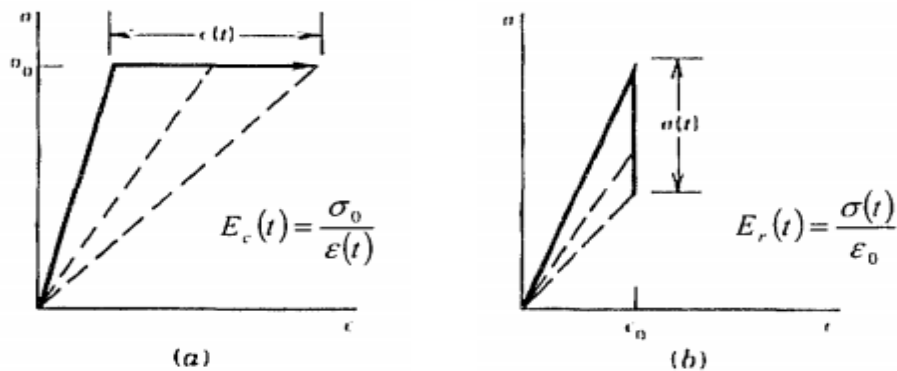


Figure 2.5 : Réponse viscoélastique des polymères (a) au fluage et (b) à la relaxation des contraintes [35]

2.2.3 : Polymérisation du ciment osseux

Dans le ciment osseux utilisé en orthopédie et en dentisterie, la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par un agent chimique: on parle alors d'une résine durcissante à froid, auto-polymérisable et auto-durcissante [24].

La réaction chimique entre les groupes actifs présents dans le système produit une transition progressive d'une pâte visqueuse en un polymère rigide [26]. Cette réaction de polymérisation du ciment osseux est en soi un phénomène complexe et est à l'origine de plusieurs effets secondaires.

Tout d'abord, quelques instants après que la poudre et le liquide aient été mélangés ensemble, un dégagement important de chaleur se produit dans le ciment durcissant. Ce dernier influe sur la quantité finale de monomère qui sera converti en polymère. Les variations de température causées par la réaction exothermique entraînent un changement dynamique de volume du ciment osseux tout au long de la réaction de polymérisation. Tout dépendamment des conditions initiales du système, des porosités peuvent même être induite dans le ciment. La figure 2.6 illustre les relations entre les différents mécanismes (ovales) faisant partie du processus même de polymérisation du ciment osseux. Dans les paragraphes suivants, il sera alors question de ces mécanismes de manière plus exhaustive.

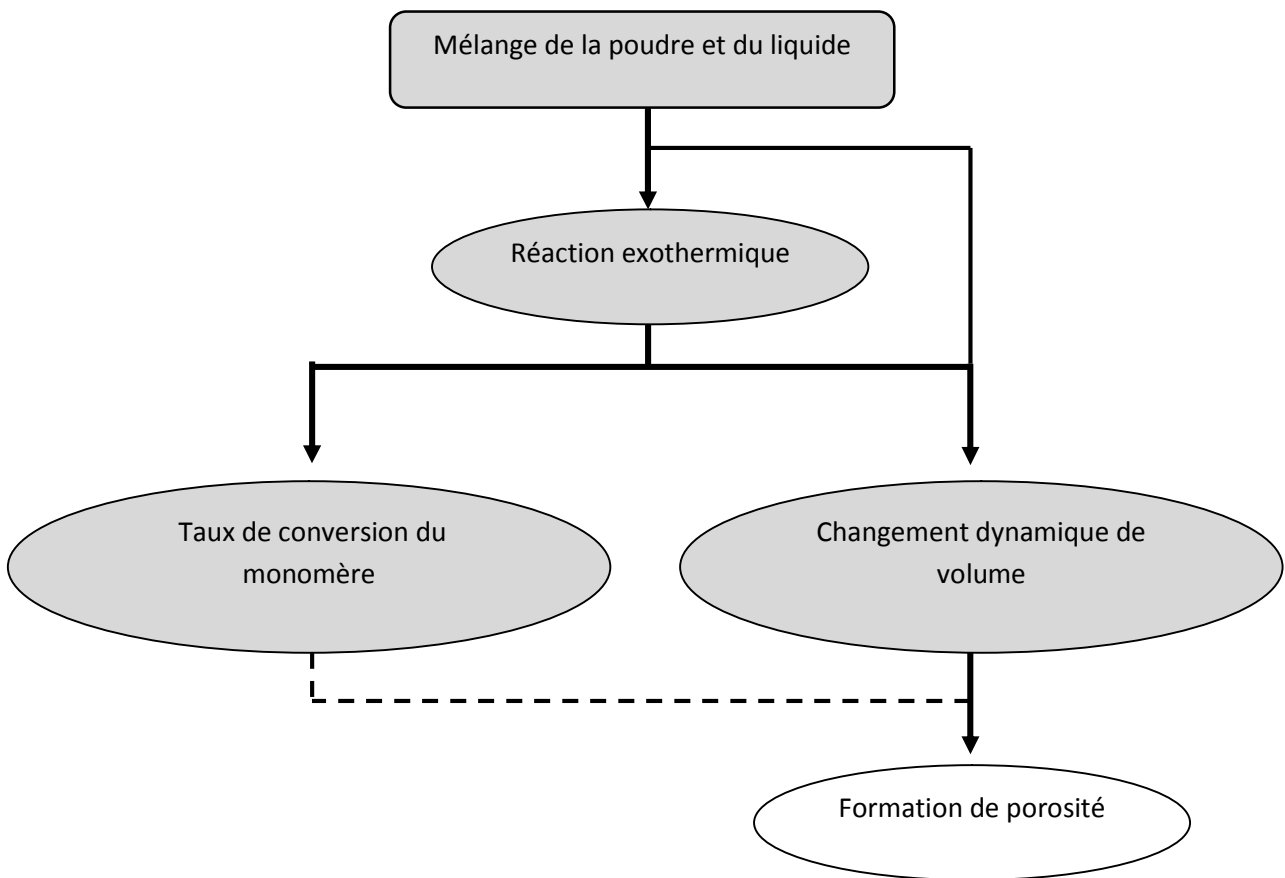


Figure 2.6 : Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation

2.2.3.1 : Réaction exothermique

La nature exothermique de la réaction de polymérisation combinée aux faibles caractéristiques de transfert de chaleur des polymères mène fréquemment à des températures de solidification élevées [26]. Le ciment osseux à base d'acrylique n'y fait pas exception.

2.2.3.1.1 : Évolution de la température

La température du ciment osseux varie pendant la polymérisation (figure 2.7). Au tout début, lorsque les deux composants, poudre et liquide, sont mélangés ensemble, la température demeure peu élevée et le taux de polymérisation est relativement faible [26]. Par la suite, la température augmente soudainement à cause de la nature

exothermique de la polymérisation. À ce stade, le taux de transfert de chaleur par conduction est plus faible que le taux de chaleur généré par la réaction. Par conséquent, une partie considérable de l'énergie libérée par la réaction s'accumule dans le système [26]. Finalement, au fur et à mesure que le mélange s'approche de la vitrification, la vitesse de la réaction et par conséquent le taux de chaleur produit diminuent. Passé ce point, la température décroît alors rapidement, car la quantité de chaleur produite est plus faible que la quantité de chaleur dissipée [26]. Cette évolution de la température au cours de la polymérisation a aussi été mesurée et observée de façon semblable par Ahmed et al. [36] ainsi que Roques et al. [37].

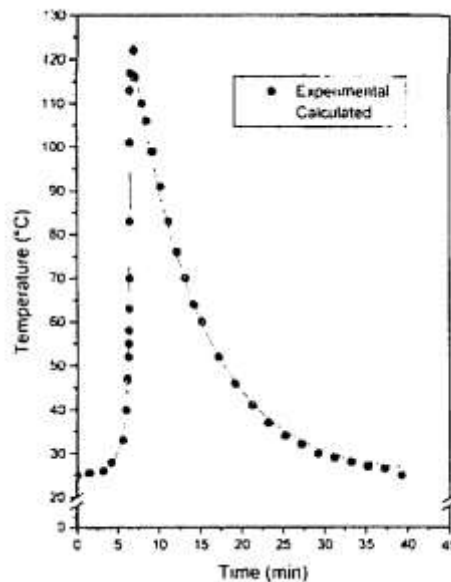


Figure 2.7 : Évolution de la température du ciment osseux au centre d'un moule cylindrique [26]

Le déroulement temporel de la température au sein du ciment osseux durant la polymérisation dépend de plusieurs facteurs dont [24, 38, 26]:

- a. l'environnement extérieur (température, écoulement de l'air);
- b. la température initiale de la prothèse, de l'os et des composants du ciment;
- c. le volume de la masse de ciment;
- d. la géométrie des moules utilisés;

- e. la méthode de mélange et les dispositifs de mélange utilisés;
- f. la taille des particules de la poudre;
- g. le ratio liquide/poudre;
- h. les propriétés thermiques (conductibilité et dilatation thermique) de la prothèse, de l'os et du ciment.

La nature exothermique de la polymérisation et les températures atteintes sont à l'origine de plusieurs autres phénomènes se produisant dans le ciment osseux dont principalement la conversion finale du monomère (section 2.3.2) et les changements volumiques (section 2.3.3). Étant donné que le coefficient d'expansion thermique du ciment est relativement élevé, soit environ $3,0 \cdot 10^{-5}$ à $4,7 \cdot 10^{-5} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ [41], les variations de volume causées par la réaction exothermique risquent d'être assez importantes. Tous ces phénomènes accompagnant la polymérisation sont en quelque sorte inter dépendants.

2.2.3.1.2 : Températures maximales atteintes

Plusieurs études tant expérimentales que numériques ou analytiques se sont intéressées aux températures maximales atteintes dans le ciment osseux lors de la polymérisation et l'article de Dunne & Orr [38] en fait un bref rappel. Ainsi, les températures de polymérisation du ciment osseux mesurées se situent entre environ 40°C et 125°C [38, 39]. Or, la majorité d'entre-elles ont surtout porté attention à l'interface ciment-os, car les températures dégagées lors de la polymérisation du ciment osseux peuvent engendrer la nécrose thermique de l'os.

Toutefois, deux études ont utilisé un montage expérimental axisymétrique afin de relier la formation des contraintes résiduelles et l'évolution de la température en cours de polymérisation. Ahmed et al. [36] ont mesuré la température à différents endroits dans l'épaisseur de ciment (Simplex@ P, Howmedica) d'un montage représentant un implant fémoral idéalisé. Les valeurs maximales atteintes sont de 120°C , 90°C et 95°C au centre, à l'interface tige-ciment et à l'interface ciment-os respectivement. Ces températures ont été atteintes environ 550 s après le mélange des composants du ciment. Avec un montage semblable, Roques et al. [11] ont placé un thermocouple à l'intérieur d'un tube métallique, faisant lieu de prothèse, entouré de ciment osseux (CMW1, Depuy) et ont mesuré des températures maximales de 63°C lors de la polymérisation après en moyenne 600s. Malheureusement, aucune donnée concernant la température à l'interface tige-ciment n'est mentionnée.

2.2.3.2 : Taux de conversion du monomère

La réaction de polymérisation progresse jusqu'à ce que le mélange polymère-monomère ne devienne solide. Lorsque la vitrification est atteinte, mêmes les plus petites molécules ont une mobilité extrêmement réduite et par conséquent, la diffusion des réactants chimiques devient grandement limitée. La réaction de polymérisation cesse alors et ce même si la conversion de monomère n'est pas complétée à 100% [26]. De plus, le taux de conversion final de monomère est dépendant de la température de durcissement du ciment : plus cette dernière est élevée, plus le taux de monomère résiduel est faible [26]. Par conséquent, les facteurs ayant une influence sur la température maximale jouent aussi un rôle sur la proportion finale de monomère converti dans la masse de ciment osseux et donc sur son comportement mécanique.

2.2.3.3 : Changement dynamique de volume

Les variations de température découlant de la nature exothermique de la réaction de polymérisation et le simple fait de mélanger les deux composants du ciment osseux (poudre et liquide) entraînent des changements de volume à l'intérieur du ciment osseux. Ainsi, lors de la polymérisation du ciment osseux, quatre mécanismes de changement volumique sont généralement identifiés. Le premier mécanisme est une contraction massique provoquée par la transformation du monomère initial vers un polymère plus dense. Cette contraction est aussi appelée « contraction de polymérisation » ou « contraction massique » [36, 24, 39, 11]. Le second est une expansion massique qui est quant à elle causée par la formation et la croissance de porosités à l'intérieur du ciment [36]. Les deux autres mécanismes sont une expansion et une contraction d'origine thermique causées par la nature exothermique de la réaction et les variations de température l'accompagnant [36, 11].

Des observations peuvent être apportées relativement aux variations de volume du ciment osseux et ce d'après certaines corrélations entre la progression du processus de polymérisation et le décours de variation de température. Ainsi, il est possible de diviser en trois étapes principales les variations de volume du ciment (figure 2.8). La première étape est une contraction se produisant bien avant le début de l'augmentation rapide de température. Le seul mécanisme responsable d'une telle contraction peut être la contraction massique causée par la polymérisation du ciment osseux. La deuxième étape est une expansion correspondant environ avec l'augmentation rapide de température. Cette expansion peut être attribuée à l'effet combiné de l'expansion thermique et de

l'expansion volumique causée par la formation de bulles de gaz. La troisième et dernière étape est une contraction se produisant après que la température de polymérisation du ciment osseux ait atteint sa valeur maximale. Cette contraction finale provient probablement des effets superposés de la contraction thermique et de la contraction massique causée par la polymérisation [36, 24].

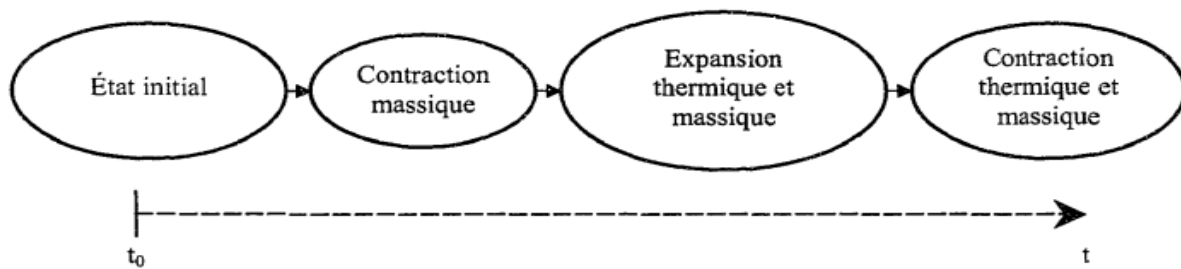


Figure 2.8 : Stages de variation volumétrique du ciment osseux [39]

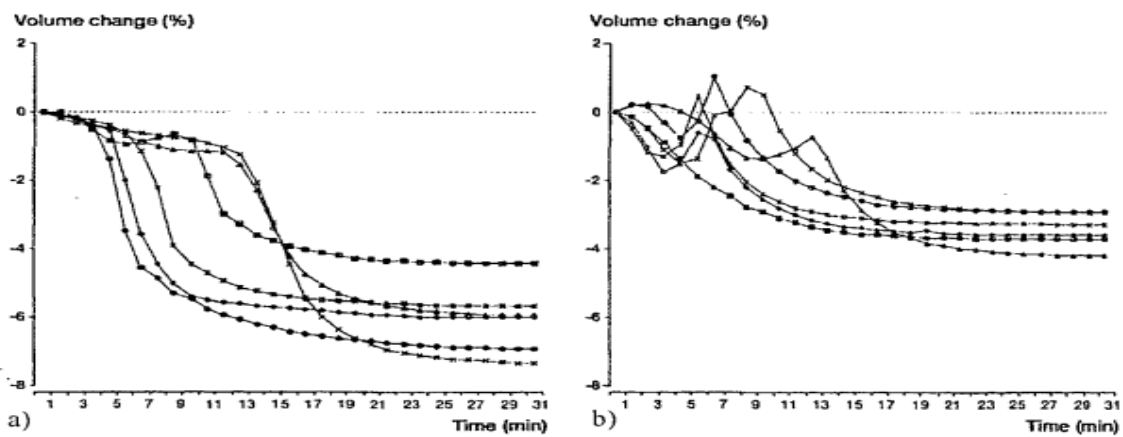


Figure 2.9 : Variation de volume d'un ciment osseux (a) mélangé sous vide et (b) mélangé à la main [40]

Tout comme la température, la variation de volume du ciment osseux peut être suivie lors de la polymérisation de ce dernier. Muller et al. [40] ont mesuré expérimentalement, à

l'aide de la théorie de la poussée d'Archimède, le changement dynamique de volume du ciment osseux polymérisant pour une préparation sous vide et une préparation à la main. Le ciment mélangé à la main montre une tendance à prendre de l'expansion (jusqu'à 1%) tout juste avant de se solidifier ce qui n'est pas le cas lorsque le ciment est mélangé sous vide (figure 2.9). Toutefois, autant pour le ciment osseux mélangé à la main que pour celui préparé sous vide, une contraction finale est observée en fin de polymérisation, tel que décrit précédemment.

La valeur du rétrécissement est par contre plus faible pour les ciments poreux, c'est-à-dire mélangés à la main, que pour les ciments préparés sous vide [39, 40, 17]. Par exemple, le Simplex® P se contracte de 5,1% et 6,7% lorsqu'il est mélangé à la main et sous vide respectivement[39].

Le fait que les ciments poreux se contractent moins s'explique par la croissance des porosités pendant la polymérisation. En effet, le rétrécissement du ciment peut prendre place autour des porosités déjà présentes à l'intérieur même de la masse de ciment osseux ce qui a pour effet que le volume apparent (extérieur) diminue moins qu'un ciment osseux sans pores [39].

2.2.3.4 : Formation des porosités

Il existe un nombre important d'études portant sur la porosité du ciment osseux. À cause des différents types de spécimens testés, il est parfois très difficile, voire impossible, de comparer des résultats entre eux au niveau de la microstructure du ciment osseux. Généralement, il est possible de classer ces études en deux groupes. Le premier groupe comprend les études dans lesquelles le système tige/ciment/os est ignoré; c'est-à-dire que les diverses caractéristiques du ciment ainsi que sa microstructure au niveau de porosité sont mesurées dans les spécimens du PMMA polymérisant dans des moules de différentes formes, le plus souvent à la température pièce [41, 42, 43, 25, 44, 45, 46, 47, 48]. Le deuxième groupe d'études comprend celles qui étudient les différents paramètres du ciment osseux dans les spécimens cadavériques ou dans les spécimens expérimentaux idéalisés et dans lesquels le ciment osseux polymérisant forme le système tige/ciment/os [49, 50, 51, 52].

Les sources potentielles de la formation de porosités sont présentées dans le tableau 2. La majorité des pores créés à l'intérieur du ciment osseux survient principalement lors de la préparation du mélange où les bulles d'air sont incorporées dans le mélange (surtout pour le ciment mélangé à la main), un autre aspect du développement de porosités, et qui

est fort probablement un des facteurs les plus importants, est le processus de polymérisation en soi et la contraction finale qui en résulte.

Tableau 2 :

Sources potentielles de création de pores [53]

Sources potentielles

Air entourant initialement les constituants en poudre

Air emprisonné durant l'ajout de la poudre au liquide

Air incorporé lors du mélange des constituants

Air emprisonné lors du transfert du ciment dans la cavité osseuse

Volatilisation du monomère lors du durcissement

Des expériences menées par Gilbert et al. [39] ont démontré que lors de la polymérisation du ciment osseux, la contraction finale du PMMA (figure 2.8) contribuerait de façon significative au développement de pores lorsque le ciment est contraint à l'intérieur d'une cavité (i.e. qu'il n'est pas libre de bouger). En effet, si une quantité de ciment osseux est placée à l'intérieur d'une cavité fermée et que le ciment adhère aux parois de celle-ci (figure 2.10a), lors de la solidification, le ciment rétrécira donc vers les parois créant ainsi un pore au centre (figure 2.10b).

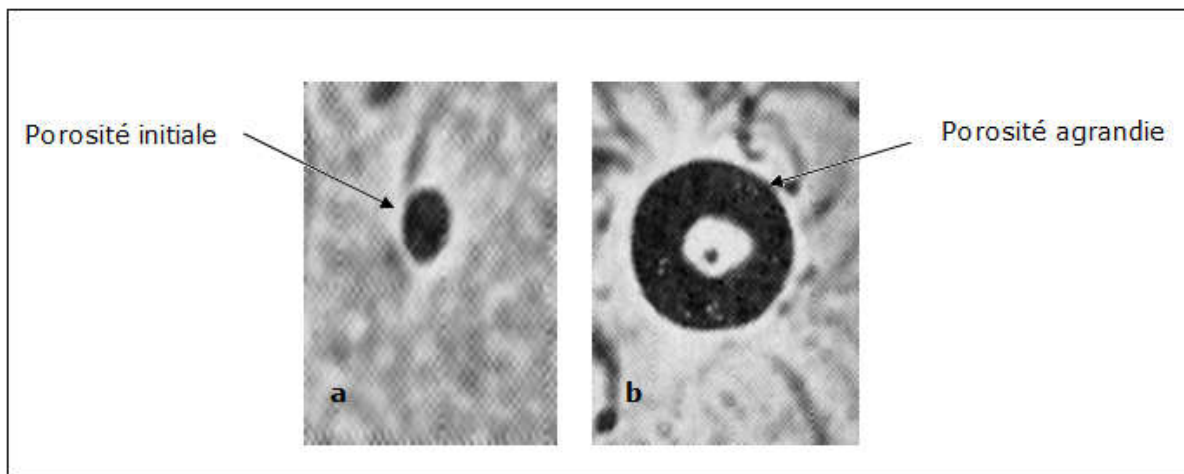


Figure 2.10 : Formation d'un pore résultant de la polymérisation [39]

De plus, les pores qui naissent aux interfaces implant-ciment ou ciment-os peuvent être en partie causés par la contraction du ciment étant donné que l'interface joue à ce moment un rôle de site hétérogène de nucléation. De plus, le monomère résiduel présent dans le ciment osseux peut avoir tendance à se volatiliser lors de la réaction de polymérisation ce qui peut aussi entraîner la formation de porosités [53].

La présence de pores à l'intérieur du ciment est d'un grand intérêt, car ces dernières agissent en tant que concentrateur de contraintes. Ceci explique en partie pourquoi les fissures ont souvent comme point d'initiation les pores [54]. Conséquemment à cette dernière observation, plus le ciment est poreux, plus il risque de mener à l'échec prématuré de l'ATH, car le ciment perd alors de son intégrité.

Plusieurs chercheurs [49, 50, 51,52] ont trouvé une porosité abondante à l'interface tige/ciment par rapport à la porosité massique globale. La porosité inter-faciale est une des variables importantes qu'il faut prendre en considération lors des études cliniques et en laboratoires concernant les prothèses cimentées [49]. Les porosités créées à l'interface implant/ciment, ou dans le ciment, peuvent être causées par le rétrécissement du ciment osseux lors de la polymérisation [39]. La formation préférentielle des vides à cette interface résulte aussi de l'initiation de la réaction de polymérisation près de l'interface plus chaude (os/ciment), ce qui cause le rétrécissement du PMMA de la prothèse vers l'os [50]. De plus, la

porosité inter-faciale est affectée par la température, car les pores prennent de l'expansion et se contractent ensuite en fonction de la distribution de la température dans le ciment [49].

La porosité joue un rôle important sur l'initiation des fissures. En effet, Murphy et Prendergast [47] ont trouvé que des fissures créées dans le PMMA émanent des porosités. L'initiation de fissures et le comportement en fatigue du ciment osseux sont affectés non seulement par la quantité globale de pores, mais aussi par leur taille. Les grands pores amorcent un nombre plus important et de plus grandes fissures que les petits pores. De plus, les petits pores adjacents aux grands pores forment de plus grands concentrateurs de contraintes que les pores seuls [42]. Par conséquent, la réduction de la taille des pores dans le ciment peut être aussi importante que la réduction du nombre des pores [43]. De plus, Murphy et Prendergast [54] suggèrent que la distribution de la porosité, plutôt que la quantité, est un facteur jouant un rôle important sur la vie du ciment en fatigue.

Une étude de microstructure assez complète au niveau de la porosité a été réalisée par James et ses collaborateurs [49]. Ils ont examiné des fémurs cadavériques avec des tiges cimentées, des fémurs avec une couche de ciment récupérés chirurgicalement lors d'une révision ainsi que des spécimens expérimentaux préparés en laboratoire. D'après les résultats, la porosité massique a été distribuée de façon normale, à l'exception des pores directement adjacents à l'interface tige/ciment. La taille des pores à l'intérieur du ciment varie de 100µm à 300µm. Cependant, la distribution spatiale de la porosité inter-faciale diffère d'un spécimen à l'autre. Les observations des spécimens *in vivo* et *in vitro* démontrent qu'entre 20% et 50% de l'interface est couverte par des pores dont la taille moyenne varie entre 100µm et 300µm. De plus, dans plusieurs spécimens de laboratoires, une grande concentration de pores a été trouvée dans la partie proximale et distale de l'interface tige/ciment. La partie proximale, centrale et distale avait respectivement 28%, 0% et 39% de porosité.

