

THÈSE

En vue de l'obtention du Diplôme de Doctorat en Sciences

Présenté par : MEDDAH Hassene

*Contribution à l'augmentation de la durée de vie d'une prothèse
de hanche*

Faculté : Génie mécanique
Département : Génie mécanique
Spécialité : Génie mécanique
Option : Construction Mécanique

Devant le Jury Composé de :

<i>Membres de Jury</i>	<i>Grade</i>	<i>Qualité</i>	<i>Domiciliation</i>
<i>ABDELHAKEM KORIDAK Lahouari</i>	<i>Pr</i>	<i>Président</i>	<i>USTO MB ORAN</i>
<i>LEBBAL Habib</i>	<i>MCA</i>	<i>Encadrant</i>	<i>USTO MB ORAN</i>
<i>BELARBI Abderrahmane</i>	<i>Pr</i>	<i>Co-Encadrant</i>	<i>USTO MB ORAN</i>
<i>ACHACHE Habib</i>	<i>MCA</i>	<i>Examineurs</i>	<i>IMSI UNIV ORAN2</i>
<i>CHAIB Mohammed</i>	<i>MCA</i>		<i>IGMO UNIV ORAN1</i>
<i>SAHLI Abderrahmane</i>	<i>MCA</i>		<i>UNIVERSITE DJILLALI LIABES SIDI BELABBES</i>

Année Universitaire : 2022/2023

Dédicace

A mon très cher Père

A ma très Chère Mère

Dont le mérite, les sacrifices et les qualités humaines

m'ont permis de vivre ce jour.

A ma femme qui a toujours été à mes côtés

A ma tendre fille Razan Amina

A ma Sœur et mes Frères ainsi que leurs enfants

A mes beaux-parents et à toute ma famille

A tous les gens qui m'aiment

(Meddah Hassene)

Remerciements

La présentation de ce modeste travail m'offre l'occasion d'exprimer ma profonde gratitude à Monsieur LEBBAL Habib et Monsieur BELARBI Abderrahmane, qui ont bien voulu diriger cette étude pendant toutes ces années. Leurs nombreux conseils ne m'ont jamais fait défaut. Je suis heureux de leur exprimer ici ma respectueuse reconnaissance.

Je remercie également Monsieur ABDELHAKEM KORIDAK Lahouari, Professeur et vicedoyen de la faculté de génie mécanique USTO-MB, d'abord avoir bien voulu accepter de présider le jury de soutenance.

Que Monsieur ACHACHE Habib, Maitre de conférences à l'institut de maintenance et de sécurité industriel Université Oran2, que Monsieur CHAIB Mohammed, Maitre de conférences à l'IGMO Université Oran1, et que Monsieur SAHLI Abderrahmane Maitre de conférences l'Université Djillali Liabes Sidi Belabbes trouvent ici l'expression de ma respectueuse gratitude. Je ne saurais assez les remercier du grand honneur qu'ils me font en jugeant ce travail.

J'ai trouvé auprès de Monsieur BOUALEM Noureddine beaucoup de gentillesse et de conseils et une aide matérielle dans l'élaboration de ce travail.

Un grand merci à Monsieur ZAHAF Samir, qui a été d'une aide inestimable en partageant ces connaissances durement acquises dans l'accomplissement de ce travail.

Je ne pourrais terminer sans évoquer la présence et le soutien permanent de Monsieur ADJELOUA Abdelaziz, c'est grâce à son grand cœur, sa compréhension, sa disponibilité et son soutien que ce travail a été réalisé.

Que mes amis de l'USTO-MB et de l'institut de maintenance et de sécurité industrielle Université Oran2 soient assurés de mes meilleurs sentiments.

Résumé

Le processus de descellement d'une prothèse totale de hanche (PTH), provoquant chez le patient la séparation de l'articulation entre la hanche et le fémur, débute par la dégradation de l'interface ciment-implant. Cet endommagement se produit lorsque les contraintes à l'interface augmentent statiquement ou en fatigue. Ce processus néfaste à cette interface évolue progressivement dans le temps et non de manière immédiate. L'objectif de cette étude est de prolonger la durée de vie des PTH cimentées avec le PolyMethyl-MethAcrylate (PMMA) qui sert de liant entre la tige de l'implant et l'os. Pour ce faire, des analyses numériques sont menées afin d'étudier la distribution des contraintes dans la couche de ciment. A cet effet, les comportements de deux modèles de PTH sont considérés: le premier modèle est conventionnel « PTH C » et le second est proposé « PTH P » avec un élastomère intégré entre la tête fémorale et la tige de l'implant. Chaque modèle est soumis à des chargements relatifs à des activités quotidiennes du patient afin de déterminer les champs de contraintes et comparer les différents résultats. Ce nouveau design a permis de réduire la concentration de contraintes, localisée dans les zones des interfaces du col du ciment, suite à une redistribution équilibrée du champ de contraintes dans le corps du ciment. L'effet de présence de cet élastomère s'est avéré efficace pour réduire les niveaux élevés des contraintes. Aussi, un indicateur de décollement potentiel est proposé pour mettre en évidence l'emplacement et la sévérité de la séparation de l'interface ciment-tige dans les régions endommagées. La prothèse proposée présente moins de risque de décollement que la prothèse conventionnelle.

Mots clés : Prothèse totale de hanche, ciment PMMA, élastomère, éléments finis.

ملخص

تبدأ عملية فك مفصل الورك الاصطناعي الكلي (PTH) ، التي تجعل المفصل ينفصل بين الورك وعظم الفخذ ، مع تدهور واجهة الزرع الأسمنتي. يحدث هذا الضرر عندما تزداد الضغوط على الواجهة بشكل ثابت أو في حالة اختبار التعب. تتطور هذه العملية الضارة في هذه الواجهة تدريجياً بمرور الوقت وليس على الفور. الهدف من هذه الدراسة هو إطالة عمر فك مفصل الورك الاصطناعي (PTH) المرصع بـ (PolyMethyl-MethAcrylate (PMMA)) والذي يعمل بمثابة رابط بين جذع الغرسة والعظام. للقيام بذلك ، يتم إجراء التحليلات العددية لدراسة توزيع الضغوط في طبقة الأسمنت. لهذا الغرض ، يتم النظر في سلوكيات نموذجين من PTH: النموذج الأول هو "PTHC" التقليدي والثاني هو "PTHP" مع مادة مطاطية مدمجة بين رأس الفخذ وجذع الغرسة. يخضع كل نموذج لعمليات تحميل تتعلق بالأنشطة اليومية للمريض من أجل تحديد مجالات الضغط ومقارنة النتائج المختلفة. أتاح هذا التصميم الجديد تقليل تركيز الضغوط ، المترجمة في مناطق واجهات عنق الأسمنت ، بعد إعادة توزيع متوازنة لمجال الضغوط في جسم الأسمنت. وقد ثبت أن تأثير وجود هذا المطاط الصناعي فعال في تقليل مستويات التوتر العالية. أيضاً ، يُقترح مؤشر إزالة الترابط المحتمل لتسليط الضوء على موقع وشدة فصل واجهة جذع الأسمنت في المناطق المتضررة. يمثل الطرف الاصطناعي المقترح مخاطر انفصال أقل من الطرف الاصطناعي التقليدي.

الكلمات المفتاحية: مفصل مفصل الورك ، أسمنت PMMA ، مطاط صناعي ، عناصر محدودة.

Abstract

The process of loosening a total hip prosthesis (THP), causing the patient to separate the joint between the hip and the femur, begins with the degradation of the cement-implant interface. This damage occurs when stress at the interface increases statically or in fatigue. This process, which is harmful to this interface, evolves gradually over time and not immediately. The objective of this study is to extend the life of THP cemented with polymethyl-methacrylate (PMMA), which acts as a bond between the implant stem and the bone. To do this, numerical analyses are conducted to study the stress distribution in the cement layer. For this purpose, the behaviors of two THP models are considered: the first model is conventional «THP C» and the second is proposed «THP P» with an elastomer integrated between the femoral head and the implant stem. Each model is loaded with daily patient activities to determine the stress fields and compare the different results. This new design has permitted to reduce stress concentration, located in the interface areas of the cement neck, due to a balanced redistribution of the stress field in the cement body. The effect of this elastomer has proven effective in reducing high stress levels. Also, a potential debonding indicator is proposed to highlight the location and severity of cement-stem interface separation in damaged regions. The proposed prosthesis presents less risk of debonding than the conventional prosthesis.