2.2.3.4.1 : Facteurs influençant la formation de porosité

La présence de porosité affaiblit de façon significative la performance du ciment osseux. Les pores forment des concentrateurs de contraintes, ce qui peut initier des fissures en fatigue [51]. De plus, la présence de la porosité à l'interface tige/ciment diminue la surface réelle d'adhérence ciment-métal. Par conséquent, ceci diminue la charge nécessaire pour initier le descellement de l'interface tige/ciment, ce dernier étant un des mécanismes initiaux d'échec de la PTH [49].

La réduction de la porosité a pour but l'augmentation de la durée de vie en termes de fatigue du ciment osseux et par conséquent, la stabilité mécanique à long terme de l'implant fémoral cimenté dans l'arthropathie totale de la hanche. La diminution de la porosité, aussi bien dans le ciment qu'à ses interfaces (tige/ciment et os/ciment), peut être atteinte par divers moyens.

Il a été démontré que la technique de mélange influence de façon significative la formation des pores. Plusieurs études ont confirmé que le mélange par centrifugation entraîne une réduction majeure de la porosité [41], De plus, il a été démontré que le mélange sous-vide du ciment osseux réduit significativement la porosité (figure 2.11) et en même temps augmente sa résistance en fatigue [55, 56, 45].

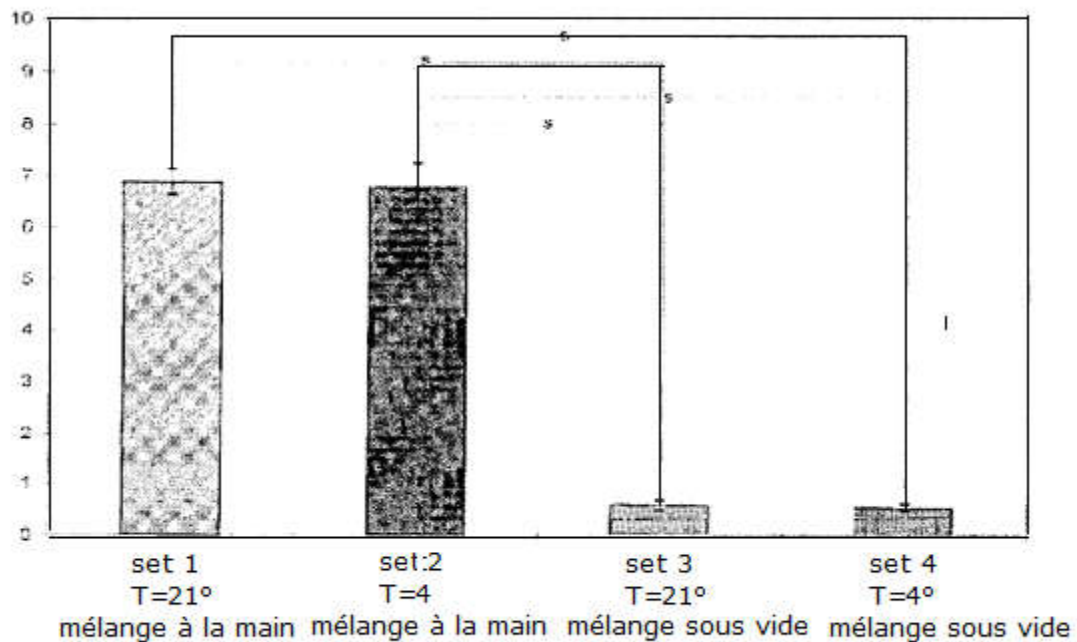


Figure 2.11: résultats de la surface de porosité observée (S-différence significative pour $\alpha = 0,05$) [46].

Cependant, malgré que ce type de mélange élimine la majorité des petits pores, quelques grands pores (0,5-3 mm) restent dans le ciment [55, 56, 57]. Wang et al. [43] ont examiné différents types de système du mélange (Cemvac®, Merck®, Mitvac®, Optivac®, Osteobond®, et Stryker®). Tous les systèmes de mélange sous-vide testés ont réduit de façon

significative le nombre de micropores ($0,1 \text{ mm} < \text{pore} < 1 \text{ mm}$) et en même temps ont augmenté la densité du ciment osseux. Cependant l'efficacité d'élimination des macro-pores ($> 1 \text{ mm}$) et surtout la surface de porosité, qui réfère à la taille des pores, par le mélange sous-vide dépendent du type de système utilisé. La réduction majeure de la porosité peut être aussi obtenue par la pressurisation du ciment.

Bishop et al. [50] suggèrent que la porosité à l'interface tige/ciment peut être causée par la polymérisation préférentielle à l'interface plus chaude des deux interfaces du ciment. Lorsque la tige implantée est à la température pièce, le ciment va polymériser plus rapidement à l'interface plus chaude, soit os/ciment puisque l'os est à $37 \text{ }^\circ\text{C}$, en formant une coquille rigide vers laquelle le ciment va rétrécir. Pour cette raison, le ciment, en rétrécissant, va s'éloigner de l'interface tige/ciment en créant les pores sur la surface où l'adhésion est moindre. Selon l'auteur, la réduction de porosité à l'interface tige/ciment est possible par l'inversion de la direction de polymérisation. Plus précisément, si l'interface tige/ciment est plus chaude que l'interface os/ciment, la coquille rigide sera formée en premier autour de l'implant et par conséquent, le ciment osseux va polymériser vers la tige en s'éloignant de l'os. Les résultats de Bishop et al. [50] sont présentés sur la figure 2.12.

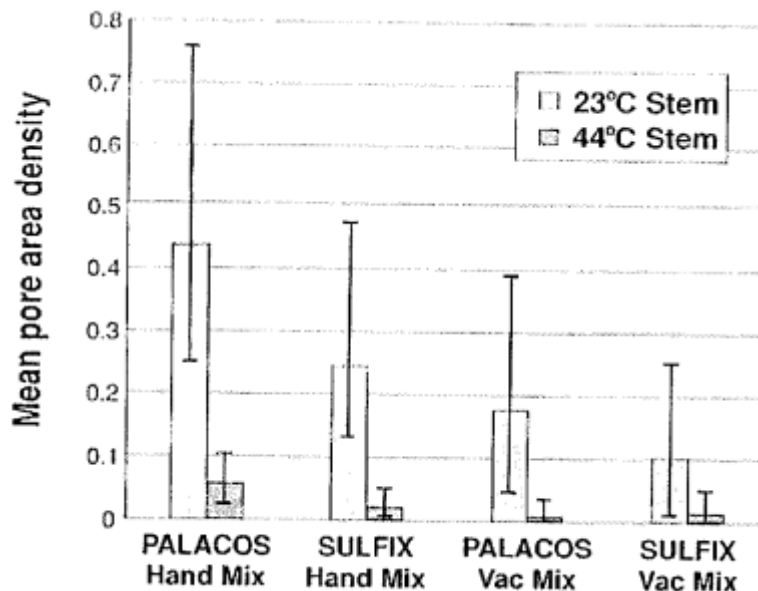


Figure 2.12 : Porosité à l'interface tige/ciment en fonction de la température initiale de la tige et de la méthode de mélange [50].

Il est possible d'observer que le préchauffage de la tige à 44c° réduit la porosité inter-faciale indépendamment du type de mélange (à la main ou sous-vide). De plus, le mélange sous-vide résulte en une interface tige/ciment moins poreuse que celle du mélange à la main. Iesaka et al. [57] ont trouvé que le préchauffage de la tige réduit de façon significative ($p < 0,001$) la surface de porosité à l'interface tige/ciment de 16% à 0,1 %.

Chapitre 3 :

Elaboration du modèle éléments finis de la prothèse totale de hanche

3.1 : Méthode des éléments finis

Le problème est de créer un modèle numérique valide qui représente de manière satisfaisante le comportement structurel réel du système de la prothèse. Le modèle d'éléments finis de la PTH permet de déterminer les distributions de contraintes dans le fémur. Cette étude nous permet d'étudier le comportement de la prothèse fémorale lorsque la tige et le ciment sont fabriqués à partir d'un large éventail de matériaux différents. Les résultats estimant les contraintes maximales produites dans la tige et le ciment lorsqu'elles sont appliquées dans n'importe quelle combinaison de matériaux, sont des moyens précieux pour une aide à la conception et à la mise en place des matériaux. Le modèle d'éléments finis est utilisé aussi pour fournir des données de contrainte pour la situation postopératoire.

3.2 : Modèle numérique tridimensionnel de la prothèse totale de hanche

L'élaboration d'un modèle numérique tridimensionnel de prothèse totale de hanche (os-prothèse de hanche), nous permet une utilisation comme un « banc d'essai » préclinique apte à prédire le comportement biomécanique d'un implant. Les méthodes numériques se sont imposées pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables. L'application de ces méthodes aux prothèses articulaires est immédiate puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que le comportement de l'interface os-implant est hautement non linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os-prothèse et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solides déformables soumis à un ensemble de forces. La modélisation par les méthodes numériques requiert donc une description précise :

- De la prothèse (géométrie tri dimensionnelle, propriétés mécaniques, caractérisation de l'interface os-prothèse),
- De la structure osseuse (géométrie tri dimensionnelle, propriétés mécaniques osseuses, lois de comportement),
- Des conditions de charge du système (forces de contact articulaires, forces musculaires).

3.3 : Modèle géométrique

L'imagerie scanner (figure.3.1) nous fournit un ensemble de coupes transversales de la prothèse. Après extraction par un logiciel de traitement d'image approprié des géométries fémorales interne et externe, le solide est reconstruit en 3D.

Les composants fémoraux (*os cortical, os spongieux, tige fémorale et le ciment orthopédique*) ont été traités séparément ensuite assemblés pour former le modèle CAO. Le modèle utilisé dans notre étude est une prothèse de type *Ceraver-Osteal modèle développé en France*. Il a été conçu à l'aide du logiciel Solidworks [58].

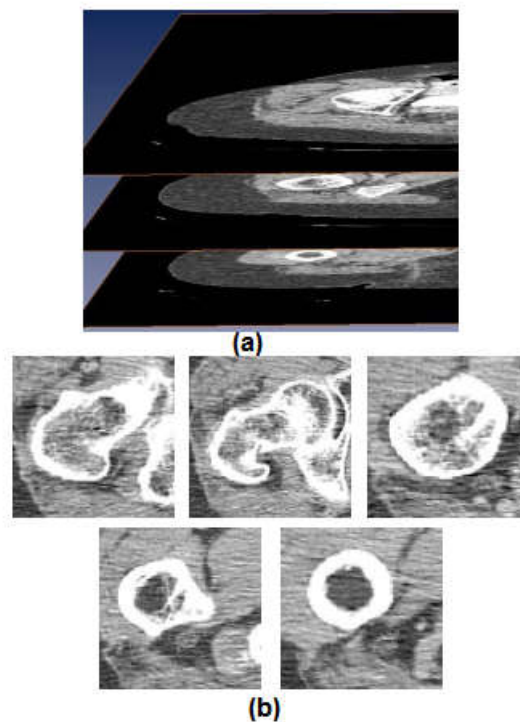


Figure 3.1: Coupe scanner d'une tête de fémur humain (Hôpital H. Mondor de Créteil, France)

Après avoir assemblé le modèle complet de la prothèse, le logiciel Abaqus [16] a été utilisé pour développer le modèle éléments finis de l'articulation de la hanche. La figure.3.2 montre le modèle 3D de l'articulation de la hanche artificielle.

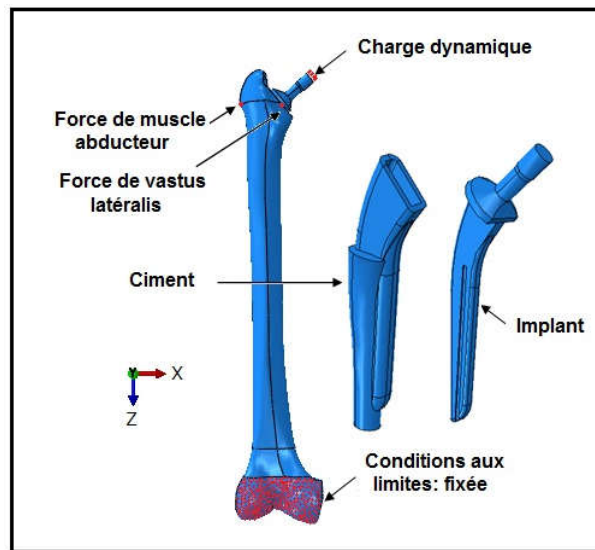


Figure 3.2: Modèle de la prothèse totale de hanche

3.4 : Propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de hanche

Les propriétés mécaniques des constituants de la prothèse totale de hanche dont le comportement est supposé élastique, linéaire et homogène sont indiquées dans le tableau 1.

Matériaux	Module de Young E [Mpa]	Coefficient de Poisson ν	Densité [kg/m ³]
Os Cortical	15500	0,28	1990
Os Spongieux	389	0,3	500
Tige (Ti-6Al4V)	110000	0,3	4430
Ciment PMMA	2700	0,35	1200

Tableau 3.1: Propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de hanche. [59]

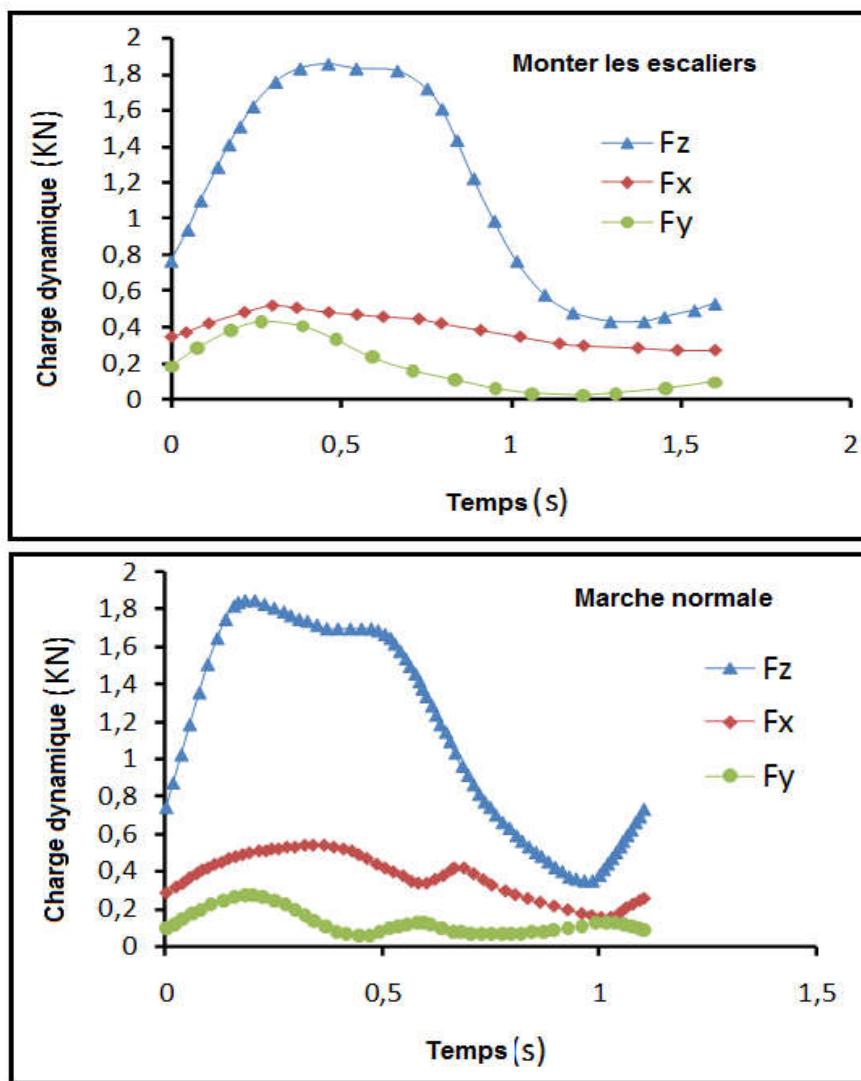
3.5 : Conditions aux limites

La prothèse est sollicitée en statique et dynamique par des forces appliquées sur la tête de l'implant fémoral et la partie proximale du fémur (force de muscle abducteur, force de vastus latéralis), figure.3.2. La charge statique représente le poids d'une personne de 70 kg dont le détail de ses composantes figure sur le tableau 2. Pour le cas dynamique les composantes des forces de contact du patient type sont indiquées sur la figure.3.3 pour les trois activités (marche normale, monter les escaliers et descendre les escaliers) [60].

Force. (N)	F_x	F_y	F_z
Joint contact force	-433.8	263.8	1841.3
Abductor muscle	465.9	34.5	695.0
Vastus lateralis	-7.2	148.6	746.3

Tableau 3.2: Configuration de chargement maximal des muscles principaux avec la force de contact (Bergman, 2001) [15]

Concernant les conditions aux limites en déplacements, l'extrémité distale de la prothèse est fixée. Les conditions en déplacements sont appliquées à la base du fémur : toutes les rotations et les déplacements sont bloqués, figure.3.2.



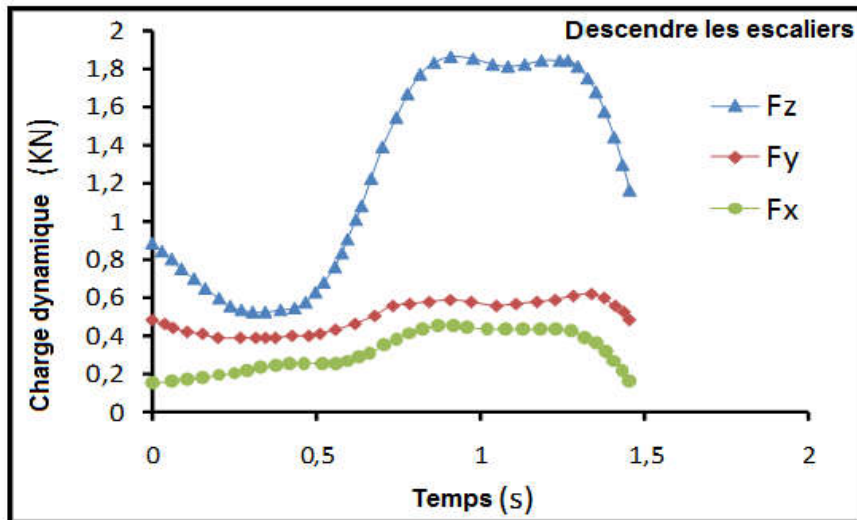


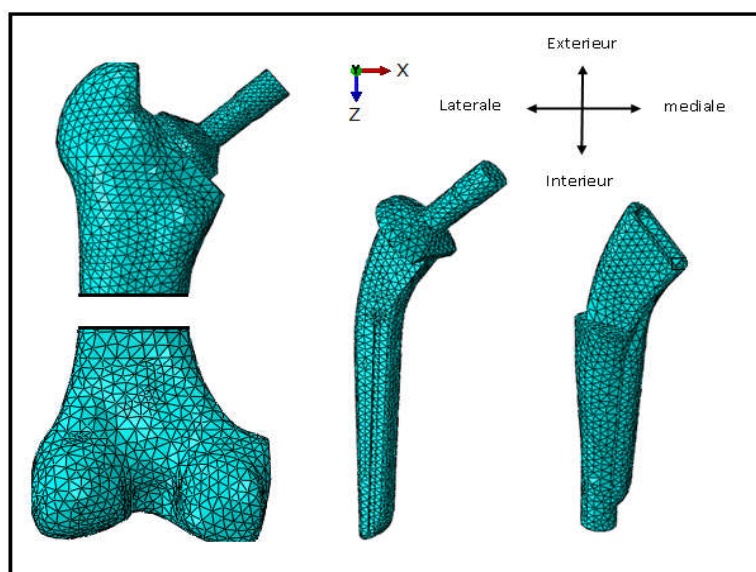
Figure 3.3 : Variation des forces appliquées sur la PTH pour trois activités (marche, montée et descente des escaliers) pour un patient de 70Kg [60]

3.6 : Maillage de la structure

L'étude du champ de contrainte dans la prothèse totale de hanche nécessite un maillage raffiné pour améliorer l'exactitude des résultats. La figure.3.4 montre le maillage de différents composants de la prothèse totale de hanche. Le maillage utilise l'élément quadratique hexaédrique (C3D10).

L'interface entre l'os-ciment est considérée comme une liaison entièrement collée. Le contact entre le ciment-implant est caractérisé par une loi de Coulomb tenant compte du frottement.

Le coefficient de frottement est un paramètre qui tient compte de l'état de surface considéré. Dans cette étude le coefficient de frottement a été fixé à $\mu = 0.25$, il a été mesuré expérimentalement entre 0,17 et 0,32 suivant la littérature [61].



La méthode des éléments finis après simulation nous permet de déterminer un certain nombre de variables. **Figure 3.4:** maillage adopté de la prothèse totale de la hanche (BM3) solides, la répartition des contraintes et micromouvements à l'interface os-prothèse à un instant donné.

Le modèle de calcul numérique ci-dessus présenté sera le seul modèle à être utilisé pour l'ensemble des chapitres ici exposés.

Chapitre 4 :

**Analyse de la contrainte équivalente
dans les composants fémoraux sous
l'effet des charges dynamiques**

4.1 : Position du problème

Ce chapitre présente les résultats numériques du comportement mécanique des *composants fémoraux* de la prothèse totale de hanche obtenus pendant les trois cycles d'activité (marche, montée et descente des escaliers). Les simulations sont réalisées sous des chargements dynamiques pour les trois activités. Les calculs sont effectués dans le domaine des grandes déformations en utilisant le code de calcul ABAQUS. Le modèle est validé au moyen des résultats disponibles dans la littérature [62].

Les premiers résultats présentés sont les contraintes de Von Mises générées dans les différents composants *prothétiques sous l'action des charges issues des trois cycles d'activité*. Enfin une *étude comparative du comportement mécanique entre des différents composants prothétiques pour les trois cycles d'activité sera établie*.

4.2 : Composition d'une prothèse totale de la hanche

Une prothèse totale de la hanche comprend le fémur dans lequel est ancrée la tige fémorale à l'aide du ciment orthopédique. La figure.4.1 montre la prothèse et ses composants.

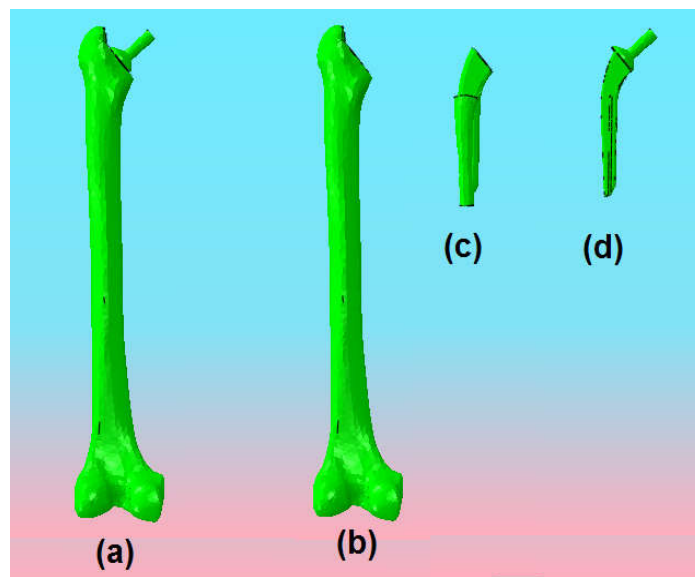


Figure 4.1 : a) Prothèse totale de la hanche; b) Fémur, c) Ciment, d) Implant

4.3 : Anatomie du fémur

Le fémur est un os long (figure.4.2), formant le squelette de la cuisse, il unit l'os coxal au squelette de la jambe. Il possède un corps (diaphyse) et 2 extrémités (épiphyses), proximale et

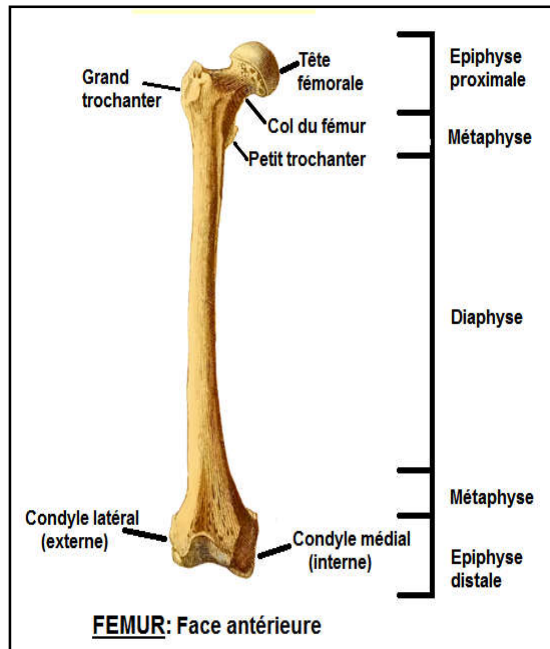


Figure 4.2 : Les différentes parties osseuses du fémur (wikipedia)

distale. C'est l'os le plus long du corps humain. Il s'articule en proximal avec l'os coxal et en distal avec le tibia et la patella.

4.4 : Implant

Le matériau utilisé est généralement de l'acier inoxydable, du chrome-cobalt ou du titane. La partie fémorale d'une prothèse totale de hanche est composée d'une tige fémorale qui est introduite dans le fémur et d'une tête sphérique qui s'insère dans la cupule.

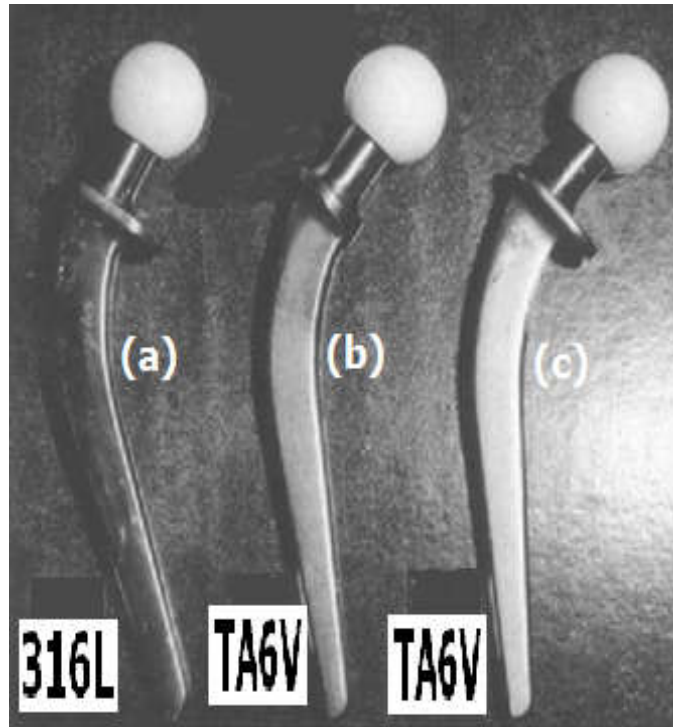


Figure 4.3 : Prothèses fémorales, a) prothèse en acier (316L); b) prothèse en titane (TA6V) sans collerette; c) prothèse en titane (TA6V) avec collerette.

La tige fémorale présente une partie médullaire de forme générale rectiligne ou légèrement incurvée, destinée à être engagée dans la cavité médullaire d'un fémur.

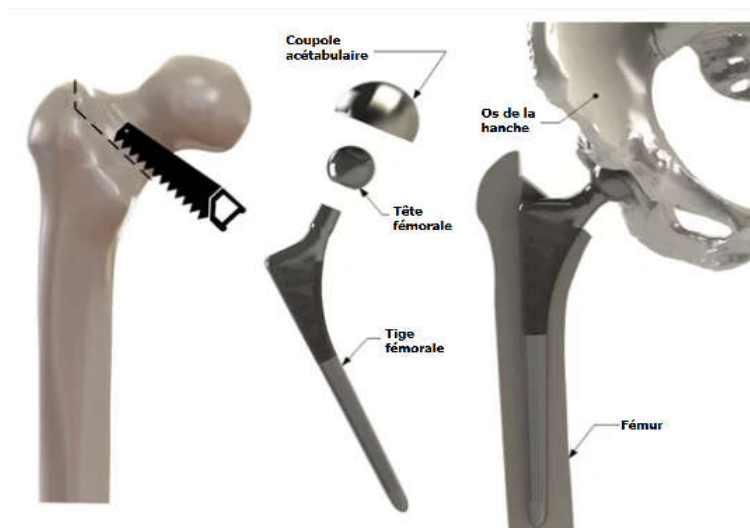


Figure 4.4 : Insertion d'une prothèse complète de la hanche

Certaines tiges fémorales comprennent en outre une collerette d'appui s'étendant transversalement au niveau de la partie formant le col fémoral, cette dernière étant destinée à venir en appui sur la partie corticale du fémur.

Cette collerette d'appui a pour fonction principale d'empêcher la pénétration de la partie médullaire de la tige fémorale dans le canal médullaire au-delà d'une certaine limite, et a également pour fonction de mieux répartir les pressions sur l'os autour de la tige.

Les tiges cimentées sont faciles à mettre en place et permettent une mise en charge très rapide. On obtient alors un système à trois composants métal-ciment-os d'élasticités très différentes (figure.4.4), ce qui à la longue, constitue une source de descellement de la prothèse.

De nombreux paramètres déterminent l'aspect du corps fémoral. La plupart de ces paramètres déterminent la qualité de la fixation de l'implant et le transfert des charges sur le fémur. Ce dernier point est important car un os non sollicité devient rapidement ostéoporotique.

4.5 : Ciment orthopédique

Le ciment est souvent utilisé pour fixer les prothèses. Dans un ciment orthopédique on trouve deux éléments :

- une poudre éventuellement radio-opaque contenant dans ce cas 90% de polyméthyl-méthacrylate, 10% de radio-opacifiant (sulfate de baryum ou dioxyde de zircon) et un activateur de polymérisation (peroxyde de benzoyle).
- un liquide contenant 97% de méthyl-méthacrylate (monomère), un inhibiteur de polymérisation (hydroquinone) et un activateur de polymérisation qui ne devient actif que lorsqu'il est mis en présence du peroxyde de benzoyle.



Figure 4.5 : Le ciment – **a)** Mélange d'une poudre: PMMA + Peroxyde (initiateur) + antibiotique + 1 activateur ; **b)** seringue d'injection.

L'inhibiteur évite la polymérisation pendant le stockage. La porosité d'un ciment diminue les qualités mécaniques du ciment, aussi il demeure important de diminuer la porosité. Le ciment peut contenir un antibiotique.

4.6 : Analyse de la de contrainte de Von Mises dans les composants de la prothèse

L'objectif principal dans ce chapitre est d'étudier la répartition des contraintes de Von Mises obtenue par le calcul éléments finis 3D dans les différents composants fémoraux de la prothèse totale de hanche de type BM3 sous l'effet dynamiques des trois modes de sollicitations. Le critère de Von Mises a l'avantage de simplifier l'analyse des résultats, représente la contribution de toutes les contraintes dans les trois directions, plus les cisaillements, et exprime la même intensité dans toutes les directions.

La théorie prévoit qu'un matériau ductile commence à céder lorsque la contrainte de Von Mises atteint un niveau égal à la contrainte limite. Dans la plupart des cas, la limite d'élasticité est utilisée comme contrainte limite. Ce paragraphe traite essentiellement sur le comportement de la contrainte de Von Mises dans la prothèse pour les trois *cycles* d'activités.

L'étude de la contrainte nous permet de comprendre de quelle façon se transmettent les efforts de l'implant vers l'os du fémur au travers du ciment.

4.6.1 : Contrainte de Von Mises dans la prothèse totale de hanche

Les contraintes de Von Mises sont relevées et analysées. Les trois situations de chargement (marche, descendre et monter les escaliers) sont étudiées. Le but de cette étude est de vérifier de quelle manière les prothèses réagissent devant les trois configurations de chargement.

La figure.4.6 montre l'état de contrainte de Von Mises dans la prothèse de hanche sous un chargement maximal lors des trois activités de charges.

Les contours de contrainte indiquent que dans le fémur le niveau d'intensité des contraintes est modéré et les maximums de contrainte se trouvent ailleurs dans les composants de la prothèse.

Un premier constat nous indique que les actions des charges concentrées qui activent sur l'implant sont amorties par le ciment. Le ciment assure une stabilité de l'implant, transmet les efforts vers le fémur et assure le rôle de répartiteur des contraintes dans l'os du fémur.

La figure.4.6 montre que la géographie des contours de contraintes est semblable pour les trois types de chargement de la prothèse. Les contraintes se concentrent sur la métaphyse distale et la diaphyse de la face antérieure du fémur.

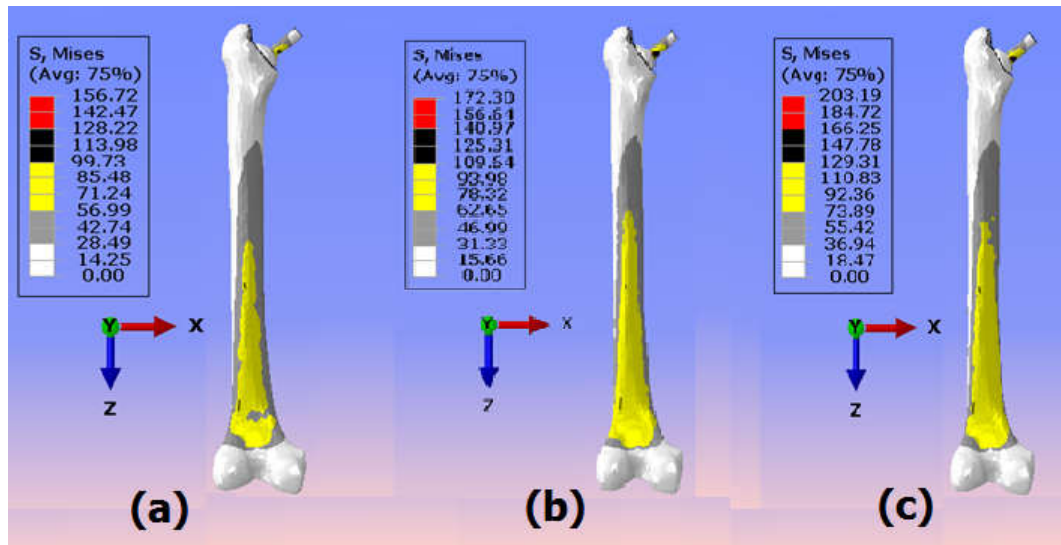


Figure 4.6 : Contours de contraintes de Von Mises dans la prothèse dans les cas- **a)** marche **b)** montée des escaliers ; **c)** descente des escaliers.

La distribution de la contrainte de V.M. au niveau de la face antérieure du fémur varie entre 20 et 100Mpa pour la marche, entre 31 et 110Mpa pour la monte des escaliers et entre 37 et 130Mpa pour la descente des escaliers. La contrainte maximale de V.M. est située dans la face antérieure du fémur. Dans la partie postérieure de la prothèse les contraintes se relâchent et varie entre 0 et 20Mpa pour la marche, entre 0 et 31Mpa pour la monte des escaliers et entre 0 et 37Mpa pour la descente des escaliers.

4.6.2 : Contrainte de Von Mises dans l'implant

4.6.2.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant lors la marche

La distribution de la contrainte de Von Mises dans l'implant lors de la marche pour un état maximal de chargement est présentée dans la figure.4.7.

Dans la prothèse totale de hanche, les efforts appliqués sur la tête de l'implant se transmettent directement sur le corps de l'implant lui-même. Les contours de contraintes montrent des concentrations de contraintes situées dans le col de l'implant, côté supérieure de l'extrémité de l'implant, lieu d'application des charges.

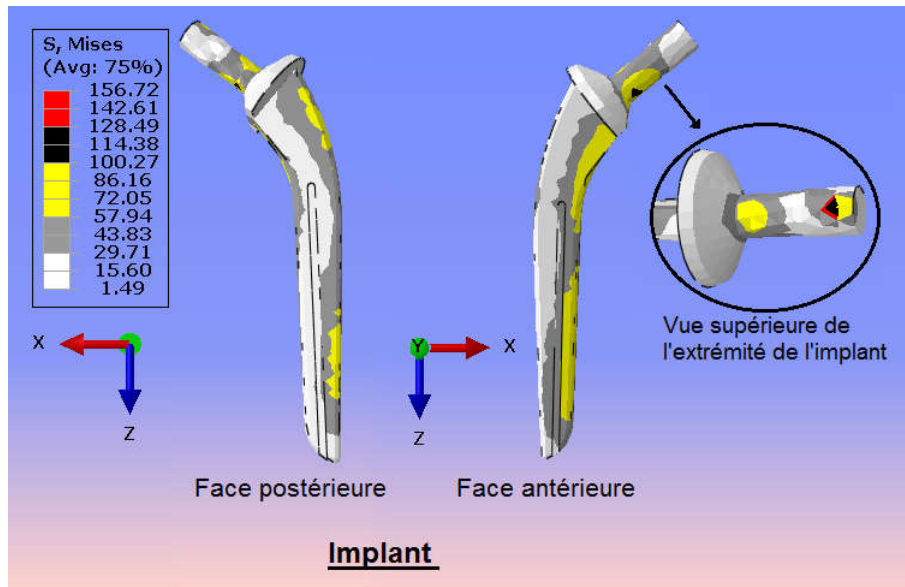


Figure 4.7: Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la marche

La tige de l'implant montre une réduction de l'intensité de la contrainte. La distribution de la contrainte de V.M. au niveau de la tige varie entre 1.5 et 100Mpa. La contrainte maximale de V.M. est située dans la face antérieure de la tige. La face postérieure de la tige est moins, la distribution de la contrainte de V.M. varie entre 1.5 et 57Mpa.

La majeure partie des charges sont transmises de l'implant vers le ciment orthopédique au travers de sa face antérieure. La face postérieure reçoit moins de charges.

4.6.2.2 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant lors de la montée des escaliers

La distribution de la contrainte de Von Mises dans l'implant durant la montée des escaliers pour un état maximal de chargement est présentée dans la figure.4.8.

Les valeurs des contraintes de Von Mises issues de l'implant pour le cas de la montée des escaliers sont légèrement supérieures d'environ 10% à celles de la marche. Des surfaces de contours rouges et noirs, synonyme de fortes contraintes, sont présentes partiellement dans le col de l'implant. Les contraintes sont maximales du côté supérieure et inférieure du col de l'implant. Elles varient entre 110 et 172Mpa, voir figure encadrée.

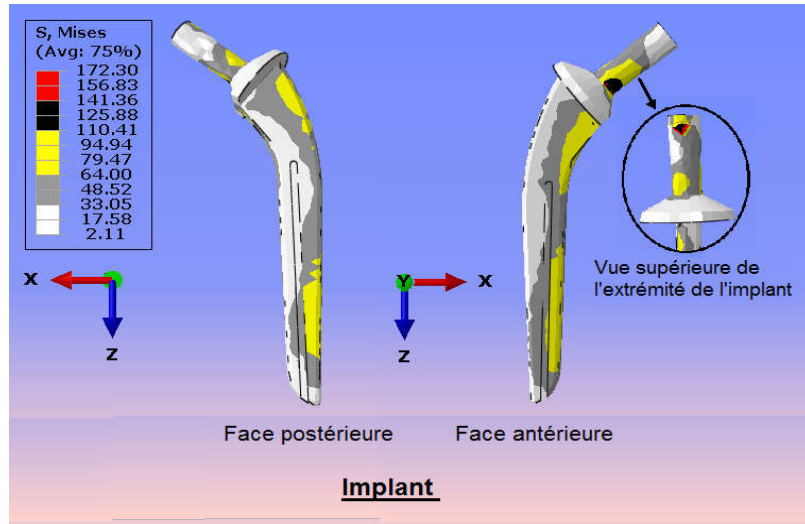


Figure 4.8: Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la montée escaliers.

Dans la tige de l'implant les contraintes varient entre 2 et 110Mpa. La cartographie de la contrainte sur la face antérieure de la tige indique que des contours de contraintes jaunes et gris couvrent entièrement la surface. La face antérieure de la tige est plus sollicitée que la face postérieure. L'étude des composantes du tenseur de contrainte dans l'implant est la mieux indiquée pour montrer la manière dont le transfert de charge se fait entre les différents composants de la prothèse.

4.6.2.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant durant la descente des escaliers

La figure 4.9 montre la distribution de la contrainte de V.M. durant la descente des escaliers pour un état maximal de chargement. La contrainte maximale de V.M. est localisée en dessous du col de l'implant. Les contraintes de Von Mises pour le cas de la descente des escaliers sont légèrement supérieures d'environ 17% à celles de la montée des escaliers.

Les contraintes sont maximales du côté inférieure du col de l'implant. Elles varient entre 130 et 203Mpa, voir figure encadrée. Les contours de contraintes indiquent que la face antérieure de la tige de l'implant est la plus sollicitée. Dans la tige les contraintes varient entre 2.60 et 130Mpa.

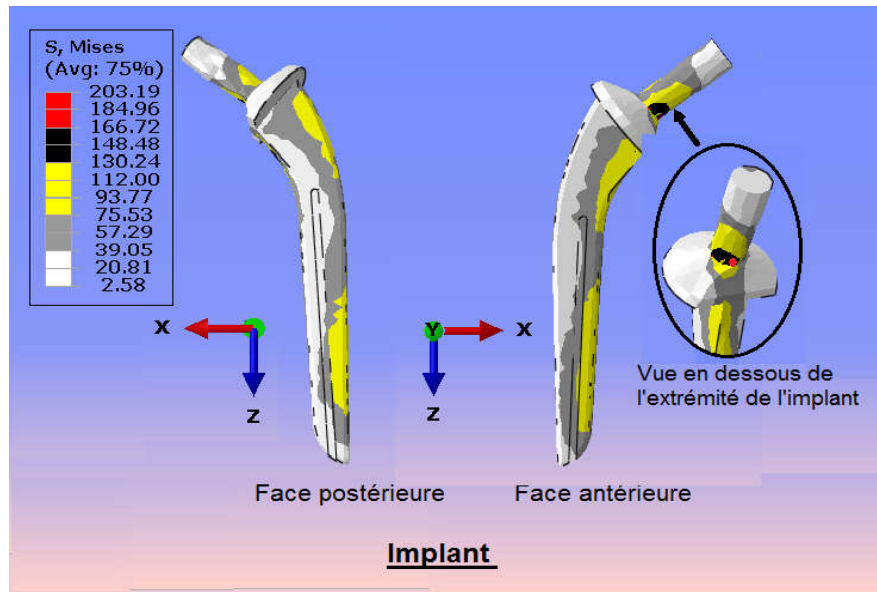


Figure 4.9: Contours de contraintes de Von Mises dans l'implant, cas de la descente « escaliers

Les contraintes sont maximales du côté inférieure du col de l'implant. Elles varient entre 130 et 203Mpa, voir figure encadrée. Les contours de contraintes indiquent que la face antérieure de la tige de l'implant est la plus sollicitée. Dans la tige les contraintes varient entre 2.60 et 130Mpa.

4.6.2.4 : Variation de la contrainte V.M. dans l'implant au cours des trois cycles d'activité

La figure.4.10 montre comment varie la contrainte de Von Mises dans l'implant pour les trois phases d'activités (marche, descendre et monter les escaliers) pendant un cycle d'activité.

Chaque cycle d'activité, la marche, la descente et la montée des escaliers ont été réalisés respectivement en un temps $t = 1.1s, 1.6s$ et $1.45s$.

L'étude de la contrainte de V.M. dans l'implant a été considérée pour des situations de chargement maximal, cas défavorable, tel indiqué sur chaque courbe par les points A, B et C.

Les courbes de la figure.4.10 montrent que les contraintes sont en général plus élevées dans les conditions de descente des escaliers. La topographie des contours de contrainte montrent que le champ des contraintes de V.M. dans les implants se ressemble. La contrainte équivalente est concentrée dans les parties proximale et distale de la tige de l'implant, pour l'ensemble des trois activités exercées par le patient.

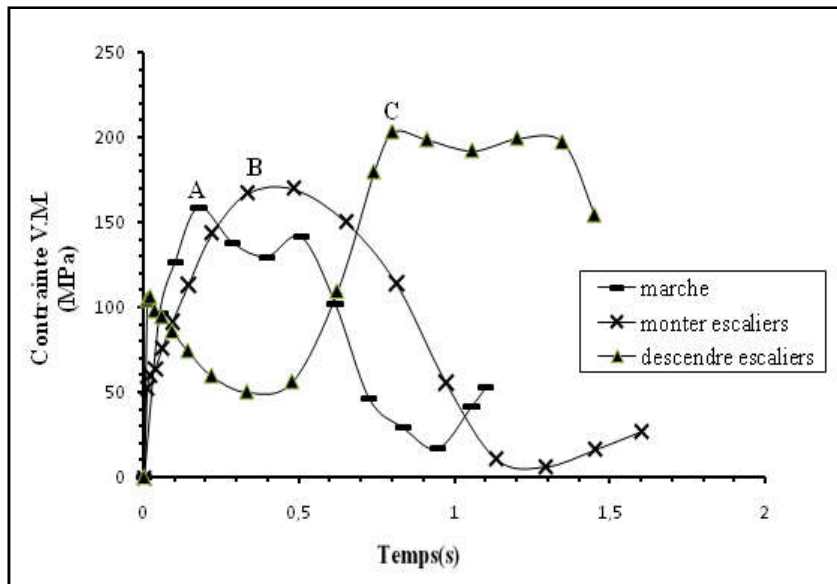


Figure 4.10: Variation de la contrainte de Von Mises dans l'implant pour les trois phases d'activités

L'implant est le composant le plus résistant de la prothèse, par conséquent le niveau des contraintes élevé ne présente aucun risque d'endommagement, cependant la descente des escaliers est l'activité la plus dangereux et la plus risquée pour le patient.

4.6.3 : contrainte de Von Mises dans le ciment orthopédique

4.6.3.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment lors de la marche

Les analyses se font à travers les contraintes de Von Mises. La répartition des contraintes obtenue par le calcul éléments finis 3D dans le ciment, pendant la marche, pour un état maximal de chargement, est représentée sur la figure.4.11. La distribution des contraintes dans le manteau de ciment n'est pas uniforme. Des contraintes maximales variant entre 11 et 17.5Mpa se concentrent dans l'extrémité proximale médiale du ciment (voir figure encerclée).

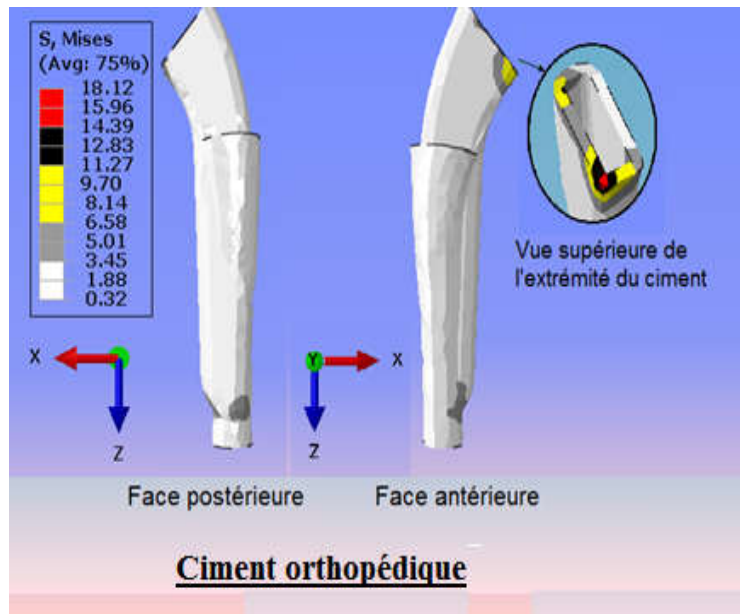


Figure 4.11: Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la marche

Dans le reste du manteau de ciment, le contour des contraintes indique un relâchement des contraintes. Elles varient entre 0.3 et 3.5Mpa. Dans l'extrémité distale du ciment apparaît un contour de contrainte gris foncé, d'intensité légèrement supérieure à celle du reste du manteau de ciment (3.5 et 6.5Mpa). Le ciment orthopédique assure la stabilité de l'implant, en outre il apparaît comme un répartiteur des contraintes de l'implant vers l'os fémoral.

4.6.3.2 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment durant la montée des escaliers

La figure.4.12 montre la répartition de la contrainte de V.M. durant la montée des escaliers pour un état maximal de chargement. Les contraintes maximales se concentrent dans l'extrémité proximale médiale du ciment (voir figure encerclée). Elles varient entre 13 et 20Mpa.

Les contraintes de Von Mises pour le cas de la montée des escaliers sont légèrement supérieures d'environ 15% à celles de la marche.

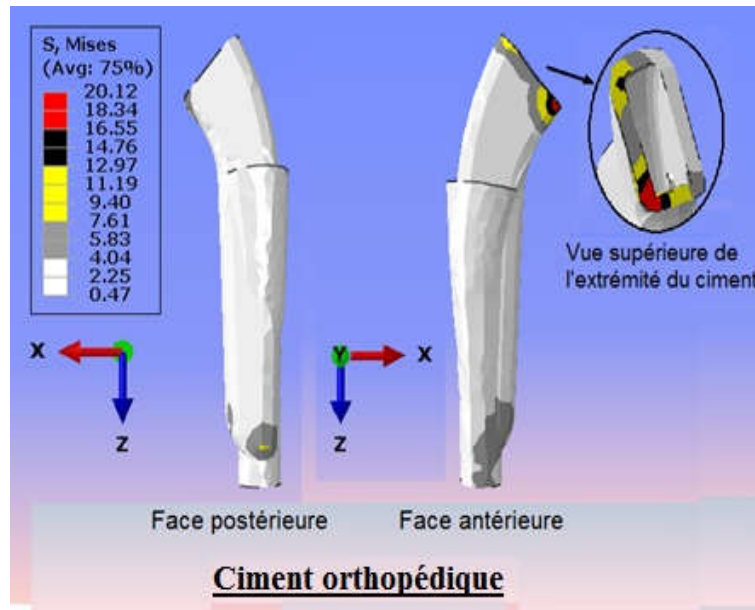


Figure 4.12: Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la montée des escaliers

L'ensemble du manteau de ciment est une zone de sous contraintes. Les contraintes V.M. varient entre 0.3 et 3.5Mpa. Seule la pointe de l'extrémité distale du manteau de ciment, côtés médial et latéral présente une sur-contrainte, dont les valeurs varient entre 4 et 7.6Mpa.

Une similitude des champs de contrainte est constatée entre les phases de la marche et de la montée des escaliers.