Keywords: Total hip prosthesis, PMMA cement, elastomer, finite elements.

Sommaire

Introduction générale

Chapitre I Anatomie et biomécanique de la hanche	1
I.1. Introduction	2
I.2. Plans et axes de référence	2
I.2.1. Les plans	3
I.2.1.1. Le plan sagittal	3
I.2.1.2. Le plan frontal	3
I.2.1.3. Le plan transversal	3
I.2.2. Les axes de références	4
I.2.2.1. L'axe antéro-postérieur	4
I.2.2.2. L'axe transversal	4
I.2.2.3. L'axe longitudinal	5
I.2.3. Les orientations anatomiques	5
I.3. Type d'articulation	6
I.3.1. Articulation fibreuse	6
I.3.2. Articulation cartilagineuse	6
I.3.3. Articulation synoviale	6
I.3.3.1. Articulation sphéroïde ou énarthrose	6
I.3.3.2. Articulation en selle	7
I.3.3.3. Articulation condylienne	7
I.3.3.4. Articulation trochléenne ou ginglyme	7
I.3.3.5. Articulation trochoïde	8
I.3.3.6. Articulation plane ou arthrodie	8
I.4. Anatomie de la hanche et du fémur	8
I.5. Les angles du fémur	11
I.6. Ostéologie	12
I.7. Propriétés mécaniques de l'os	14
I.7.1. Terminologie des propriétés mécaniques	14
I.7.2. Module de Young du tissu osseux cortical humain	15
I.7.3. Contribution du collagène aux propriétés mécaniques de l'os	16
I.7.4. Contribution du minéral aux propriétés mécaniques de l'os	16
I.8. Myologie de la hanche et de la cuisse	16
I.9. Conclusion	22

Chapitre II Arthroplastie Totale de la Hanche	23
II.1. Introduction	24
II.2. Dégradation de l'articulation de la hanche	24
II.2.1. L'arthrose	24
II.2.2. L'arthrite	26
II.2.3. La spondylarthrite ankylosante	26
II.2.4. La dysplasie de la hanche	26
II.2.5. La nécrose avasculaire	26
II.2.6. La fracture du col du fémur	26
II.2.7. Des tumeurs	26
II.3. La chirurgie de PTH	27
II.4. Implant orthopédique	28
II.4.1. Description d'une prothèse totale de la hanche	28
II.4.2. Composants d'une prothèse totale de la hanche	28
II.5. Composantes de prothèse totale de hanche:	28
II.5.1. Anneau cotyloïdien	28
II.5.2. Cupule cotyloïdienne	29
II.5.3. Tête fémorale	29
II.5.4. Tige fémorale	29
II.6. Mode de fixation d'implant	30
II.6.1 Implant fémoral non-cimenté	30
II.6.2. Implant fémoral cimenté	30
II.7. Couple de frottement	31
II.8. Matériaux utilisés dans l'orthopédie	32
II.8.1. Définition	32
II.8.2. Matériaux constitutifs des implants prothétiques	32
II.8.2.1. Alliages métalliques	33
II.8.2.2. Céramiques	33
II.8.2.3. Polyéthylène	34
II.9. Traitements et revêtements de surface	34
II.9.1. Traitement de surfaces	34
II.9.2. Revêtements de surface	34
II.9.3. Conditions nécessaires pour les biomatériaux	34
II.10. Choix de la prothèse	35
II.10.1. Problématique du choix de la prothèse	36
II.10.2. Examens utiles au choix de la prothèse	36
II.10.2.1. Examens radiologiques :	36
II.10.2.2. Qualité de l'os	36
II.10.2.3. Interrogatoire clinique	37
II.10.2.4. Choix du type de la prothèse	37
II.11. Positionnement de la prothèse	38
II.12. Conclusion	41