4.6.3.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans le ciment durant la descente des escaliers

La figure.4.13 montre la répartition des contraintes de V.M. durant la descente des escaliers pour un état maximal de chargement. Les contraintes maximums relevées se situent à l'extrémité supérieure du manteau de ciment, voir figure encadrée. Elles varient entre 14 et 22Mpa. Des contraintes moyennes, entre 4.5 et 14.20Mpa, se trouvent à l'extrémité distale médiale et latérale du ciment. Dans le reste du manteau de ciment les contraintes sont faibles et varient entre 0.6 et 4.50Mpa.

Les contraintes dans le ciment orthopédique pour le cas de la descente des escaliers sont légèrement supérieures d'environ 9.5% à celles de la montée des escaliers.

Une grande similitude des contours de contrainte est constatée entre les trois cycles d'activité. D'une façon générale pour les trois activités (marche, montée et descente des escaliers) le ciment joue le rôle de répartiteur de contrainte avant de transmettre les efforts à l'os du fémur.

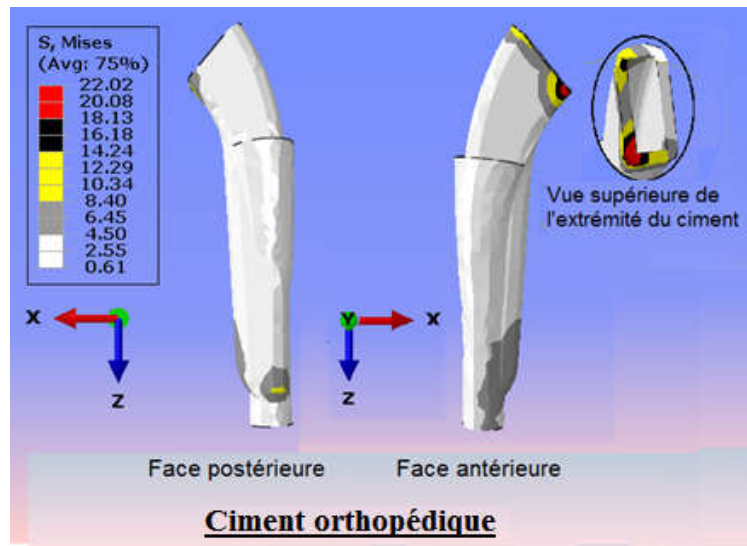


Figure 4.13: Contours de contraintes de Von Mises dans le ciment, durant la descente des escaliers

Les contraintes sont en général plus élevées dans les conditions de descente des escaliers et de montée d'escalier, que dans le cas de la marche simple.

4.6.3.4 : Variation de la contrainte de Von Mises dans le ciment au cours des trois cycles d'activité

La figure.4.14 montre variation de la contrainte de Von Mises en fonction du temps dans le ciment pour les trois cycles d'activités (marche, descendre et monter les escaliers).

Le temps alloué à chaque cycle d'activité, la marche, la montée et la descente des escaliers est respectivement de $t = 1.1s$, $1.6s$ et $1.45s$.

Les points A, B et C matérialisés sur la figure.4.14 indiquent des conditions de contrainte maximale atteintes pendant les différents cycles d'activité et représentent les situations pour lesquelles les études des contraintes de V.M. dans le ciment ont été entreprises.

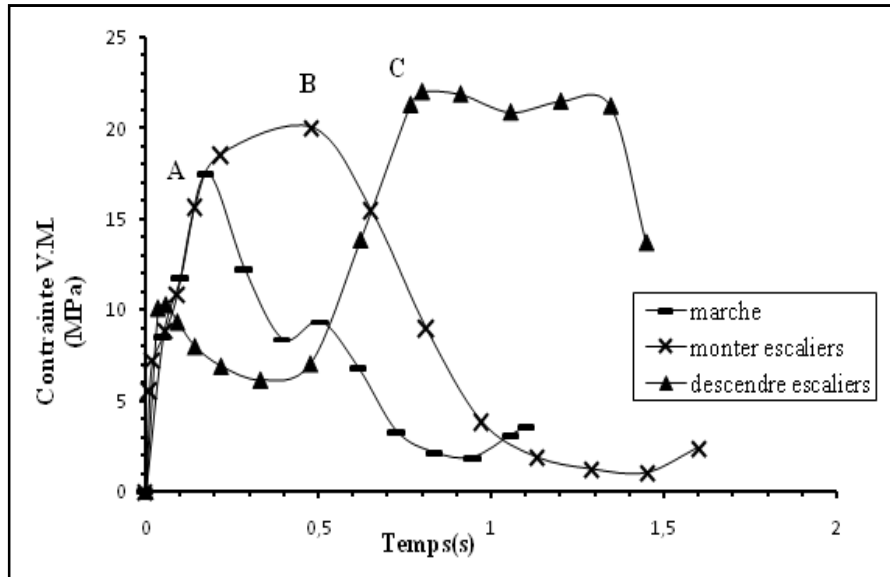


Figure 4.14: Variation de la contrainte de Von Mises dans le ciment pour trois cycles d'activités

Les courbes de la figure.4.14 montrent que les contraintes sont plus élevées dans les conditions de descente des escaliers.

La figure.4.14 montre que les courbes « Contraintes V.M. en fonction du temps » varient différemment suivant les différentes activités. Ces courbes présentent une grande similitude avec les courbes de l'implant, figure.4.10.

4.6.4 : contrainte de Von Mises dans l'os du fémur

4.6.4.1 : Etat de contrainte de Von Mises dans le fémur lors de la marche

La figure.4.15 montre la distribution de la contrainte de V.M. pendant la marche pour un état maximal de chargement.

La partie basse du fémur limitée par la métaphyse à la hauteur de la pointe de l'implant est une région fragilisée par des zones de sur-contraintes (56~71.5Mpa), côtés antérieure et postérieure de la diaphyse distale. Des sur-contraintes aussi sont situées localement à l'extrémité postérieure et distale de la diaphyse (71.5-87Mpa).

Les zones de moyennes contraintes (16~56Mpa) se situent le long de la diaphyse, côtés antérieure et postérieure. Les zones de sous contraintes (0~16Mpa) se situent aux extrémités du fémur ou épiphyses distale et proximale.

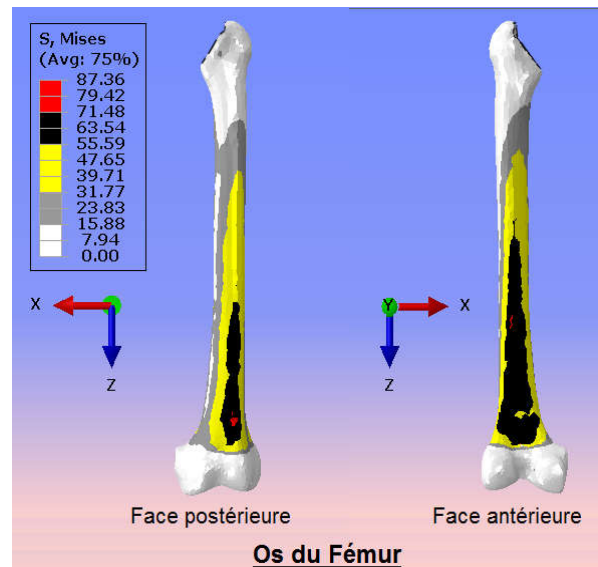


Figure 4.15: Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la marche.

Lorsqu'une prothèse est implantée dans un fémur, la transmission des charges se fait d'une façon à rendre la répartition des contraintes anormale et non-homogène. La cause de ce phénomène est principalement la supériorité de la rigidité de la tige fémorale (généralement en titane), par rapport au tissu osseux (Abdullah et al. 2011). Ainsi, l'os s'adapte aux contraintes dont il est sujet.

On parle alors de **déviations des contraintes** ou **stress shielding**. Le stress shielding est responsable de la résorption osseuse.

4.6.4.2 : Etat de contrainte de Von Mises dans le fémur durant la montée des escaliers

La distribution des contraintes de Von Mises pour le fémur pour le cas d'une montée des escaliers sous un chargement maximal est présentée dans la figure.4.16. Des concentrations de contraintes apparaissent au niveau des deux côtés antérieure et postérieure de l'extrémité distale de la diaphyse. Elles varient entre 74 et 95Mpa. Des sur-contraintes localisées à l'extrémité postérieure et distale de la diaphyse (95-116Mpa).

Des moyennes contraintes (21~74Mpa) situées le long de la diaphyse et des sous contraintes (0~21Mpa) situées aux extrémités du fémur, sont présentes dans l'os du fémur. Les contraintes de Von Mises pour le cas de la montée des escaliers sont largement supérieures à celles de la marche d'environ 33%. Les contours de contraintes présentent davantage de similitudes entre la montée des escaliers et la marche. Des modifications de sollicitations intervenues dans l'os fémoral ont été à l'origine de l'apparition du stress shielding.

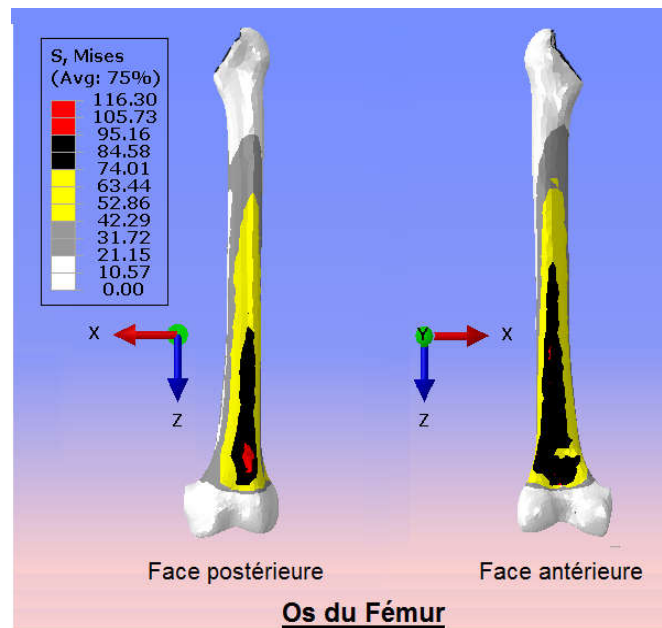


Figure 4.16: Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la montée des escaliers.

4.6.4.3 : Etat de contrainte de Von Mises dans l'implant durant la descente des escaliers

L'étude numérique a donné les résultats suivants regroupés dans figure.4.17. Les contraintes maximales de Von Mises atteignent des valeurs entre 104 et 128Mpa et localisent des zones de concentrations de contraintes notamment aux deux faces de l'extrémité distale de la diaphyse.

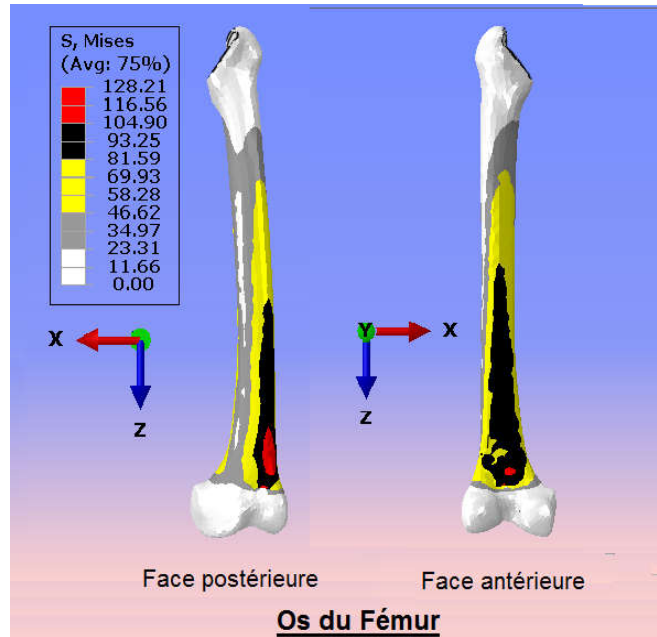


Figure 4.17: Contours de contraintes de Von Mises dans le fémur, durant la descente des escaliers.

Des sur-contraintes (81-104Mpa), des moyennes contraintes (23~81Mpa) et des sous contraintes (0~23Mpa) caractérisent la topographie du champ de contrainte de Von Mises dans la figure.4.17.

Les résultats de la descente des escaliers se distinguent des autres activités et présentent des valeurs de contraintes plus élevées de 10% par rapport à la montée des escaliers et de 47% par rapport à la marche.

Le comportement de l'os fémoral sous les charges des différentes activités présente des contours de contraintes ayant une même similitude. La seule différence réside dans l'intensité des contraintes.

4.6.4.4 : Variation de la contrainte Von Mises dans le fémur au cours des trois cycles d'activité

La figure.4.18 montre variation de la contrainte de Von Mises en fonction du temps dans le fémur pour les trois cycles d'activités (marche, descendre et monter les escaliers).

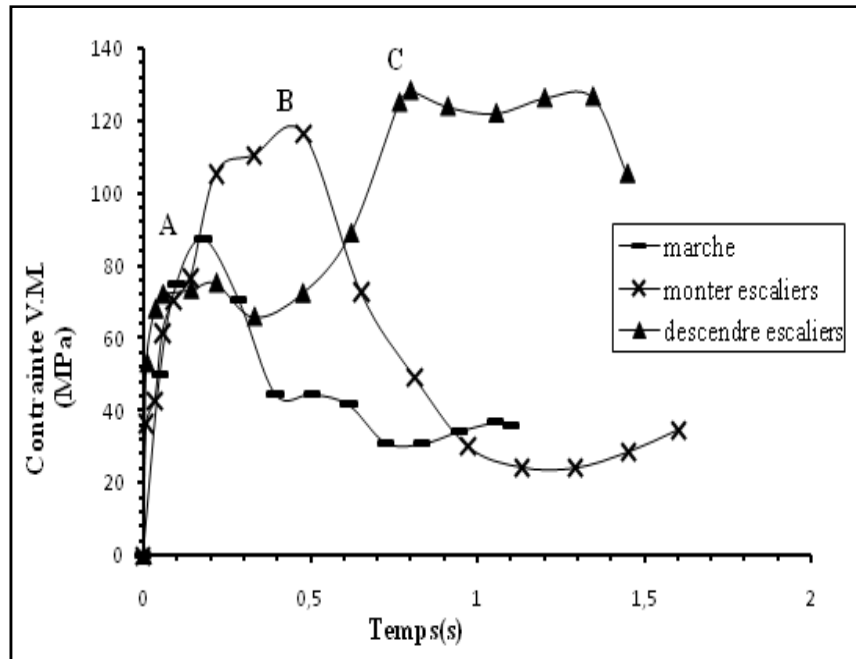


Figure 4.18: Variation de la contrainte de Von Mises dans le fémur pour les trois cycles d'activités

Les points A, B et C sur la figure.4.18 représentent les états de contraintes de V.M. maximales atteintes pendant les différents cycles d'activité, pour lesquelles les études des contraintes dans le fémur ont été entreprises. Il y a davantage de similitudes entre les courbes « contrainte V.M. -temps » des différents composants fémoraux.

L'activité de la descente des escaliers génèrent en général des contraintes plus élevées que dans les autres activités.

4.7 : Conclusion

Le travail présenté dans ce chapitre traite de l'analyse de la contrainte de Mises et du transfert des charges entre les différents composants fémoraux qui composent la prothèse totale de hanche.

Les contraintes sont en général plus élevées dans les conditions de descente d'escaliers et de montée d'escalier, que dans le cas de la marche.

Les trois activités présentent des schémas de répartition des contraintes dans les composants fémoraux très similaires malgré des différences dans les chargements. Que ce soit pour l'implant, le ciment ou le fémur, chaque composant présente une similitude des contours de contrainte de Mises pour les différents cycles d'activités.

L'analyse des contraintes a dévoilé les résultats suivants :

- l'implant est soumis à des niveaux de contraintes élevés. Sa résistance supérieure lui permet de supporter les efforts sans risque d'endommagement. La tige fémorale transfère la charge au travers de ses côtés médial et latéral (correspondant aux contacts implant-ciment) et non sur les côtés postérieur et antérieur.

- le ciment, hormis des contraintes maximales localisées partiellement à l'extrémité supérieure et inférieure, présente des contraintes faibles et homogènes sur l'ensemble du manteau de ciment. Le ciment joue le rôle de répartiteur de contrainte avant de transmettre les efforts vers l'os du fémur.

- le fémur reçoit les efforts de l'implant via le ciment et les transmet vers le tibia.

Pour les trois types d'activité les contours de contraintes présentent des similitudes et montrent que l'os du fémur est sollicité dans sa partie distale. L'implant constitué de matériaux plus rigides que le tissu osseux, engendre des modifications de sollicitations dans l'os fémoral (Stress Shielding).

Une tige fémorale qui s'appuie sur l'os plus au niveau distal que proximal risque d'entraîner une résorption osseuse de la partie supérieure de l'os qui n'est plus sollicitée.

Une bonne tige fémorale doit être en mesure d'effectuer un transfert optimal des charges sur l'os. Une bonne mise en charge de l'os est atteinte lorsque ses deux côtés proximale et distale soient convenablement sollicités.

Chapitre 5 :

Analyse de la contrainte principale dans les composants fémoraux soumis à des charges dynamiques

5.1 : Introduction

L'utilisation d'une contrainte équivalente scalaire comme la contrainte de Von Mises n'indique pas si une zone est soumise à de la traction, de la compression ou du cisaillement.

Nous allons nous intéresser aux contraintes de tension générées dans la prothèse de façon à comprendre comment les efforts se transmettent d'un composant fémoral à un autre. Les contraintes de tension et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes.

La contrainte principale, positive et maximale représente la contrainte de traction maximale dans le composant fémoral. La contrainte négative minimale représente la contrainte de compression maximale dans le composant fémoral, quoiqu'une contrainte de type compression est moins dangereuse car elle a tendance à refermer les fissures. La contrainte de cisaillement maximale retenue est celle mentionnée par le critère de Tresca.

5.2 : Description des plans et directions anatomiques du fémur

Les plans anatomiques divisent le corps humain dans les trois directions principales, figure.5.1. Le plan coronal (ou frontal) définit les directions antérieure et postérieure. Le plan transversal (ou axial) est lui normal aux directions supérieure et inférieure. Finalement le plan sagittal (ou médian) est associé aux directions droite et gauche du corps.

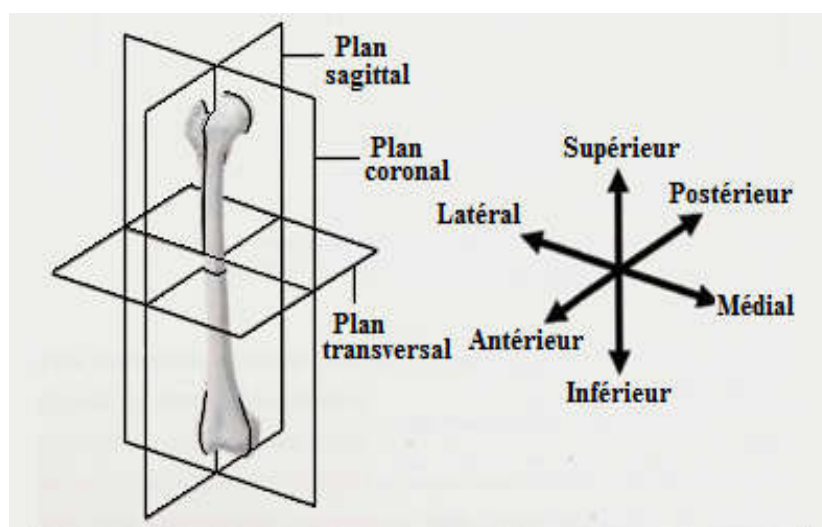


Figure 5.1 : Plans et directions anatomiques du fémur humain

5.3 : Contrainte principale

Les contraintes principales ($\sigma_I, \sigma_{II}, \sigma_{III}$) sont les contraintes exprimées dans une base telle que le tenseur des contraintes est une matrice diagonale. Ce tenseur se représente par une

matrice 3×3 , telle que :

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_I & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{II} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{III} \end{pmatrix}$$

Celles-ci sont orientées dans l'espace selon des directions appelées directions principales, de manière à rendre nul le cisaillement dans les plans normaux à ces mêmes vecteurs. Par convention, une contrainte principale est positive lorsque son effort est appliqué en traction et négative en compression. La contrainte principale maximale (σ_I) qualifie l'effort de traction maximal tandis que la contrainte principale minimale (σ_{III}) est celle qui domine en compression. Si les trois contraintes principales agissent en compression, σ_I devient la plus faible compression et vice-versa avec σ_{III} pour le cas de la traction.

La contrainte de cisaillement maximale, celle retenue pour le critère de Tresca, correspond à

$$\tau_{\max} = \frac{1}{2}(\sigma_I - \sigma_{III})$$

Si l'on n'impose pas un ordre de contraintes décroissantes, alors

$$\tau_{\max} = \frac{1}{2} \max \{ |\sigma_I - \sigma_{II}|; |\sigma_{II} - \sigma_{III}|; |\sigma_{III} - \sigma_I| \}$$

5.4 : Présentation des résultats

L'objectif dans ce chapitre est d'étudier la répartition des contraintes principales obtenue par le calcul éléments finis 3D dans les différents composants fémoraux de la prothèse totale de hanche sous l'effet dynamiques des trois modes de sollicitations (marche, descente et montée des escaliers).

Les analyses numériques sont menées et complétées selon les paramètres du modèle éléments finis de calcul définis et présentés préalablement dans le chapitre 3.

Les contraintes principales sont relevées et analysées. Les trois situations de chargement (marche, descente et montée des escaliers) sont étudiées.

L'étude se veut être un moyen de décortiquer le champ de contrainte principale de façon à montrer comment réagissent les composants fémoraux devant les trois configurations de chargement.

Après avoir exécuté une simulation, dans la zone graphique, un tracé de volume (Le modèle déformé) s'affiche avec une barre des couleurs qui déterminent la plage de valeurs de la variable à étudier (contrainte principale).

La barre des couleurs montre la correspondance entre les couleurs de contour et les valeurs des contraintes calculées dans la solution. Dans notre cas la plage de la barre des couleurs est modelée de façon à afficher la séparation entre les zones en compression et en traction. Des modifications sont apportées à la barre des couleurs pour chaque cas de calcul.

5.5 : Analyse de la contrainte principale dans les composants

Les grandeurs des contraintes principales générées dans les composants fémoraux de la prothèse pour le cas de la marche sont présentées et leurs tendances sont détaillées dans les sections suivantes.

5.5.1 : Contraintes principales maximales dans les composants fémoraux

La figure.5.2 montre la distribution de la contrainte principale maximale dans les composants fémoraux. La contrainte principale maximale est positive partout dans les composants à part quelques endroits de moindre importance, tels que les pieds du ciment, de l'os et sous la collerette de l'implant. La contrainte principale maximale atteint respectivement 24.84, 126.81 et 59.77Mpa dans le ciment, l'implant et le fémur.

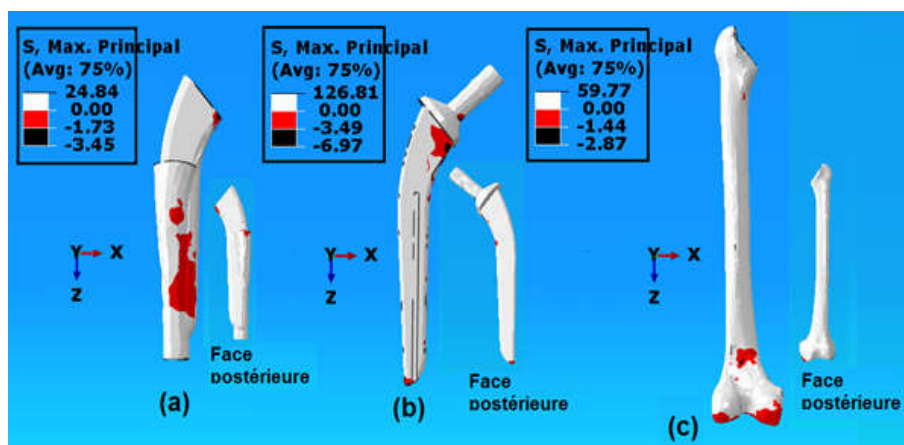


Figure 5.2 : Contraintes principales maximales dans : a) ciment, b) implant, c) fémur

5.5.2 : Contraintes principales minimales dans les composants fémoraux

La figure.5.3 montre la distribution de la contrainte principale minimale dans les composants fémoraux. La contrainte principale minimale est totalement négative. La figure.5.3 indique clairement que les composants fémoraux sont soumis à de la compression dans la troisième direction principale.

La contrainte principale minimale atteint respectivement -15.40, -157.83 et -61Mpa dans le ciment, l'implant et le fémur. La contrainte principale minimale dans le ciment est inférieure à la contrainte principale maximale de 61%. Ceci montre que le ciment subit plus de la traction que de la compression. La traction est un facteur favorisant l'ouverture de fissures dans le ciment suite aux efforts répétés de la marche. Dans l'implant c'est la compression qui domine. Le fémur subit autant les actions de la compression que de la traction.

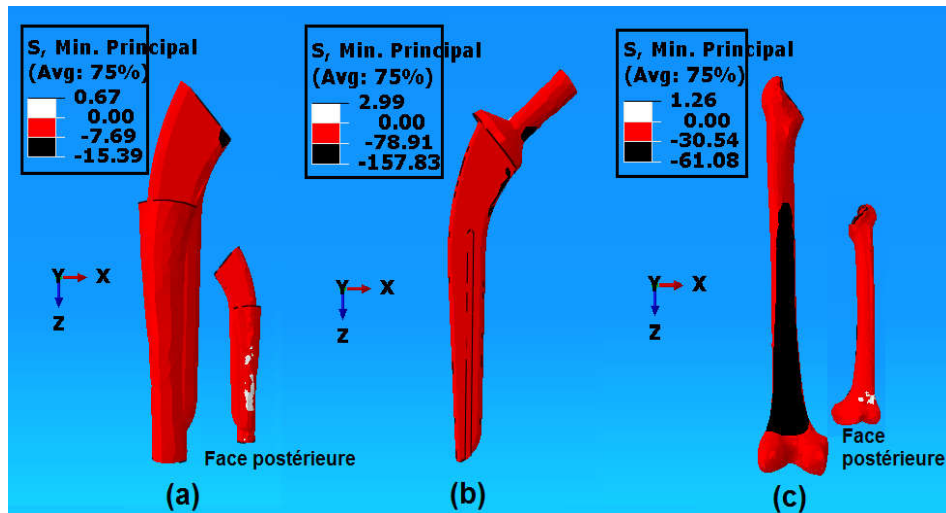


Figure 5.3 : Contraintes principales minimales dans : a) ciment, b) implant, c) fémur

5.5.3 : Contraintes de cisaillement maximales dans les composants fémoraux

Les contraintes de cisaillement maximales d'après le critère de Tresca sont présentées dans la figure.5.4. La grandeur des contraintes de cisaillement maximales de Tresca varie entre 0.36 et 19.15Mpa dans le ciment, entre 1.50 et 141.2Mpa dans l'implant et 0.0 et 81.4MPa dans le fémur.

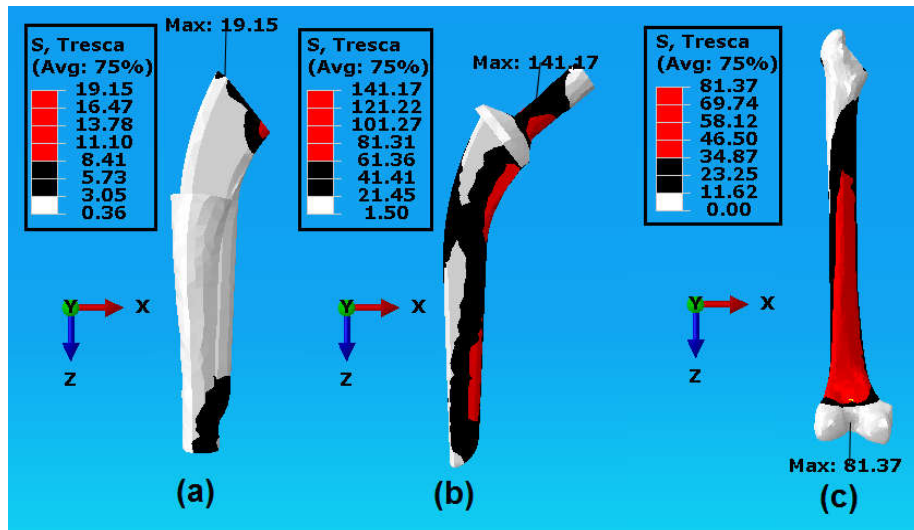


Figure 5.4 : Contraintes de cisaillement maximales dans : **a)** ciment, **b)** implant, **c)** fémur.

Les plus grandes contraintes de cisaillement maximales sont générées dans la région proximale médiale du ciment, dans les régions proximale et distale côté médial de l'implant, dans la face antérieure distale pour le cas du fémur (figure.5.4). La plus grande génération des contraintes de cisaillement maximales dans le ciment se produit principalement dans la région proximale, côté médial. Des contraintes de cisaillement maximales d'intensité moyenne sont présentes dans l'extrémité distale, côté médial. Dans le reste du manteau de ciment les contraintes de cisaillement maximales se relâchent.

Les contraintes de cisaillement maximales se transmettent de l'implant vers le ciment d'une façon homogène et cohérente, figure.5.4. Une ressemblance de la cartographie de la contrainte de cisaillement de l'implant se retrouve dans le ciment. Les maximums de la contrainte de cisaillement se situent dans les extrémités du côté médial de la tige de l'implant ainsi que les extrémités du ciment qui lui sont adjacentes. Par contre dans le fémur les contraintes de cisaillement maximales sont localisées dans sa face antérieure.

L'examen de la distribution de la contrainte de cisaillement maximale dans les directions antérieure du fémur montre que la contrainte de cisaillement est déviée par rapport à celle du ciment. Ceci confirme la notion de déviation des efforts dans le fémur (ou stress shielding).

5.6 : Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la marche

5.6.1 : Etude de l'état des contraintes principales dans l'implant

La distribution des contraintes principales maximale et minimale dans l'implant lors de la marche pour un état maximal de chargement est présentée dans la figure.5.5.

Le tracé de contour de couleurs de la figure.5.5.a montre la distribution de la contrainte principale maximale à travers la structure de l'implant. Elle est principale maximale de 126Mpa. La contrainte principale minimale a une intensité de 157Mpa.

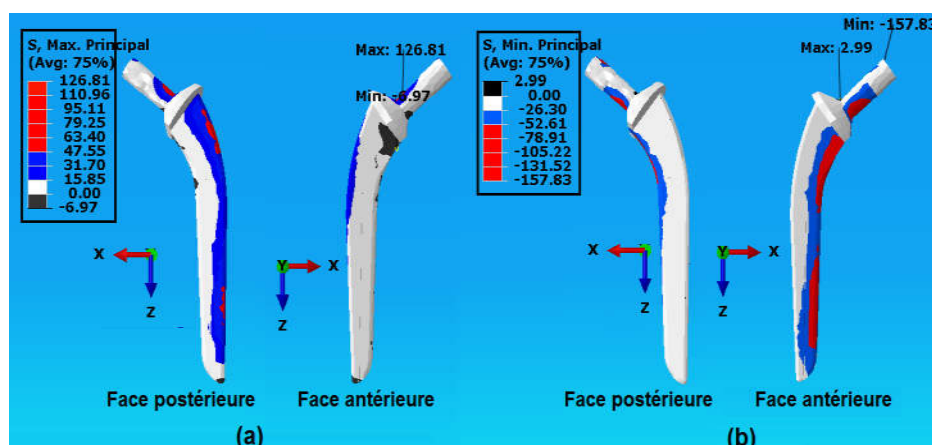


Figure 5.5 : Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans l'implant

La barre des couleurs montre que la contrainte principale maximale affiche une valeur maximale de 126Mpa dans la face postérieure, côté latéral de l'implant. Le contour des couleurs de la figure.5.5.a indique :

- Des sur-contraintes principales maximales (couleur rouge) distribuées partiellement dans les deux extrémités de la tige de l'implant et dans la partie supérieure du col, variant entre 126 et 47.5Mpa.
- Des contraintes principales maximales d'intensité moyenne variant entre 16 et 47.5Mpa (couleur bleue) sont réparties partiellement le long de l'implant, côté latéral de la face postérieure. Des contraintes principales maximales d'intensité modérée sont réparties dans le reste de l'implant (couleur blanche).

La distribution selon la contrainte principale minimale est présentée sur la figure.5.5.b. La contrainte principale minimale atteint des valeurs maximales de 158Mpa située dans la face antérieure (couleur rouge), côté médial de l'implant, des valeurs de contraintes modérées

situées dans la face antérieure côté médial (couleur bleue), et des valeurs moyennes dans le reste de l'implant (couleur blanche). Ceci montre que la compression est de loin l'effort le plus influant dans les extrémités proximales de la tige de l'implant. D'une façon générale dans l'implant dominant des contraintes principales maximales et minimales d'intensité moyenne. Les concentrations de contraintes principales d'intensité maximale et minimale sont très localisées dans les deux extrémités de la tige de l'implant, respectivement côtés latéral et médial.

5.6.2 : Etude de l'état des contraintes principales dans le ciment

La distribution des contraintes principales maximale et minimale dans le ciment lors de la marche pour un état maximal de chargement est présentée dans la figure.5.6.

La figure.5.6 montre le tracé de contour de couleurs de la distribution de la contrainte principale maximale (figure.5.6.a) et minimale (figure.5.6.b) à travers la structure du ciment. La contrainte principale atteint une valeur maximale de 24.84Mpa et la contrainte principale minimale de -15.4Mpa. Les contraintes principales maximales et minimales sont concentrées dans la face de l'extrémité supérieure du ciment. Le ciment est le siège de contraintes de compression et de traction. Le ciment est un matériau qui supporte plus la compression que la traction.

La barre des couleurs, figure.5.6.a, montre que la contrainte principale maximale affiche des valeurs maximales comprise entre 3.55 à 24.84Mpa, partiellement localisée dans la face de l'extrémité supérieure du ciment, côté latéral. Dans le reste du manteau de ciment le contour des couleurs de la figure.5.6.a, faces antérieure et postérieure, indique des contraintes principales maximales de traction de valeurs comprise entre 0.00 et 3.55Mpa (couleur verte) et de compression d'intensité comprise entre 0.00 et 3.45Mpa (couleur noire), localisées dans la face antérieure. Dans cette direction c'est la contrainte de traction qui domine dans le ciment.

La figure.5.6.b, montre que la contrainte principale minimale affiche des valeurs comprises entre -4.40 à -15.39Mpa partiellement localisée dans la face de l'extrémité supérieure du ciment, côté médial. A l'extrémité inférieure du ciment se trouvent des contraintes principales minimales d'intensité moyenne entre -2.20 à -4.40Mpa (couleur bleue). Dans le reste du manteau ciment sont réparties des contraintes principales minimales de faible intensité variant entre -0.00 à -2.20Mpa (couleur verte)

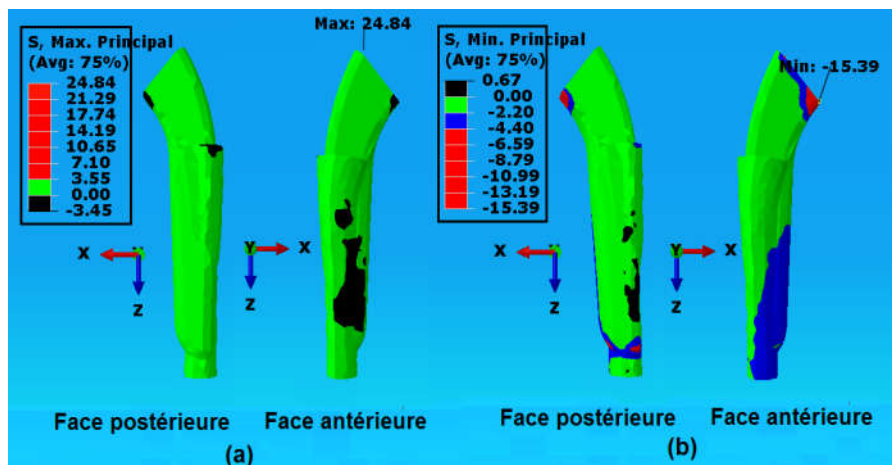


Figure 5.6 : Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans le ciment

En comparant les résultats de la figure.5.5 et ceux de la figure.5.6, on constate que les contraintes principales maximales ainsi que les contraintes principales minimales se transmettent en juxtaposition direct de l'implant vers le ciment. Les sur-contraintes de l'implant coïncident avec les sur-contraintes du manteau de ciment. Le ciment atténue et répartit les efforts provenant de l'implant.

Le ciment est un matériau qui travaille mieux en compression qu'à la traction. Dans ce cas pour limiter les effets de la traction sur le ciment il est plus que nécessaire de redessiner la tête de la tige de l'implant et sa collerette afin d'augmenter la surface de l'implant en contact avec le ciment.

5.6.3 : Etude de l'état des contraintes principales dans le fémur

La distribution des contraintes principales maximale et minimale dans le fémur lors de la marche pour un état maximal de chargement est présentée dans la figure.5.7. La distribution de la contrainte principale maximale du fémur est représentée dans la figure.5.7.a, elle atteint une valeur maximale de 59.77Mpa.

La contrainte principale minimale atteint une valeur de -61.08Mpa (figure.5.7.b). Les contraintes principales maximales variant entre 29.89 et 59.77Mpa sont concentrées dans l'extrémité distale de la face postérieure du fémur.

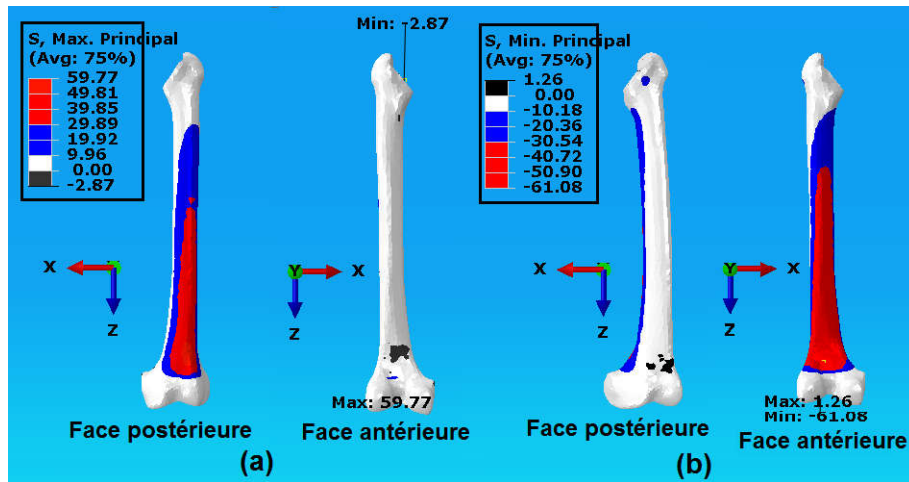


Figure 5.7 : Distribution des contraintes principales a) maximale, b) minimale, dans le fémur

Les contraintes principales minimales variant entre -30.54 et -61.08Mpa sont réparties dans l'extrémité distale de la face antérieure du fémur. Des contraintes de moyenne intensité sont distribuées partiellement dans la face postérieure et antérieure, couleur bleue représentant respectivement les contraintes principales maximales (9.96 et 29.89Mpa) et les contraintes principales minimales (-10.18 et -30.54Mpa). Dans le reste du fémur, couleur blanche subsistent des contraintes principales maximales et minimales de faible intensité variant respectivement entre 0.00 et ± 10.00 Mpa.

La distribution des contraintes dans le fémur présente une situation intéressante dans la mesure où la contrainte principale maximale est concentrée dans la face postérieure, côté distale (10.00 à 59.77Mpa, couleurs rouge et bleue) alors que les contraintes principales minimales sont concentrées dans la face antérieure, côté distale (-10.00 à -61Mpa), couleurs rouge et bleue). L'extrémité inférieure du fémur, la partie au-dessus de l'encastrement est la plus sollicitée. Dans la face postérieure c'est la traction qui domine, alors que dans la face antérieure c'est la compression qui domine. Le fémur subit une flexion autour de l'épiphyse distale point d'encastrement.

5.6.4 : Discussion et interprétation des résultats

La discussion suivante traite de l'étude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux d'une PTH soumise à des chargements dynamiques pour le cas de la marche et modélisée par un modèle 3D par éléments finis.

Les forces concentrées de chargement du patient (F_x , F_y , F_z) définies dans le chapitre précédent et appliquées sur la tête de l'implant se transmettent au fémur par l'intermédiaire du ciment. Lors du contact de l'implant avec le ciment, des contraintes se développent dans les

composants ciment et implant. L'étude a montré que des sur-contraintes principales maximales et minimales sont générées dans les composants fémoraux, figures.5.8 et 5.9. La figure.5.8 (respectivement la figure.5.9) montre une vue des composants fémoraux ayant subi une rotation de 150° (-30°) autour de l'axe zz afin de mieux faire apparaître les zones de concentration de contraintes principales.

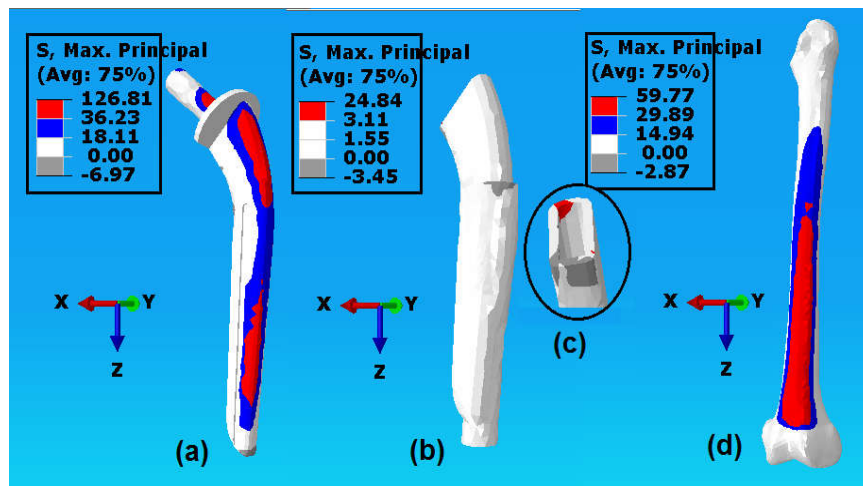


Figure 5.8 : Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales

L'application des efforts sur la tête de l'implant fait apparaître des concentrations de contraintes principales maximales et minimales dans la tige de l'implant. La tige de l'implant est soumise à des sollicitations telles que la compression domine du côté médial, figure.5.9, et la tension domine du côté latéral, figure.5.8.

Les efforts (F_x , F_y , F_z) sont transmis au fémur par l'intermédiaire du ciment. La figure.5.8.b montre la grandeur des contraintes principales maximales dans le ciment. L'ensemble du corps du ciment est soumis à de faibles contraintes principales maximales (0.00 à 3.11Mpa). Les concentrations de contraintes principales maximales dans le ciment sont localisées à l'extrémité supérieure du ciment, figure.5.8.c.

La figure.5.9.b montre l'état de contrainte principale minimale dans le ciment. Le corps du ciment est soumis à de faibles et moyennes contraintes principales minimales (0.00 et -2.20Mpa, couleurs bleue et blanche). Des concentrations de contraintes principales minimales sont visibles en rouge dans le corps du ciment (-2.20 à -15.39Mpa). Dans le ciment c'est la compression qui domine, côté médial, extrémité distale. Le ciment assure une stabilité de l'implant, transmet les efforts vers le fémur et répartit les contraintes émanant de l'implant.

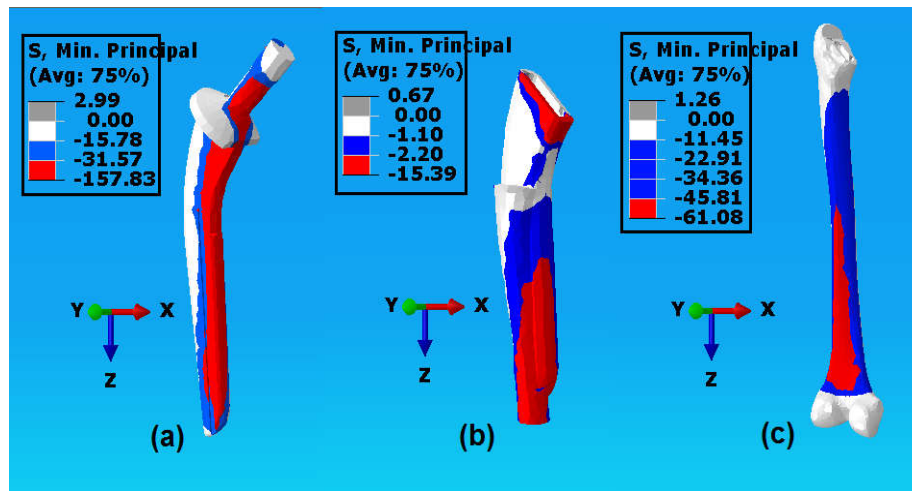


Figure 5.9 : Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, c) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales

La figure.5.8.d montre l'état de contrainte principale minimale dans l'os du fémur. Le fémur est soumis à de faibles et moyennes contraintes principales maximales (0.00 et 15Mpa, couleur blanche). Des concentrations de contraintes principales maximales (15.00 à 59.77Mpa, couleur rouge et bleu) sont présentes dans la face postérieure du fémur.

La figure.5.9.c présente des concentrations de contraintes principales minimales (-11.45.00 à -61.00Mpa, couleur rouge et bleu) situées dans la face antérieure du fémur.

Ceci montre que les efforts sont transférés seulement dans la partie distale du fémur. La distribution des contraintes dans l'os est altérée par l'insertion d'un implant métallique. L'examen de la distribution de la contrainte principale dans le fémur montre que la contrainte principale est déviée par rapport à celle du ciment. Ceci confirme la notion de déviation des efforts dans le fémur. Ce phénomène est couramment appelé "stress shielding".

La rigidité de l'implant est supérieure à celle de l'os et du ciment, la charge passe majoritairement par l'implant métallique et est transférée seulement dans la partie distale du fémur. L'os étant un matériau vivant qui se régénère en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis. ce dernier se régénère davantage lorsqu'il est sollicité et se résorbe s'il est moins sollicité dans certaines régions. Par conséquent, lorsque la distribution des contraintes à travers l'os est altérée par l'utilisation d'un implant métallique, l'os est moins sollicité dans certaines régions et fini par se résorber. Cette résorption se produit généralement dans la partie proximale et dans la partie distale [63]. Également, des analyses par éléments finis [64,

65] démontrent que l'altération de la distribution des contraintes dans l'os se produit principalement dans la partie proximale du fémur.

5.7: Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la descente des escaliers

La distribution des contraintes principales maximale et minimale dans les composants fémoraux lors de la descente des escaliers pour un état maximal de chargement est présenté dans les figures.5.10 et 5.11. Les figures montrent des composants fémoraux ayant subi respectivement une rotation de 150° et -30° autour de l'axe z.

5.7.1 : Contraintes principales maximales

Le contour des couleurs des contraintes principales maximales dans les composants fémoraux lors de la descente des escaliers montre des sur-contraintes, (couleur rouge) représentées dans les figures.5.10.a, 5.10.c et 5.10.e.

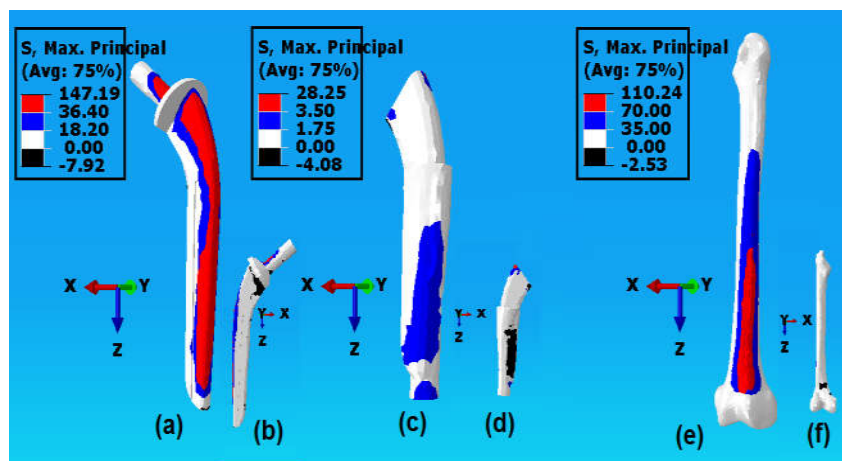


Figure 5.10 : Composants fémoraux, a) implant, c) ciment, e) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales

- Dans l'implant, figure.5.10.a, les sur-contraintes principales maximales sont distribuées le long de la tige de l'implant, face postérieure côté latéral variant entre 36.40 et 147.19Mpa.
- Dans le fémur, figure.5.10.e, les sur-contraintes principales maximales sont distribuées le long de l'extrémité distale du fémur, face postérieure côté latéral variant entre 70.00 et 110.24Mpa.

- Dans le ciment, figure.5.10.c, les sur-contraintes principales maximales sont localisées dans une surface restreinte de l'extrémité supérieure du ciment, variant entre 3.50 et 28.25Mpa. Des contraintes principales maximales de faible intensité (0.50 et 1.75Mpa, blanc ; 1.75 et 3.50Mpa, bleu), occupent le reste du corps du ciment, figures.5.10.c et 5.10.b. Avant de se transmettre au fémur, les contraintes se répartissent sur l'ensemble du corps de ciment. Le ciment assure une stabilité de l'implant, répartit les contraintes émanant de l'implant et transmet les efforts vers le fémur.

5.7.2 : Contraintes principales minimales

La distribution de l'état de contraintes principales minimales dans les composants fémoraux lors de la descente des escaliers est représentée dans la figure.5.11.