Chapitre III Ciment acrylique PMMA	42
III.1. Introduction	43
III.2. Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	43
III.2.1. Présentation	44
III.2.2. Composition chimique de la poudre PMMA et du liquide MMA	45
III.3. Méthode de préparation du ciment osseux	46
III.3.1. Le mélange à la main	46
III.3.2. La préparation sous vide	46
III.3.3. Caractéristiques de manipulation	47
III.3.4. Temps de prise ou de durcissement :	48
III.4. Polymérisation du ciment osseux	48
III.5. Évolution de la température	49
III.6. Taux de conversion du monomère	51
III.7. Changements dynamiques de volume	51
III.8. Porosité et fissures	53
III.8.1. Porosité	53
III.8.2. Fissure	55
III.9. Quelques propriétés du ciment osseux	55
III.9.1. Résistance mécanique statique	55
III.9.2. Fatigue du ciment osseux	56
III.9.3. Viscosité	56
III.10. Conclusion	57

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée	58
IV.1. Introduction	59
IV.2. Modèles géométriques	59
IV.3. Propriétés mécaniques des composantes	60
IV.4. Elastomères à comportement élastique	61
IV.4.2. Discrétisation des composants de la prothèse de hanche à élastomère élastique	62
IV.4.3. Les conditions aux limites	63
IV.4.4. Evaluation et comparaison des niveaux de contraintes dans le PMMA pour le PTHC et le PTHP	63
IV.4.4.1. Premier cas de chargement	64
IV.4.4.2. Deuxième cas de chargement	65
IV.4.4.3. Troisième cas de chargement	65
IV.5. Elastomères à comportement hyperélastique choix du modèle d'Ogden	67

d'ordre 3	
IV.5.1. Les différents cas de chargement d'une prothèse de hanche à élastomère hyperélastique	68
IV.5.2. Discrétisation des composants de la prothèse	68
IV.5.3. Les conditions aux limites et de chargement	70
IV.5.4. Comparaison des contraintes dans les différents composants de la prothèse	71
IV.5.5. Evaluation des niveaux de contraintes dans le ciment PMMA « PTHC et PTHP »	75
IV.5.5.1. Cas de l'activité A	75
IV.5.5.2. Cas de l'activité B	77
IV.5.5.3. Cas de l'activité C	79
IV.5.5.4. Cas de l'activité D	81
IV.5.5.5. Cas de l'activité E	83
IV.5.5.6. Cas de l'activité F	85
IV.5.5.7. Cas de l'activité G	87
IV.5.5.8. Cas de l'activité H	89
IV.5.5.9. Cas de l'activité I	91
IV.6. Conclusion	93
 Chapitre V Analyse du décollement à l'interface PMMA-tige	 94
V.1. Introduction	96
V.2. Analyse du décollement	96
V.2.1. Modèle de Hoffman	96
V.2.2. Modèle proposé	96
V.3 Conclusion	111
 Conclusion générale	
 Références bibliographiques	

Liste des abréviations

PTH : Prothèse Totale de la Hanche.

UHMWPE : Ultra High Molecular Weight Polyethylene.

PE : Polyéthylène.

PTG : Prothèse Totale de Genou.

PTE : Prothèse Totale d'Epaule.

OMS : Organisation Mondiale de la Santé.

PTHC : Prothèse Totale de la Hanche Conventionnelle.

PTHP : Prothèse Totale de la Hanche Proposée.

PMMA : Poly-Methyl-Metha-Acrylate.

FI : Failure Index.

DZI : Debonding Zone Index.

Nomenclature

E	: Module de Young
ν	: Coefficient de poisson
W	: Tenseur de déformation de Cauchy-Green
N	: Ordre du modèle d'Ogden
μ_i	: Constantes matérielles
α_i	: Constantes matérielles
D_i	: Paramètre d'incompressibilité
μ_i, α_i, D_i	: Coefficient d'Ogden
F_x	: Force suivant l'axe x
F_y	: Force suivant l'axe y
F_z	: Force suivant l'axe z
F	: Résultante des forces F_x , F_y et F_z
σ_i	: Charge répartie sur la tête fémorale
F_i	: Force suivant l'axe i
FI	: Failure index
ε	: Déformation
S_t	: Résistance à la traction de l'interface
S_c	: Résistance à la compression de l'interface
S_s	: Résistance au cisaillement de l'interface
σ	: Contraintes normale aux interfaces
τ	: Contrainte tangentielle aux interfaces
DZI	: Debonding Zone Index