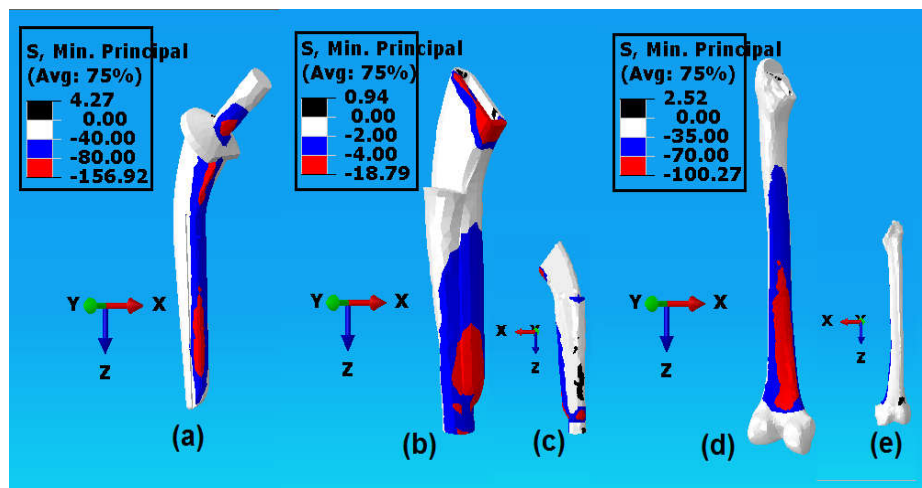


Figure 5.11: Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales

- Dans l'implant, figure.5.11.a, des concentrations de contraintes principales minimales sont distribuées le long de la tige de l'implant, face antérieure côté médial variant entre -40.00 et -156.92Mpa, couleurs bleu et rouge.

- Dans le fémur, figure.5.11.d, des concentrations de contraintes principales minimales sont présentes à l'extrémité distale du fémur, face antérieure variant entre -35.00 et -100.27Mpa, couleurs bleu et rouge. Des contraintes principales de compression de faible intensité (0.00 à -35.00Mpa) occupent le reste du fémur, côté postérieure, couleur blanche.

- Dans le ciment, figure.5.11.b, des concentrations de contraintes principales minimales (-2.00 à -18.79Mpa) sont localisées aux extrémités supérieure et inférieure du côté médial du ciment. Des contraintes principales minimales de faible intensité (0.00 et -2.00Mpa, couleur blanche), occupent le reste du corps du ciment, figures.5.11.b et 5.11.c.

5.7.3 : Discussion et interprétation des résultats:

L'étude des contraintes principales pendant la descente des escaliers a montré que les composants fémoraux se comportent différemment les uns des autres sous les charges des patients.

Dans l'implant les contraintes principales maximales occupent plus d'espace et s'exercent à l'opposé des contraintes principales minimales. L'implant est soumis à des efforts de flexion. La traction est la sollicitation la plus dominante dans l'implant.

Le corps du ciment présente des contraintes principales maximales côté latéral et des contraintes principales minimales côté médial. D'une façon générale le ciment est le siège d'une compression qui est prépondérante. Des concentrations de contraintes principales de compression sont visibles aux extrémités du ciment, côté médial.

- Dans l'implant, des concentrations de contraintes principales maximales sont distribuées le long de la tige de l'implant, face postérieure côté latéral ainsi que des concentrations de contraintes principales minimales situées dans la face antérieure du fémur.

Pour le cas de la descente des escaliers les efforts sont transférés de l'implant vers la partie distale du fémur, sollicité en traction côté postérieure et en compression côté antérieure. La distribution des contraintes dans l'os est altérée par l'insertion de l'implant métallique. L'examen de la distribution de la contrainte principale dans les composants fémoraux montre que la contrainte principale est déviée dans le fémur par rapport à ceux du ciment et de l'implant. La notion de déviation des efforts dans le fémur ou "stress shielding" est bien présente pour le cas de la descente des escaliers.

5.8: Etude de l'état des contraintes principales dans les composants fémoraux pendant la montée des escaliers

La distribution des contraintes principales maximale et minimale dans les composants fémoraux lors de la montée des escaliers pour un état maximal de chargement est présentée dans les figures.5.12 et 5.13. Les figures montrent des composants fémoraux ayant subi respectivement une rotation de 150° et -30° autour de l'axe z.

5.8.1 : Contraintes principales maximales

Les figures.5.12.a, 5.12.b et 5.12.d montrent la distribution des contraintes principales maximales avec des concentrations de contraintes dans les composants fémoraux lors de la montée des escaliers.

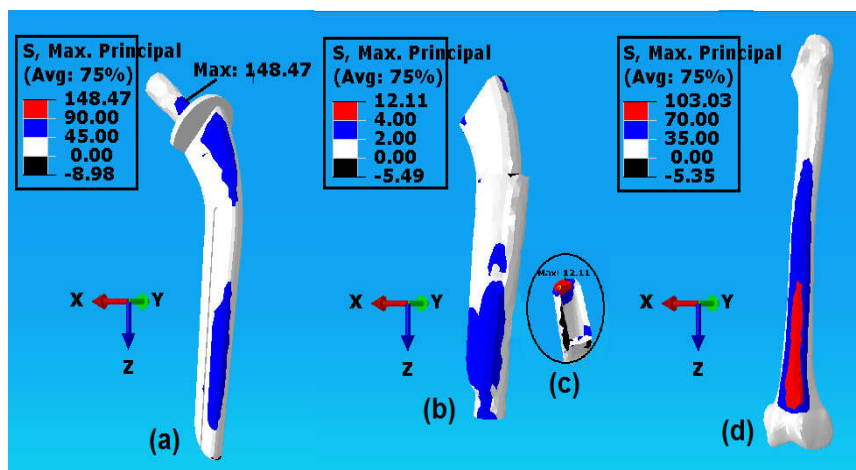


Figure 5.12 : Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, d) fémur, orientés à 150° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales maximales

- Dans l'implant, figure.5.12.a, les concentrations de contraintes principales maximales sont localisées dans la tête de l'implant, face postérieure côté latéral atteignant la valeur maximale de 148.47Mpa. Des contraintes principales maximales sont distribuées le long de la tige de l'implant, face postérieure, côté latéral variant entre 45.00 et 90.00Mpa, couleur bleu. Des contraintes principales moyennes (0.00 à 45.00Mpa) occupent le reste du corps de l'implant.

- Dans le fémur, figure.5.12.d, des concentrations de contraintes principales maximales sont distribuées le long de l'extrémité distale du fémur, face postérieure variant entre 35.00 et 103.03Mpa.

- Dans le ciment, figure.5.12.b, des concentrations de contraintes principales maximales sont localisées dans l'extrémité supérieure du ciment, variant entre 4.00 et 12.11Mpa. Des concentrations de contraintes principales maximales d'intensité moyenne (2.00 et 4.00Mpa, bleu) occupent l'extrémité distale de la face postérieure du ciment. Dans le reste du ciment se répartissent des contraintes principales maximales de faible intensité (0.00 et 2.00Mpa, blanc).

5.8.2 : Contraintes principales minimales

La distribution de l'état de contraintes principales minimales dans les composants fémoraux lors de la montée des escaliers est représentée dans la figure.5.13.

- Dans l'implant, figure.5.13.a, des concentrations de contraintes principales minimales sont distribuées le long de la tige de l'implant, face antérieure côté médial variant entre -35.00 et -167.83Mpa, couleurs bleu et rouge.

- Dans le fémur, figure.5.13.c, des concentrations de contraintes principales minimales sont présentes à l'extrémité distale du fémur, face antérieure variant entre -35.00 et -94.61Mpa, couleurs bleu et rouge. Des contraintes principales de compression de faible intensité (0.00 à -35.00Mpa) occupent le reste du fémur, côté postérieure, couleur blanche.

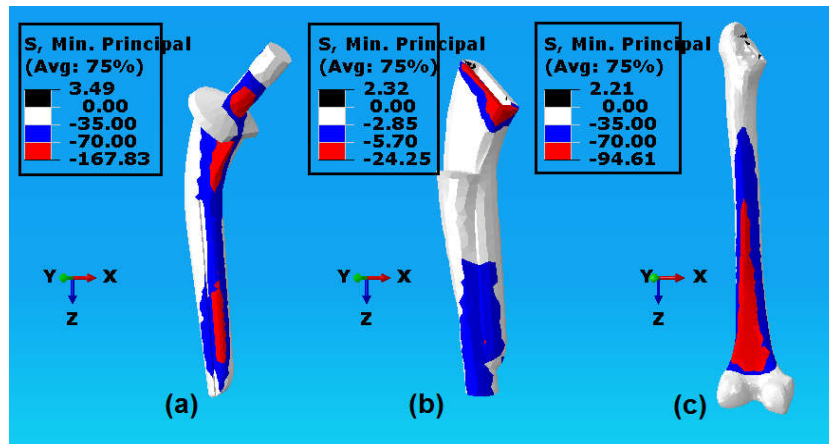


Figure 5.13: Composants fémoraux, a) implant, b) ciment, c) fémur, orientés à -30° autour de l'axe z, faisant apparaître les sur-contraintes principales minimales

- Dans le ciment, figure.5.13.b, des concentrations de contraintes principales minimales (-2.85 à -24.25Mpa) sont localisées aux extrémités supérieure et inférieure du côté médial du ciment. Des contraintes principales minimales de faible intensité (0.00 et -2.85Mpa, couleur blanche), occupent le reste du corps du ciment, figure.5.13.b.

5.8.3 : Discussion et interprétation des résultats:

L'étude des contraintes principales pendant la montée des escaliers a montré que les charges des patients se transmettent de la même manière que les deux autres modes de sollicitations (marche, descente des escaliers).

Dans l'implant les contraintes principales maximales s'exercent à l'opposé des contraintes principales minimales. L'implant est soumis à des efforts de flexion. La compression est la sollicitation la plus dominante dans l'implant.

Le ciment présente des contraintes principales maximales côté latéral et des contraintes principales minimales côté médial. La compression est la sollicitation la plus prépondérante dans le ciment.

Pour le cas de la montée des escaliers les efforts sont transférés de l'implant vers la partie distale du fémur, sollicité en traction côté postérieure et en compression côté antérieure.

L'examen de la distribution de la contrainte principale dans les composants fémoraux montre que la contrainte principale est déviée dans le fémur par rapport à ceux du ciment et de l'implant. La déviation des efforts dans le fémur pour le cas de la montée des escaliers est bien présente et montre les mêmes signes que les autres activités.

5.9 : Conclusion

L'objectif dans ce chapitre traite de l'analyse de la contrainte principale dans les composants fémoraux d'une prothèse totale de hanche, obtenue par le calcul éléments finis 3D, résultant de l'application de charges dynamiques des trois modes de sollicitations (marche, descente et montée des escaliers). Le schéma de la distribution des contraintes principales dans les différents composants fémoraux nous aide à localiser les zones de sur-contraintes et de comprendre le mode de transfert des charges entre les composants de la prothèse totale de hanche.

L'analyse numérique de la représentation d'une PTH est réalisée dans le but de vérifier l'influence de la fixation de l'implant sur la distribution des contraintes dans l'os.

L'étude a montré comment les efforts se transmettent de l'implant jusqu'au fémur grâce à l'analyse numérique qui nous permet désormais d'apprécier la distribution des contraintes mécaniques calculées pour chacune des trois activités physiques.

Le constat montre une ressemblance du transfert des efforts dans les composants fémoraux pour les trois modes d'activités. Une grande similitude des contours des couleurs de contrainte est constatée entre les trois cycles d'activité.

L'application des efforts sur la tête de l'implant fait apparaître des concentrations de contraintes principales maximales et minimales dans la tige de l'implant.

L'implant est soumis à des niveaux de contraintes principales élevés. Sa résistance supérieure lui permet de supporter les efforts sans risque d'endommagement. La tige de l'implant est soumise à des sollicitations telles que la compression domine du côté médial et la tension domine du côté latéral. La tige fémorale transfère plus les charges au travers de ses côtés médial et latéral que sur les côtés postérieur et antérieur.

Le ciment, hormis des contraintes maximales localisées partiellement à l'extrémité supérieure et inférieure, présente des contraintes faibles et homogènes sur l'ensemble du manteau de ciment.

Les concentrations de contraintes émanant de l'implant sont amorties par le ciment. Le ciment atténue et répartit les efforts provenant de l'implant. Le ciment assure une stabilité de l'implant, transmet les efforts vers le fémur. D'une façon générale pour les trois activités (marche, montée et descente des escaliers) le ciment joue le rôle de répartiteur de contrainte avant de transmettre les efforts à l'os du fémur.

Ainsi le ciment se comporte comme un mortier qui augmente la surface de contact entre l'implant et l'os, assurant un rôle de calage et de répartiteur de charges. Le fémur reçoit les efforts de l'implant via le ciment et les transmet vers le tibia.

Pour les trois types d'activité les contours de contraintes présentent des similitudes et montrent que l'os du fémur est sollicité dans sa partie distale c'est-à-dire la partie du fémur qui est au-dessus de l'encastrement. Dans la face postérieure c'est la traction qui domine, alors que dans la face antérieure c'est la compression qui domine. Le fémur subit une flexion autour de l'épiphyse distale point d'encastrement.

Le transfert des efforts de l'implant vers le fémur via le ciment connaît une sérieuse perturbation en regard à la condition intacte du fémur. Les résultats recueillis portent à croire que la concentration de contraintes en antérieure et postérieure fait dévier l'effort au détriment des régions supérieure et inférieure qui elles éprouvent une diminution non négligeable de la sollicitation. Ceci vient probablement de l'hypothèse selon laquelle un déséquilibre mécanique serait engendré par l'introduction d'une discontinuité géométrique, conséquence du forage pratiqué pour recevoir la tige de l'implant. Nous observons une déviation des efforts dans le fémur. Ainsi, l'os s'adapte aux contraintes dont il est sujet, le stress shielding responsable de la résorption osseuse. Le fémur ainsi affaiblit, contraint à encaisser davantage des efforts, fait augmenter le risque de fracture.

En résumé, Une bonne tige fémorale doit être en mesure d'effectuer un transfert optimal des charges sur l'os. Une bonne mise en charge de l'os est atteinte lorsque ses deux côtés proximale et distale soient convenablement sollicités.

Ce travail est une contribution dans la compréhension de la transmission des efforts dans les composants fémoraux de la prothèse totale de hanche.

Chapitre 6 :

Analyse du comportement du ciment
osseux en présence de cavité

6.1 : Introduction

Le succès de l'utilisation du ciment osseux en chirurgie orthopédique remonte aux années 1950. Grâce à sa compatibilité optimale avec les tissus humains, sa place dans la fixation des prothèses fémorales est indiscutable. De nombreux travaux scientifiques prouvent ses capacités effectives en biomécanique [66]. Le rôle principal du ciment (PMMA) est de stabiliser l'implant, de mieux répartir la charge sur la surface de contact, de remplir et d'égaliser l'interface entre l'os et l'implant, et de rigidifier l'os spongieux autour de l'implant. Toutes ces capacités contribuent à l'ancrage de la prothèse dans l'os. Le ciment osseux est reconnu comme un matériau de fixation fiable et bien toléré. Le ciment a agi pour augmenter la stabilité biomécanique et diminuer la contrainte sur l'implant. Il est introduit sous pression dans la cavité osseuse, pénétrant dans toutes les anfractuosités osseuses, remplissant les espaces entre les implants prothétiques et l'os. Les pores dus à la présence de bulles d'air apparaissent dans le ciment lors du durcissement. Les défauts détériorent les propriétés mécaniques, car autour de ces pores la contrainte augmente et sont le siège de l'initiation de la fissure. Des défauts interfaciaux entre un implant de hanche fémorale et le manteau de ciment ont été décrits dans différentes études expérimentales [34]. Le ciment est soumis à des charges alternées statiques et dynamiquement *in vivo*. Le chargement est complexe et est une combinaison de différents types de chargement [68]. La méthode des éléments finis est largement utilisée en biomécanique. L'intérêt des modèles d'éléments finis est leur capacité à simuler numériquement le comportement osseux et articulaire. Pour modéliser les différentes structures osseuses qui constituent l'articulation de la hanche, des modèles 3D ont été développés pour rendre compte de la structure très complexe des os. Une étude [70, 71] a montré, en utilisant la méthode des éléments finis, que l'effet de la présence de cavités ou d'inclusion osseuse dans le ciment est une source de concentration de contrainte. Dans ce chapitre, nous avons effectué une analyse par le calcul éléments finis 3D, de la distribution des contraintes équivalentes dans un ciment orthopédique endommagé par la présence d'une cavité de différents diamètres dans des conditions de trois cas de charges dynamiques (*marche normal, monte les escaliers, descendre les escaliers*).

La probabilité de décollement est évaluée par un indice de fracture calculé à l'interface ciment-métal utilisant le critère de Hoffman [72] qui prend en compte l'effet de cisaillement dans l'interface. Cet indice indique dans quelle région du manteau de ciment le décollement peut se produire. Les résultats montrent que la présence d'une cavité de diamètre supérieure

ou égal à 0.3mm à l'interface ciment-implant cause des sur-contraintes au voisinage de la cavité pour les trois activités. Les sur-contraintes provoquent la création de micro-zones de rupture autour de la cavité à l'interface ciment-implant. Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage sous l'effet de la fatigue vers la partie distale du ciment jusqu'au provoquer le **descellement** total de la prothèse.

6.2 : Analyse par éléments finis

Le modèle numérique tridimensionnel de la prothèse totale de hanche (os-prothèse de hanche) a été défini et présenté dans le chapitre.3.

Les conditions de charge du système (forces de contact articulaires, forces musculaires), ainsi que les propriétés mécaniques des constituants de la prothèse totale de hanche et les Conditions aux limites sont les mêmes et ont été définies dans le chapitre.3.

L'étude du champ de contrainte autour d'une cavité nécessite un maillage raffiné pour améliorer l'exactitude des résultats. La figure.6.1 montre le maillage de différents composants de la prothèse totale de hanche. Le maillage utilise l'élément quadratique hexaédrique (C3D10) pour la cavité et l'élément quadratique tétraédrique (C3D8) pour les parties restantes de la PTH. L'interface os-ciment est considérée comme un contact collé et l'interface ciment-implant est modélisée en contact avec un coefficient de frottement.

Nous avons utilisé un coefficient de frottement $\nu = 0,25$, il a été mesuré expérimentalement entre 0,17 et 0,32 pour l'interface implant-ciment [73]. Le ciment osseux a pour rôle principal de transférer la charge entre l'os et la tige et d'assurer sa stabilité.

La majorité des pores présents à l'intérieur du ciment osseux se forment principalement lors de la préparation du mélange, où les bulles d'air sont incorporées dans le mélange. Ils sont caractérisés par la variation de leur taille qui détermine le comportement mécanique du ciment osseux. La coalescence des pores donnent naissance à des cavités. *Les fractures du ciment osseux conduisent à la rupture de l'interface ciment implant*, Jasty et al [69]. *Le décollement de l'interface ciment tige est responsable du descellement des prothèses totales de hanche* [73].

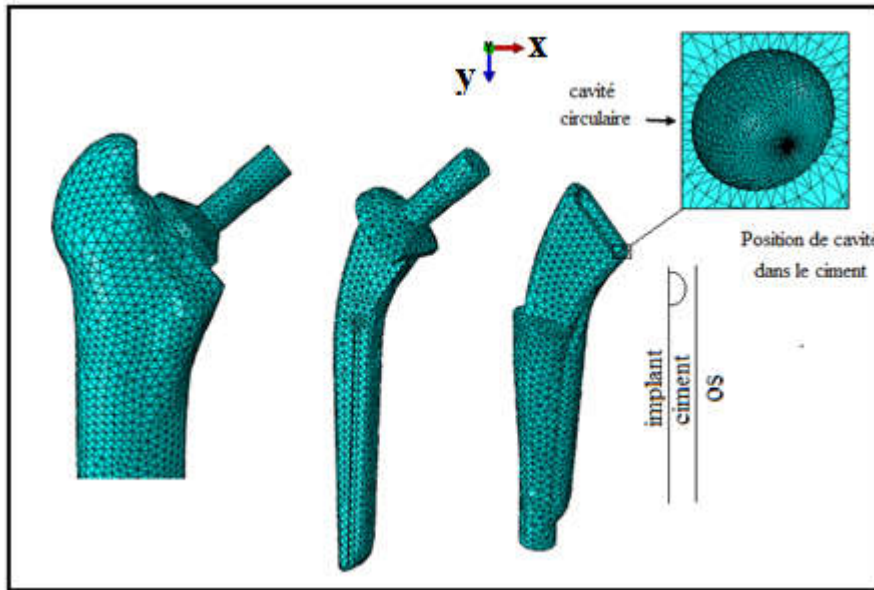


Figure 6.1: Maillage par éléments finis des composants de la prothèse de hanche

La cavité sphérique (Figure.6.1) est supposée existante dans le manteau de ciment pour différentes diamètres ($D = 0.1\text{mm}$, 0.15mm , 0.2mm et 0.3mm). Le maillage du ciment autour de la cavité à l'interface ciment-tige est illustré à la figure.6.1. La cavité est placée dans la partie proximale du ciment à l'interface tige-ciment. Selon l'étude de Bouziane et al [70], qui placent des microsphères au niveau de différentes zones de ciment (proximal, médial et distal), ont montré que la contrainte est maximale le long de la zone proximale. Dans cette zone, le risque de fracture ou de décollement de la tige est le plus probable.

Un indice de rupture a été calculé à l'interface ciment-implant en utilisant le critère de Hoffman [72]. Ce critère nous permet d'évaluer la probabilité de décollement et de déterminer où se produirait le décollement.

L'indice de rupture (FI) est défini comme suit:

$$FI = \frac{1}{\sigma_t \sigma_c} \sigma^2 + \left(\frac{1}{\sigma_t} - \frac{1}{\sigma_c} \right) \sigma + \frac{1}{\sigma_s^2} \tau^2$$

Où σ et τ sont respectivement les contraintes d'interface normale et de cisaillement. $\sigma_t = 8\text{Mpa}$ est la résistance à la traction de l'interface, $\sigma_c = 70\text{Mpa}$ est la résistance à la compression, $\sigma_s = 6\text{Mpa}$ est la résistance au cisaillement. Les constantes sont extraites des travaux de Verdonchot [22]. L'indice de rupture varie entre 0 et 1. On suppose que la défaillance totale de l'interface tige-ciment se produit lorsque $FI = 1$.

6.3 : Résultats

Ce travail vise à évaluer la distribution des contraintes de Von Mises autour d'une cavité située dans la partie proximale du ciment à l'interface tige-ciment. Un critère d'endommagement a été adopté pour évaluer la probabilité de décollement et pour déterminer où se produirait le décollement.

6.3.1 : Analyse des contraintes de Von Mises dans le ciment endommagé

La distribution des contraintes de Von Mises dans le ciment avant et après dommage lors de la marche est présentée dans la figure.6.2. La figure.6.2(a) montre un modèle du manteau de ciment non endommagé dans lequel des contraintes maximales ont été générées à l'interface ciment-implant, dans la partie latérale proximale du manteau de ciment. La contrainte de V.M. atteint la valeur maximale de $\sigma_{V.M.}=18\text{Mpa}$. Dans le reste du manteau y compris la pointe du ciment, la contrainte de V.M. est très faible ($\sim 0.65\text{ MPa}$). Les contraintes dans le ciment obtenues par le présent modèle sont en accord avec les résultats issus de la littérature [62].

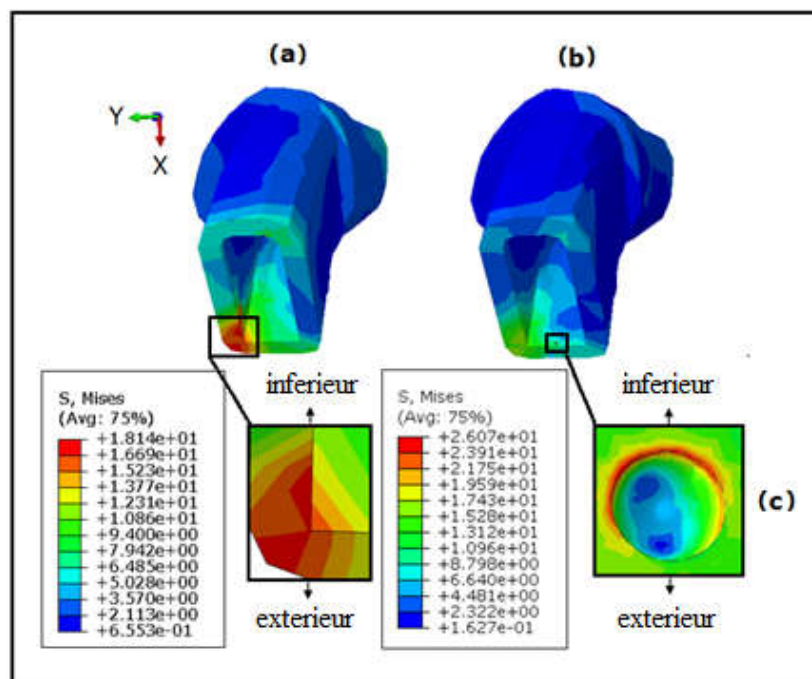


Figure.6.2: Distribution des contraintes de Von Mises sous des charges dynamiques dans (a) ciment non endommagé, (b) ciment endommagé, (c) autour de la cavité

La figure.6.2(b) montre un modèle du manteau de ciment endommagé et présentant une cavité ($D=0.3\text{mm}$) à l'interface ciment-implant. La partie proximale du manteau de ciment est

fragilisée par des zones de sur-contraintes autour de la cavité. La contrainte de V.M. est maximale autour de la cavité, elle atteint la valeur de $\sigma_{V.M.}=27\text{Mpa}$. La présence de la cavité a modifié la distribution des contraintes dans le ciment endommagé. Une augmentation des contraintes est constatée dans la région proximale latérale prolongée jusqu'à la cavité, et une diminution de la contrainte dans les régions distale et médiale (0.16 à 4 MPa).

La comparaison des résultats du premier et deuxième modèle montre que la présence d'un défaut (cavité) a perturbé la distribution des contraintes dans le ciment. Dans le premier modèle, la contrainte maximale de V.M. atteint 18Mpa dans la région proximale latérale. Dans le deuxième modèle, tout autour de la cavité une sur-contrainte est enregistrée. La contrainte de V.M. est maximale et atteint $\sigma_{V.M.}=27\text{Mpa}$. Dans le reste du ciment, les régions médiale et distale, une diminution de la contrainte est constatée. La nouvelle distribution des contraintes dans le ciment due à l'existence d'un dommage montre que les efforts sont transférés de la zone saine (diminution de la contrainte) vers l'endroit endommagé (augmentation de la contrainte).

6.3.2: Analyse de la contrainte de Von Mises autour de la cavité

Les figures.6.3, 6.4 et 6.5 montrent la variation de la contrainte maximale de V.M. au voisinage de la cavité pour trois cycles de charges dynamiques (*marche normale, montée des escaliers, descente des escaliers*) et pour différents diamètres des cavités ($D=0.1\text{mm}$, 0.15mm , 0.2mm et 0.3mm).

La figure.6.3 présente la variation de la contrainte maximale de V.M. calculée en un point voisin de la cavité ayant différents diamètres et pour un cycle de la marche normale. Les courbes montrent que la contrainte croit rapidement pour atteindre la valeur maximale ($\sigma_{V.M.}=27\text{ Mpa}$ pour $D=0.3\text{mm}$) en un temps de marche très court $T=0.18\text{s}$, puis elle décroît pour atteindre la valeur minimale pour un temps long $T= (0.52\text{s})$, ensuite elle demeure constante jusqu'à la fin du cycle de marche pour un temps $T= 0.4\text{s}$.

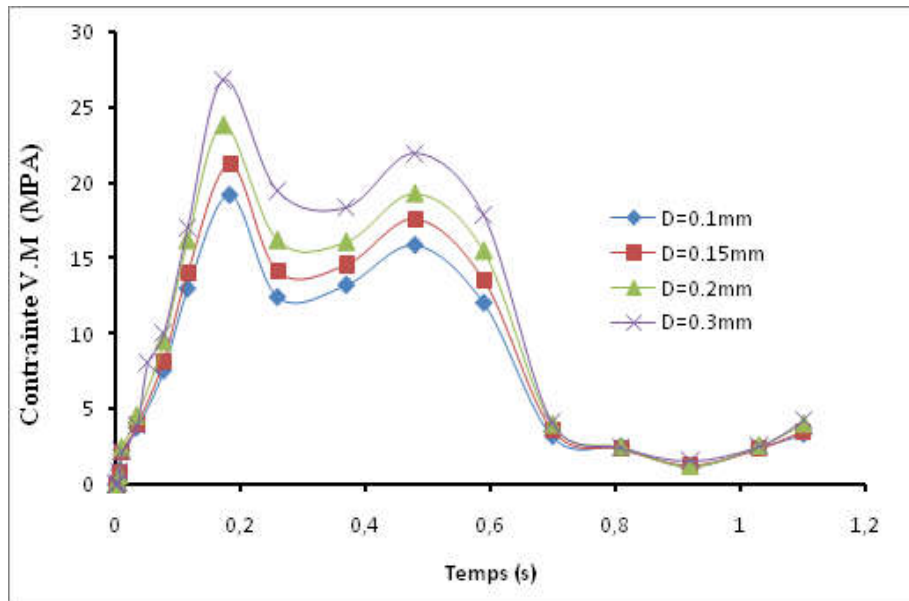


Figure 6.3: Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la marche

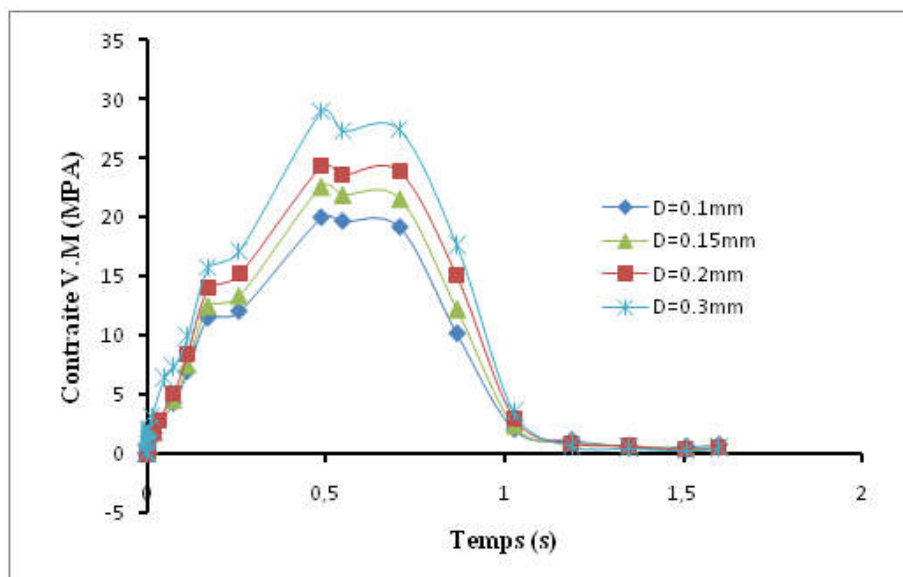


Figure 6.4: Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la montée des escaliers

La figure.6.4 montre le comportement de la contrainte maximale de V.M. évaluée près d'une cavité ayant différents diamètres et pour un cycle de la montée des escaliers. Les courbes montrent que la contrainte croît modérément jusqu'à la valeur maximale ($\sigma_{V.M}=28.9\text{Mpa}$ pour $D=0.3\text{mm}$) en un temps de la montée des escaliers $T=0.5\text{s}$, ensuite elle décroît rapidement jusqu'à sa valeur minimale pour un temps $T=0.7\text{s}$, puis elle tend à s'annuler pendant un temps $T=0.4\text{s}$.

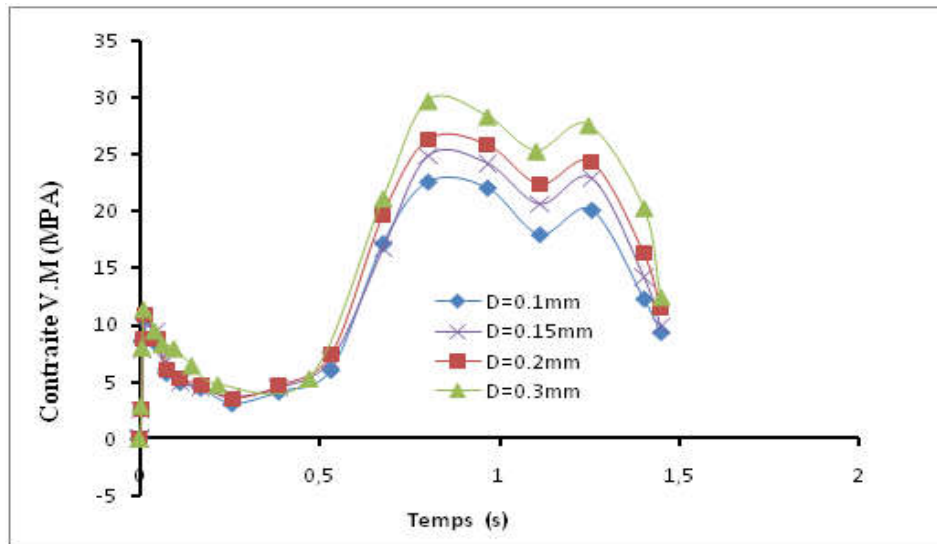


Figure 6.5: Contrainte maximale de Von Mises générée près de la cavité de différents diamètres pendant la descente des escaliers

La figure.6.5 présente la variation de la contrainte maximale de V.M. déterminée auprès d'une cavité ayant différents diamètres et pour un cycle de descente des escaliers. Le comportement de la contrainte montre que la courbe fléchit légèrement pour un temps long, $T=0.6\text{s}$, ensuite elle croît rapidement jusqu'à la valeur maximale ($\sigma_{V.M}=29.75\text{Mpa}$ pour $D=0.3\text{mm}$) en un temps de descente des escaliers très court $T=0.25\text{s}$, puis elle décroît. Les figures.6.3, 6.4 et 6.5 montrent que la contrainte de Von Mises est fonction du diamètre des cavités pour les trois modes de chargement. La marche ainsi que la montée des escaliers génèrent des contraintes élevées au début du cycle, par contre la descente des escaliers génère des contraintes élevées à la fin du cycle.

6.3.3 : Etude du décollement à l'interface ciment-implant

Le descellement d'une prothèse est le plus souvent une complication d'origine mécanique (non infectieuse). La probabilité de descellement à l'interface ciment-implant est plus grande que celle de l'interface os-ciment à cause de la grande différence entre les propriétés mécaniques du métal (titane) et le ciment osseux.

En vue de comprendre quel degré d'endommagement peut atteindre une interface ciment-implant d'un ciment sain lors d'un chargement, un indice de rupture a été calculé à l'interface ciment-implant en utilisant le critère de Hoffman. Cet indice évalue la probabilité de décollement de l'interface

La figure.6.7 présente la variation de l'indice d'endommagement (FI) calculé à l'interface tige-ciment pour différentes activités des patients (marche, montée des escaliers, descente des escaliers) pour un cycle d'activité.

La marche et la montée des escaliers présentent des valeurs maximales de FI de 0.27 et 0.30 pour des temps respectivement de 0.32 et 0.5s. L'activité de descente des escaliers présente une valeur de (FI) maximale de 0.32, maintenue sur un intervalle de temps compris entre 0,8 et 1.3s.

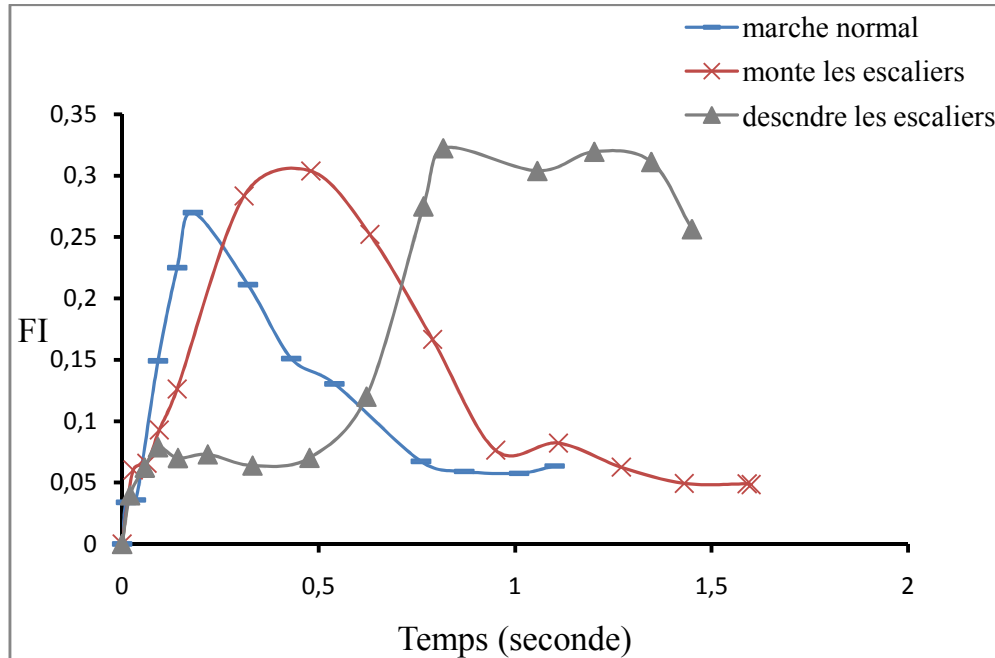


Figure 6.6: Valeurs maximales de FI pour un cycle des différentes activités

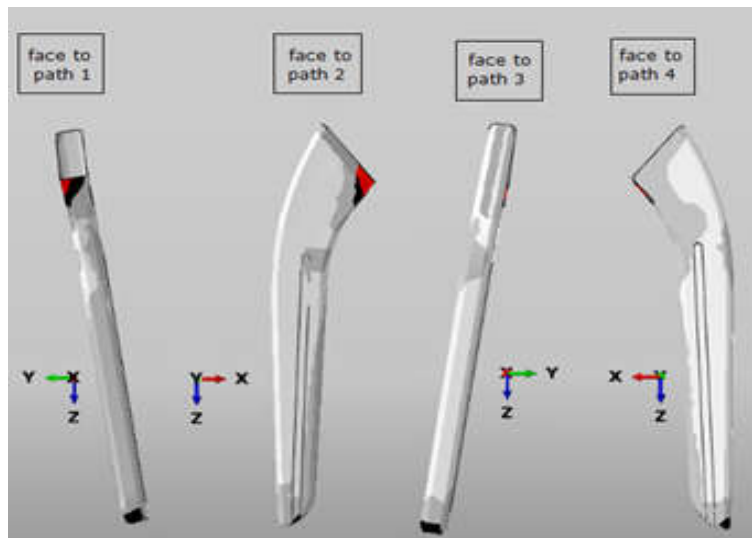


Figure 6.7 : Différentes faces de l'interface ciment-implant

Pour comprendre plus en détail le décollement à l'interface, nous avons évalué l'indice d'endommagement (FI) le long de l'interface implant-ciment à un temps où le chargement est maximal, **pendant la descente des escaliers**.

La figure.6.7 montre les quatre faces de la surface de l'interface ciment-implant. Sur chaque face, nous avons matérialisé le long de la surface une ligne représentant le chemin de calcul de l'indice FI. Les figures des path2 et path4 représentent respectivement les faces antérieure et postérieure de l'interface ciment-implant.

La représentation de la variation de l'indice d'endommagement (FI) le long de ces quatre chemins est présentée dans la figure.6.8.

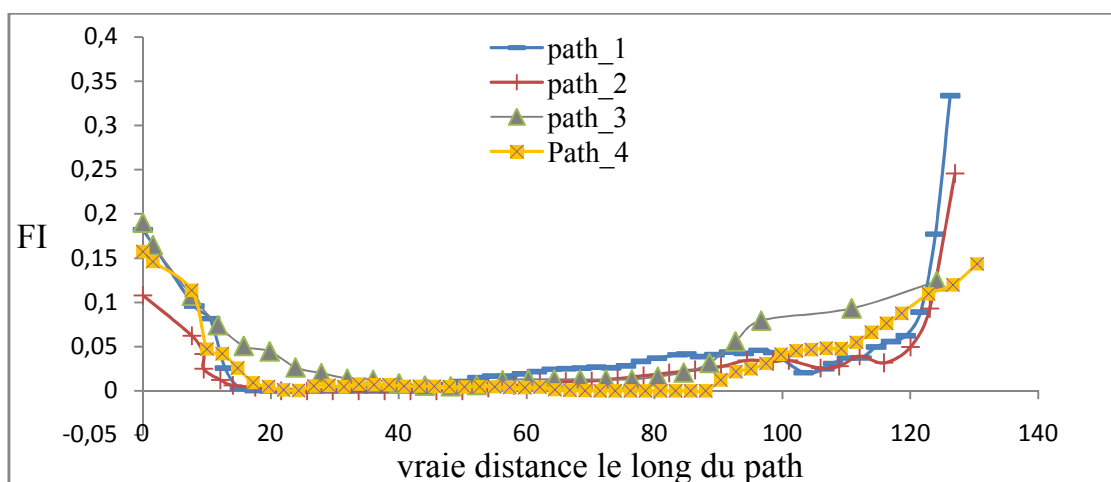


Figure 6.8: Distribution de FI le long des quatre chemins de l'interface tige-ciment

La figure.6.8 montre l'allure des courbes représentant la variation de l'indice FI le long de l'interface ciment-implant. L'échec de l'interface n'aura lieu que si l'indice FI atteint la valeur 1 (un). Dans notre cas, la figure.6.8 montre que l'interface ciment-implant résiste aux charges dynamiques,

Dans la zone médiane de l'interface, la valeur de l'indice d'endommagement (FI) est faible quelque soit le chemin de calcul. L'indice (FI) est maximal dans les deux extrémités proximale et distale de la prothèse. Ceux sont des endroits où la probabilité de décollement est la plus importante. L'endommagement de l'interface peut avoir lieu par exemple lors d'un mouvement accidentel ou des répétitions par fatigue. Le chemin de la face médiale (path1) est le plus critique, l'indice FI atteint la valeur maximale $FI=0.32$. L'extrémité proximale de la face médiale du ciment est la plus sollicitée en compression, figure.5.9 du chapitre.5 (contrainte principale), c'est pourquoi elle est l'endroit le plus sensible au décollement. Ces résultats confortent d'autres recherches qui montrent que le décollement dans une prothèse cimentée s'initie essentiellement aux extrémités de l'interface métal-ciment.

6.3.4 : Etude du décollement à l'interface ciment-implant endommagée

Sous l'effet des charges dynamiques, une cavité à l'interface ciment-implant est le siège des pics de contraintes. Ces pics de contraintes favorisent la naissance de zones de décollement au niveau de l'interface ciment-implant qui mènent au descellement. Pour confirmer ce résultat, nous avons calculé l'indice d'endommagement de Hoffmann (FI) pour une interface ciment-implant présentant une cavité de différents diamètres ($D=0.15$, $D=0.2$ et 0.3 mm respectivement) sous des charges maximales pour les trois modes d'activité. L'index d'endommagement est utilisé pour identifier le long de l'interface où le décollement se produirait.

La figure.6.9 montre une comparaison de la distribution de l'indice d'endommagement entre un ciment non endommagé et un ciment endommagé, sous une charge maximale pendant la marche. La figure.6.9(a) montre la distribution de l'indice d'endommagement pour un ciment non endommagé.

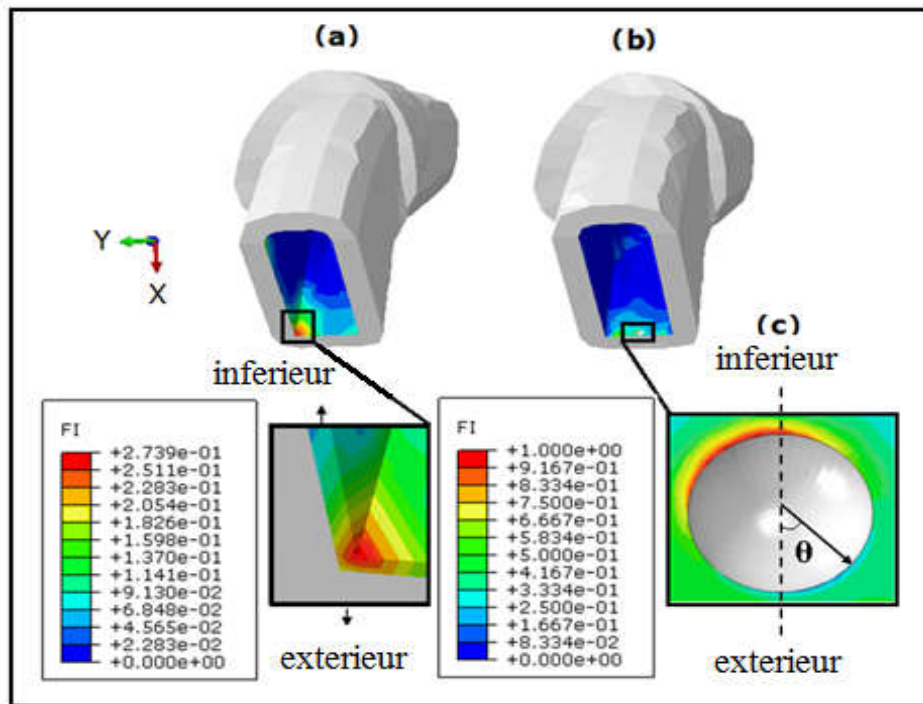


Figure 6.9: Distribution de l'indice d'endommagement sous charges dynamiques dans (a) ciment non endommagé, (b) ciment endommagé pour une cavité ($D = 0.3\text{mm}$)

Les résultats de l'indice montrent que pendant un cycle d'activité, la liaison ciment-implant résiste aux surcharges dynamiques. L'interface implant-ciment est préservée. La figure.6.9(b) montre la distribution de l'indice d'endommagement dans un ciment endommagée par la présence d'une cavité. Les valeurs maximales de l'indice d'endommagement se situent autour de la cavité et atteignent la valeur 1 ($FI=1$) pour une cavité de diamètre $D=0.3\text{mm}$. Les contraintes élevées aux abords de la cavité, endommagent l'interface ciment-implant et le décollement est supposée survenir à $FI=1$.

Les abords de la cavité seront les premiers à se décoller. La figure.6.9(c) montre que le décollement commence dans la région inferieur de la cavité (le bas de la cavité), ensuite il continue vers le bas, côté latéral de l'interface. Par fatigue le décollement se propage jusqu'à ce que toute l'interface soit lâche.

6.3.5 : Etude de l'endommagement autour d'une cavité

Pour mieux cerner les risques qui mènent à l'endommagement de l'interface ciment-implant, une analyse locale de la répartition des niveaux de l'indice d'endommagement autour de la cavité a été réalisée.

Les figures.6.10, 6.11 et 6.12 montrent la variation de l'indice d'endommagement (FI) en fonction de l'angle d'orientation (θ°) autour d'une cavité de diamètre ($D=0.15\text{mm}$, $D=0.2\text{mm}$, 0.3mm respectivement), sous une charge maximale issue des trois activités (*marche, montée des escaliers, descente des escaliers*). θ est un paramètre angulaire de repérage autour de la cavité, variant de 0° à 360° , figure.6.9(c).

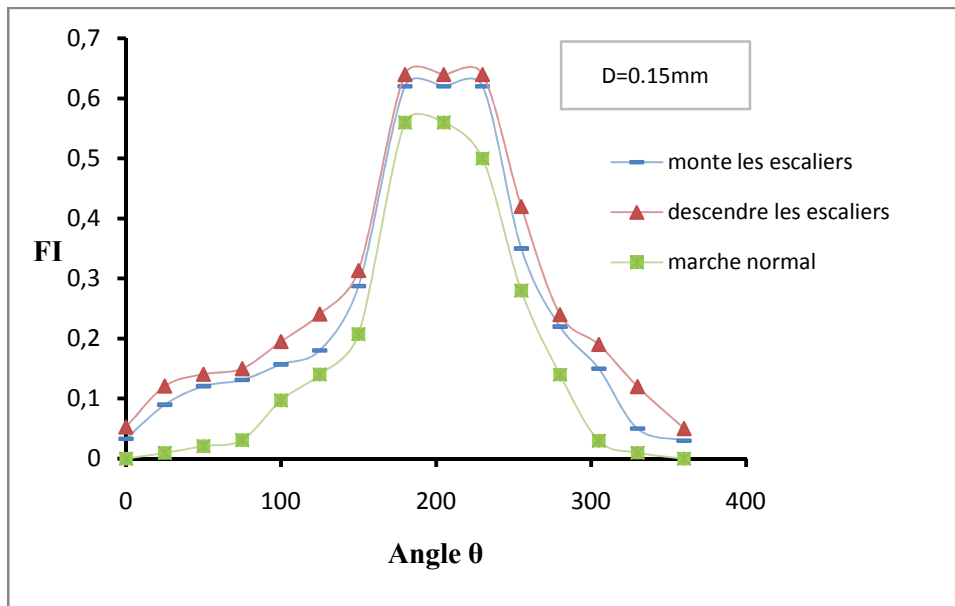


Figure 6.10: Variation de FI autour de la cavité ($D = 0.15\text{mm}$) au cours de trois activités

Les figures.6.10 et 6.11 montrent la variation de l'indice (FI) en fonction de l'angle θ , pour une cavité de différents diamètres $D=0.15\text{mm}$ et $D=0.2\text{mm}$ respectivement. L'indice est calculé aux pics des charges des trois activités (*marche normal, monte les escaliers, descendre des escaliers*).

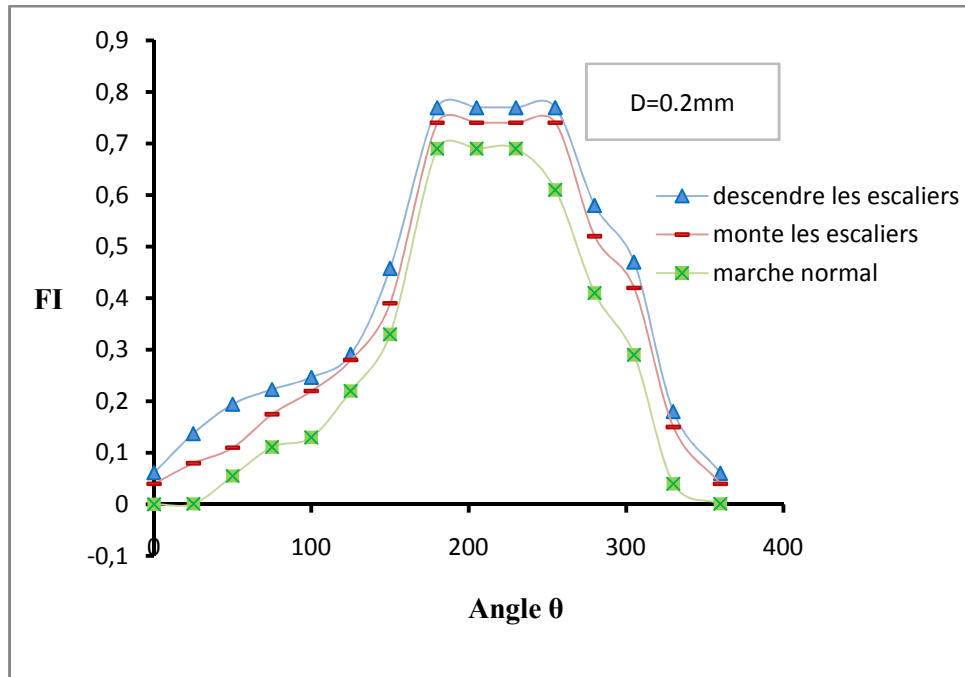


Figure 6.11: Variation de FI autour de la cavité ($D = 0.2\text{mm}$) au cours de trois activités

Les courbes des figures.6.10 et 6.11 montrent que le comportement de l'indice FI varie lentement, puis rapidement pour atteindre le maximum à $\theta=180^\circ$. Pour θ compris entre 180° et 230° , 180° et 250° pour $D=0.15\text{mm}$ et $D=0.2\text{mm}$ respectivement, l'indice se stabilise à sa valeur maximale (FI=0.55, 0.62 et 0.64) et (FI=0.70, 0.74 et 0.77) pour $D=0.15\text{mm}$ et $D=0.2\text{mm}$ respectivement pour les trois activités, *ensuite il décroît rapidement jusqu' à zéro pour $\theta=360^\circ$.*

Les résultats montrent que malgré une zone critique située entre 180° et 250° sur les bords de la cavité, l'interface ciment-implant résiste aux sur-contraintes induites par les charges dynamiques issues des trois activités.

La figure.6.12 montre la variation de l'indice FI en fonction de l'angle θ , pour une cavité de diamètre $D=0.3\text{mm}$, sous une charge maximale issue des trois activités (*marche normal, monter escaliers, descendre escaliers*). Les courbes montrent un même comportement pour les trois activités.

L'indice FI monte rapidement pour atteindre la valeur maximale FI=1 pour l'angle $\theta =180^\circ$, ensuite il reste constant jusqu'à $\theta=270^\circ$, puis il décroît rapidement jusqu'à la valeur zéro (0) pour $\theta=360^\circ$.

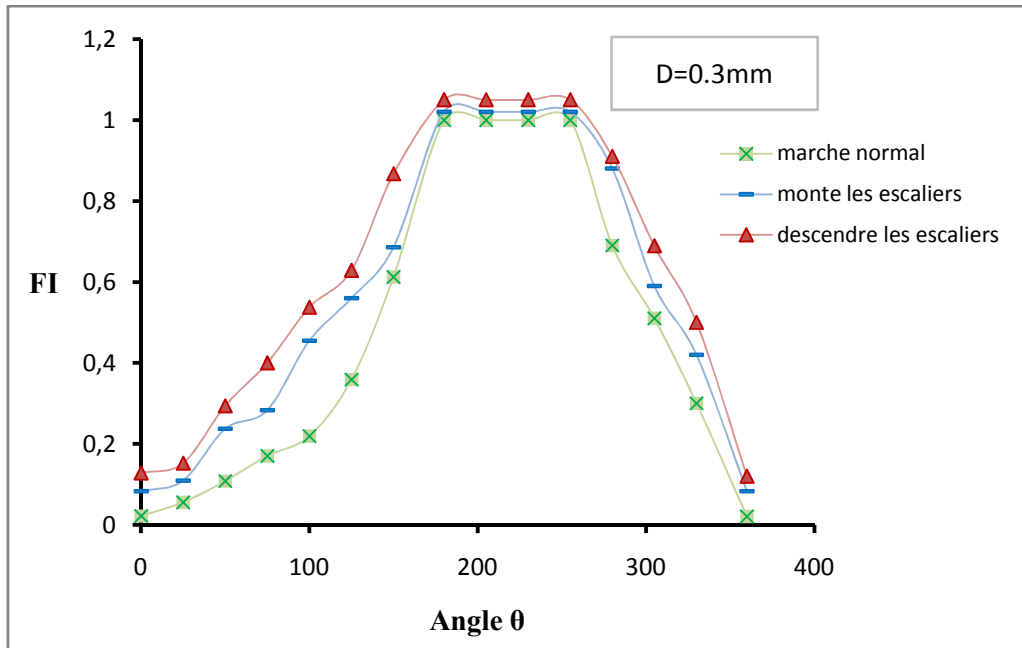


Figure 6.12: Variation de FI autour de la cavité (D = 0.3mm) au cours de trois activités

Des valeurs de FI élevées impliquent que l'interface ciment-implant présente une plus grande tendance à l'échec et la défaillance de l'interface est supposée survenir à FI=1. Sur les bords de la cavité, dans la zone comprise entre $180^{\circ} \leq \theta \leq 270^{\circ}$, l'indice de rupture FI est égale à un (FI=1). C'est l'endroit où se produirait le décollement, figure.6.12. Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage vers la partie distale du ciment jusqu'au provoquer le **descellement** total de la prothèse.

6.4 : Interprétation des résultats

Le but de la présente étude est d'analyser par le calcul éléments finis, la distribution des contraintes équivalentes dans un ciment orthopédique endommagé par la présence d'une cavité de différents diamètres dans des conditions de trois cas de charges en mode dynamique (*marche normal, monter escaliers, descendre escaliers*). Un critère d'endommagement a été adopté pour évaluer la probabilité de décollement et pour déterminer le lieu où se produirait le décollement.

Une comparaison des résultats a été réalisée entre un modèle de ciment non endommagé et un modèle de ciment endommagé. La comparaison des résultats a montré que la présence d'un défaut (cavité) a modifié la distribution des contraintes dans le ciment. Dans le premier modèle, la contrainte maximale de V.M. atteint 18Mpa dans la région proximale latérale. Dans le deuxième modèle, le pourtour de la cavité est soumis à des contraintes élevées. La

contrainte de V.M. est maximale et atteint $\sigma_{V.M.}=27\text{Mpa}$. Dans le reste du ciment, les régions médiale et distale, une diminution de la contrainte est constatée. La nouvelle distribution des contraintes dans le ciment due à l'existence d'un dommage montre que les contraintes sont transférées de la zone saine (décharge) vers l'endroit endommagé (surcharge). Les résultats montrent que la contrainte équivalente est fonction du diamètre des cavités pour les trois modes de chargement. La marche ainsi que la montée des escaliers génèrent des contraintes élevées au début du cycle, par contre la descente des escaliers génère des contraintes élevées à la fin du cycle.

Les résultats montrent que la présence d'une cavité de diamètre supérieure ou égal à 0.3mm est nuisible pour la résistance de l'interface ciment-implant. Les contraintes d'interface élevées générées au voisinage de la cavité pour les trois activités, ont provoqué la création de micro-zones de rupture de l'interface ciment-implant. Les valeurs élevées de l'indice de rupture ($FI=1$) indiquent l'endroit où se produirait le décollement (figure.6.12). Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage par fatigue vers la partie distale du ciment jusqu'au provoquer le **descellement** total de la prothèse. Les autres composants de la prothèse ne sont pas affectés par la présence du défaut dans le ciment.

6.5 : Conclusion

Le travail présenté dans ce chapitre est une contribution dans la compréhension du comportement de l'interface ciment-implant en présence d'une cavité. La présence de porosité dans le ciment osseux est un facteur favorable pour la tenue mécanique de la prothèse. Néanmoins lorsque leur densité est importante, les pores peuvent par coalescence former des cavités.

L'effet des charges dynamiques sur la prothèse fait apparaître des sur contraintes autour de la cavité située à l'interface ciment-implant. La distribution des contraintes dans le manteau de ciment est modifiée. La zone endommagée (cavité) devient le siège de sur contrainte (surcharge), alors que dans le reste du manteau de ciment les contraintes se relâchent (décharge). Des micro-zones de rupture apparaissent aux alentours de la cavité lorsque la taille de la cavité est importante ($D \geq 0.3 \text{ mm}$). Les résultats montrent que les sur contraintes d'interface générées au voisinage de la cavité pour les trois activités ont provoqué la création de micro-zones de rupture de l'interface ciment-implant. Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage par fatigue vers la partie distale du ciment jusqu'au provoquer le **descellement** total de la prothèse.

Cette étude peut fournir des enseignements importants au chirurgien qui est appelé à utiliser un système de mélange de ciment adéquat de façon à réduire la porosité et ainsi garantir à long terme la stabilité de l'implant.

Remarques : *les résultats scientifiques ici présentés dans ce chapitre ont fait l'objet de deux (02) articles.*

Le premier article, intitulé « finite element analysis of orthopedic cement behavior of total hip prosthesis under cavity effect », a fait l'objet d'une publication parue dans le journal « journal of Composites and Advanced Materials »

Le deuxième article, intitulé « Finite element model of the failure of stem-cement interface in total hip arthroplasty », est en traitement au niveau d'un journal « scientific bulletin ».

Conclusion générale

L'objectif de cette étude réside en l'évaluation du comportement du ciment orthopédique endommagé par la présence d'un défaut dans des conditions de trois cas de charges en mode dynamique (*marche normale, montée et descente des escaliers*).

La méthode des éléments finis est largement utilisée en biomécanique. L'élaboration d'un modèle numérique tridimensionnel de prothèse totale de hanche (os-prothèse de hanche), nous permet une utilisation comme un « banc d'essai » préclinique apte à prédire le comportement biomécanique d'un implant.

Une première étude traite de l'analyse de la contrainte de Mises, des contraintes principales et du transfert des charges entre les différents composants fémoraux qui composent la prothèse totale de hanche.

En général les trois activités (*marche normale, montée et descente des escaliers*) présentent des schémas de répartition des contraintes dans les composants fémoraux très similaires malgré des différences dans les charges. Que ce soit pour l'implant, le ciment ou le fémur, chaque composant présente une similitude des contours de contrainte de Mises pour les différents cycles d'activités.

L'implant est soumis à des niveaux de contraintes élevés. Sa résistance supérieure lui permet de supporter les efforts sans risque d'endommagement. La tige fémorale transfère la charge au travers de ses côtés médial et latéral (correspondant aux contacts implant-ciment).

Le ciment, hormis des contraintes maximales localisées partiellement à l'extrémité supérieure et inférieure, présente des contraintes faibles et homogènes sur l'ensemble du manteau de ciment. Le ciment joue le rôle de répartiteur de contrainte avant de transmettre les efforts vers l'os du fémur.

L'os du fémur est sollicité dans sa partie distale c'est-à-dire la partie du fémur qui est au-dessus de l'encastrement. Le transfert des efforts de l'implant vers le fémur via le ciment connaît une sérieuse perturbation. Les résultats recueillis portent à croire que la concentration de contraintes en antérieure et postérieure fait dévier l'effort au détriment des régions supérieure et inférieure qui elles éprouvent une diminution non négligeable de la sollicitation. Ceci vient probablement de l'hypothèse selon laquelle un déséquilibre mécanique serait engendré par l'introduction d'une discontinuité géométrique, conséquence du forage pratiqué pour recevoir la tige de l'implant. Nous observons une déviation des efforts dans le fémur. Ainsi, l'os s'adapte aux contraintes dont il est sujet, le stress shielding responsable de la

résorption osseuse. Le fémur ainsi affaibli, contraint à encaisser davantage des efforts, fait augmenter le risque de fracture.

Une bonne tige fémorale doit être en mesure d'effectuer un transfert optimal des charges sur l'os. Une bonne mise en charge de l'os est atteinte lorsque ses deux côtés proximale et distale soient convenablement sollicités.

Une deuxième étude traite de l'analyse de la présence de porosité dans le ciment osseux. La présence de porosité dans le ciment osseux est un facteur favorable pour la tenue mécanique de la prothèse. Néanmoins lorsque leur densité est importante, les pores peuvent par coalescence former des cavités. Sous l'effet des charges dynamiques sur la prothèse des micro-zones de rupture apparaissent aux alentours de la cavité lorsque la taille de la cavité est importante ($D \geq 0.3$ mm). Le décollement s'initie au voisinage de la cavité, ensuite il se propage par fatigue vers la partie distale du ciment jusqu'à provoquer le **descellement** total de la prothèse.

Les résultats estimant le comportement structurel réel du système de la prothèse pour n'importe quelle combinaison de matériaux, sont des moyens précieux pour une aide à la conception et à la mise en place des matériaux.

Ainsi, la technique chirurgicale de la PTH pourra potentiellement connaître un certain progrès pour ainsi augmenter les probabilités de performer d' une intervention avec succès.

La bibliographie:

- [1] CIHI. Canadian Joint Replacement Registry (CJRR) - 2004 Report: Total Hip and Total Knee Replacements in Canada. Toronto, Canada: Canadian Institute for Health Information., 2004. 91 p.
- [2] *Utah Hip and Knee Center. "History of Total Joint Replacement". tiré de <http://www.utahhipandkncc.com/>. (Page consulté le 2 mars 2005)*
- [3] Macari, G. S., Kassim, R. A., Yoon, P., & Saleh, K. J. "The Cementless Femoral Stem Revisited". *Journal of the Southern Orthopaedic Association*. Vol. 12, no 2, 2003. P. 83-89
- [4] Moore, K. L., & Dalley, A. F. Anatomie médicale : Aspects fondamentaux et applications cliniques (J. Milaire, Trans. Ire ed.). Paris: DeBoeck Université, 2001. 1177 p.
- [5] *Rieker, C. B. "Tribology in Total Hip Arthroplasty -Historical Development and Future Trends". Business Briefing: Global Surgery 2003. Vol., n°, 2003. P. 1-3.*
- [6] CIHI. Canadian Joint Replacement Registry (CJRR) - Hip and Knee Replacements in Canada, 2006. 88 p.
- [7] Branson, J. J., & Goldstein, W. M. "Primary total hip arthroplasty." *Aorn J*. Vol. 78, n° 6, 2003. P. 947-953.
- [8] Park, J. B. "Hip Joint Prosthesis Fixation: Problems and Possible Solutions". Dans: *Biomaterials - Principles and applications*, I. B. Park & I. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 219-239
- [9] 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.
- [10] Park, S. H., Llinas, A., & Goel, V. K. "Hard Tissue Replacements". Dans: *Biomaterials Principles and Applications*, I. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003.
- [11] Roques, A., Browne, M., Taylor, A., New, A., & Baker, D. "Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement". *Biomaterials*. Vol. 25, n° 18, 2004. P. 4415-4424.
- [12] Herberts, P., Malchau, H., & Garellick, G. *The Swedish National Hip Arthroplasty Register - Annual Report 2002*. Göteborg, Sweden: Department of Orthopaedics Sahlgrenska University Hospital, 2003. 62 p
- [13] Verdonschot, N., & Huiskes, R. "The effects of cement-stem debonding in THA on the longterm failure probability of cement". *Journal of Biomechanics*. Vol. 30, n° 8, 1997. P. 795-802.
- [14] McCornack, B. A. O., & Prendergast, P.J. "Microdamage accumulation in the cement layer hip replacements under flexural loading". *Journal of Biomechanics*. Vol. 32, n° 5, 1999. P. 467-475.
- [15] Bergmann, G. 2001. "HIP98, loading of the hip joint", Free University, Berlin: ISBN 3-9807848-0-0
- [16] Abaqus Ver 6-5, User Guide; 2004.
- [17] Orr, I. F., Dunne, N. I., & Quinn, J. C. "Shrinkage stresses in bone cement". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 17, 2003. P. 2933-2940.

- [18] Munson FT, Heron DF : Facial reconstruction with acrylic resin. *Am J Surg* 1941 ; 3 : 291-50
- [19] Charnley J : Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg* 1960 ; 42-B : 28
- [20] Charnley J : The bonding of prostheses to bone by cement. *J Bone Joint Surg* 1964 ; 46-B : 518
- [21] Bergmann G, Graichen G, Rohlman A : Hip joint loading during walking and running measured in two patients. *J Biomech* 1993 ; 26 : 969-90
- [22] Doriot, J.-M., Bailon, J.-P., & Masounave, J. *Des matériaux* (2e ed.). Montréal: Édition de l'École Polytechnique de Montréal, 1999. 733 p
- [23] Lee, H. B., Khang, G., & Lee, J. H. "Polymeric Biomaterials". Dans: *Biomaterials-Principles and Applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 55-77
- [24] Burdairon, G. *Abrégé de biomatériaux dentaires*. Paris: Masson, 1981. 292 p
- [25] Lewis, G. "Properties of acrylic bone cement: State of the art review". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 38, n° 2, 1997. P. 155-182.
- [26] Vallo, C. I. "Theoretical prediction and experimental determination of the effect of mold characteristics on temperature and monomer conversion fraction profiles during polymerization of a PMMA-based bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 63, n° 5, 2002. P. 627-642
- [27] Lewis, G. "Fatigue Testing and Performance of Acrylic Bone-Cement Materials: State-of-the-Art Review". *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*. Vol. 66, n° 1, 2003. P. 457-486.
- [28] Lewis, G., & Carroll, M. "Rheological properties of acrylic bone cement during curing and the role of the size of the powder particles". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 63, n° 2, 2002. P. 191-199.
- [29] Schmidt, R. *Comportement des matériaux dans les milieux biologiques -Application en médecine et en biotechnologie* (Vol. 7). Lausanne: Presses polytechniques et universitaires romandes, 1999. 449 p.
- [30] Rinnac CM, Wright TM, McGill DL : The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. *J Bone Joint Surg* 1986 ; 68-A : 281-7
- [31] Burke DW, Gates EI, Harris WH : Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg* 1984 ; 66A : 1265-73
- [32] Gruen TA, Markolf KL, Amstutz HC : Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. *Clin Orthop* 1976 ; 119 : 250-5
- [33] Huiskes, R. "Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement". *Current Orthopaedics*. Vol. 7, n°, 1993. P. 239-247
- [34] Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, et al: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 73:551-558,1991.

- [35] Yetkinler, D. N., & Litsky, A. S. "Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements". *Biomaterials*. Vol. 19, n° 17, 1998. P. 1551-1559
- [36] Ahmed, A. M., Burke, D. L., Miller, J., & Nair, R. "Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing bone cement: Part 1, Characterization of Relevant Volumetric Behavior of Bone Cement." *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*. Vol. 104, n° 1, 1982a. P. 21-27.
- [37] Dunne, N. J., & Orr, J. F. "Thermal characteristics of curing acrylic bone cement". *ITBM-RBM*. Vol. 22, n° 2, 2001. P. 88-97.
- [38] Migliaresi, C., Fambri, L., & Kolarik, J. "Polymerization kinetics, glass transition temperature and creep of acrylic bone cements". *Biomaterials*. Vol. 15, n° 11, 1994. P. 875-881.
- [39] Gilbert, J. L., Hasenwinkel, J. M., Wixson, R. L., & Lautenschlager, E. P. "A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: A potential major source of porosity". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 52, n° 1, 2000. P. 210-218.
- [40] Muller, S. O., Green, S. M., & McCaskie, A. W. "The dynamic volume changes of polymerising polymethyl methacrylate bone cement". *Acta Orthopaedica Scandinavica*. Vol. 73, n° 6, 2002. P. 684-687.
- [41] Jasty, M., Davies, J. P., Oconnor, D. O., Burke, D. W., Harrigan, T. P., & Harris, W. H. "Porosity of Various Preparations of Acrylic Bone Cements". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol., n° 259, 1990. P. 122-129.
- [42] James, S. P., Jasty, M., Davies, J., Piehler, H., & Harris, W. H. "A Fractographic Investigation of Pmma Bone-Cement Focusing on the Relationship between Porosity Reduction and Increased Fatigue Life". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 26, n° 5, 1992. P. 651-662.
- [43] Wang, J. S., Toksvig-Larsen, S., MullerWille, P., & Franzen, H. "Is there any difference between vacuum mixing systems in reducing bone cement porosity" *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 33, n° 2, 1996. P. 115-119
- [44] Muller-Wille, P., Wang, J.-S., & Lidgren, L. "Integrated system for preparation of bone cement and effects on cement quality and environment". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 38, n° 2, 1997. P. 135-142
- [45] Smeds, S., Goertzen, D., & Ivarsson, I. "Influence of temperature and vacuum mixing on bone cement properties". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol., n° 334, 1997. P. 326-334
- [46] Lewis, G. "Effect of mixing method and storage temperature of cement constituents on the fatigue and porosity of acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 48, n° 2, 1999. P. 143-149.
- [47] Murphy, B. P., & Prendergast, P.J. "On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement". *International Journal of Fatigue*. Vol. 22, n° 10, 2000. P. 855-864.
- [48] van de Belt, H., Neut, D., Uges, D. R. A., Schenk, W., van Hom, J. R., van der Mei, H. C., et al. "Surface roughness, porosity and wettability of gentamicin-loaded bone cements and their antibiotic release". *Biomaterials*. Vol. 21, n° 19, 2000. P. 1981-1987.

- [49] James, S. P., Schmalzried, T. P., McGarry, F. J., & Harris, W. H. "Extensive porosity at the cement-femoral prosthesis interface: A preliminary study", *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 27, n° 1, 1993. P. 71-78
- [50] Bishop, N. E., Ferguson, S., & Tepic, S. "Porosity reduction in bone cement at the cementstem interface". *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. Vol. 78B, n° 3, 1996. P. 349-356.
- [51] Baleani, M., Fognani, R., & Toni, A. "The influence of stem insertion rate on the porosity of the cement mantle of hip joint replacements". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, PartH: Journal of Engineering in Medicine*. Vol. 217, n° 3, 2003. P. 199-205.
- [52] Iesaka, K., Jaffe, W. L., Jones, C. M., & Kummer, F. J. "The effects of fluid penetration and interfacial porosity on the fixation of cemented femoral components." *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 87-B, n° 9, 2005. P. 1298-1302.
- [53] Hasenwinkel, J. M., Lautenschlager, E. P., Wixson, R. L., & Gilbert, J. L. "A novel high viscosity, two-solution acrylic bone cement: Effect of chemical composition on properties". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 47, n° 1, 1999. P. 36-45
- [54] Murphy, B. P., & Prendergast, P. J. "The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement". *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 59, n° 4, 2002. P. 646-654.
- [55] Lidgren, L., Drar, H., & Müller, J. "Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing". *Acta Orthop Scand*. Vol. 55, n° 5, 1984. P. 536-541.
- [56] Wixson, R., Lautenschlager, E., & Novak, M. "Vacuum mixing of acrylic bone cement". *The Journal of Orthoplasty*. Vol. 2, n° 2, 1987. P. 141-149.
- [57] Iesaka, K., Jaffe, W. L., & Kummer, F. J. "Effects of Preheating of Hip Prostheses on the Stem-Cement Interface". *J Bone Joint Surg Am*. Vol. 85, n° 3, 2003. P. 421-427.
- [58] Solidworks Software. Dassault System
- [59] Lanfeng Zhang, Shirong Ge, Hongtao Liu, Qingliang Wang, Liping Wang, Cory J. Xian, *Contact damage failure analyses of fretting wear behavior of the metal stem titanium alloy-bone cement interface*, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2015, 51: 132-146.
- [60] Bergmann, G.; Deuretzbacher, M.; Heller, F.; Graichen, A.; Rohlmann Strauss, J.; Duda, G.N. 2001. *Hip contact forces and gait patterns from routine*, *Journal of Biomechanics* 34: 859-871.
- [61] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Bender, A.; Heinlein, B.; Duda, G.N.; Heller, M.O.; Morlock, M.M. 2010. *Realistic loads for testing hip implants*, *Biomed Mater Eng*. 20(2): 65-75.
- [62] A. Moulgada, M. M. Bouziane, B. Bachir Bouiadjra, 'Finite element simulation of stress distribution in the different components of Ceraver-Osteal hip prosthesis: static and dynamic analysis', ISSN 13921207. *MECHANIKA*. 2014 Volume 20(5): 452459.

- [63] Mohler, C. G., Callaghan, J. J., Collis, D. K., et Johnston, R. C. (1995). Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 77(9), 1315-1322.
- [64] Baroud, G., et Willmann, G. (2001). Joint replacement 1: Proximal load transfer improved with hydroxyapatite coating of hip implants. *Journal of Biomechanics*, 34(SUPPL 1), 17.
- [65] Huiskes, R. (1990). The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop*(261), 27-38.
- [66] Kühn K-D. *Bone Cements: Up-to-Date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials*. 1 edition. Berlin; New York: Springer; 2000. 272 p.
- [67] Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, et al: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 733:551-558,1991.
- [68] Kuehn, Ege, Gopp. *Acrylic bone cement: mechanical and physical properties*. *Orthop Clin N Am* (2205) 29-39.
- [69] Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, et al. *The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties*. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991;73-B:551-8.
- [70] M. M. Bouziane, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, M. S. H. Tabeti, T.Achour, “*Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: static and dynamic analysis*”, *Materials and Design*, Vol. 31, No. 1, pp. 545-550, 2010.
- [71] L. Zouambi, B. Serier, H. Fekirini, B. Bachir Bouiadjra, “*Effect of the Cavity-Cavity Interaction on the Stress Amplitude in Orthopedic Cement*”, *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, Vol. 4, No. 1, pp. 30-36, 2013.
- [72] Hoffman O: *The brittle strength of orthotropic materials*. *J Comp Mat* 1:200-206, 1967.
- [73] Harris WH: *Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacement?* *ClinOrthop* 285:67-72, 1992,