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1 : Position anatomique de référence.	2
Figure I.2 : Les plans anatomiques de référence	3
Figure I.3 : Les axes anatomiques de référence	4
Figure I.4 : Orientation dans l'espace.	5
Figure I.5 : Les 6 différents types d'articulation synoviale.	7
Figure I.6 : La hanche : articulation sphéroïde du membre inférieur	8
Figure. I.7.a : Vue antérieur de l'os coxal	9
Figure I.7.b : Vue postérieure de l'os coxal.	9
Figure I.8 : Extrémité proximale du fémur (droit)	10
Figure I.9 : L'acétabulum	11
Figure I.10 : Orientation de la tête fémorale et du cotyle	12
Figure I.11 : A : architecture du tissu osseux au sein du fémur ; B : organisation globale du tissu osseux ; C : répartition de l'os spongieux	13
Figure I.12 : Courbe contrainte/déformation obtenue pour la compression des échantillons d'os enfant	15
Figure I.13 : Muscle Iliaque	17
Figure I.14 : Muscle du Petit Fessier.	17
Figure I.15 : Muscle du Moyen Fessier.	17
Figure I.16 : Muscle du Grand Fessier.	17
Figure I.17 : Muscle Tenseur du Fascia Lata	18
Figure I.18 : Muscle piri, obt int, sup & inf gemelli et quad fem	18
Figure I.19 : Muscle obturateur externe	19
Figure I.20 : Muscle Sartorius	19
Figure I.21 : Muscle Quadricepsdroit fémoral	19
Figure I.22 : Muscle QuadricepsVaste intermédiaire	19
Figure I.23 : Muscle Biceps	20
Figure I.24 : Muscle semi-membraneux	20
Figure I.25 : Muscle Semi – tendineux	20
Figure I.26 : Muscle pec, add brev et grac	21
Figure I.27 : Muscle Long adducteur	22
Figure I.28 : Muscle Grand adducteur	22

Chapitre II

Figure II. 1 : Remplacement de l'articulation coxo-fémorale endommagée	25
Figure II.2 : L'arthrose ou coxarthrose	26
Figure II.3 : Evolution de l'arthrose de la hanche	26
Figure II.4 : Arthrite de la hanche	27
Figure II.5 : Etapes réalisées dans l'implantation de la prothèse	28
Figure II.6 : Articulation de la hanche avec et sans prothèse	29
Figure II.7: Différents éléments composant une prothèse totale de hanche	30
Figure II.8 : (a) Schéma de représentation de la PTH non cimentée, (b) Tige et cotyle non cimentés	31
Figure II.9 : (a) Schéma de représentation de la PTH cimentée, (b) Tige et cotyle en polyéthylène cimentés	32
Figure II.10 : Différents modèles de PTH et leur couple de friction	33

Figure II.11 : Choix de la PTH au moyen de la radiographie	38
Figure II.12 : Orientation de la prothèse cotyloïdienne	40
Figure II.13 : Orientation de la prothèse fémorale	41
Chapitre III	
Figure III.1 : Structure moléculaire du MMA et du PMMA	43
Figure III.2 : Composants de deux marques de ciment osseux commercial	44
Figure III.3 : (a) Coloration du ciment PMMA, (b) Pigments de coloration du PMMA	46
Figure III.4 : Le mélange à la main	46
Figure III.5 : Dispositif de mélange sous vide	47
Figure III.6 : Phase du ciment en fonction de la température de polymérisation	48
Figure III.7 : Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation	49
Figure III.8 : Evolution de la température du ciment	49
Figure III.9 : Stages variables volumique du ciment	52
Figure III.10 : Variation de volume du ciment	53
Figure III.11 : Porosité gazeuse	54
Figure III.12 : Porosité par retrait	54
Chapitre IV	
Figure IV.1.a : Modèle géométrique complet de la prothèse de hanche	59
Figure IV.1.b : Modèle géométrique de la partie supérieure de la prothèse de hanche	59
Figure IV.1.c : Modèle géométrique d'une PTHC	60
Figure IV.2 : Modèle géométrique d'une PTHP	60
Figure IV.3 : Maillage typique des composants de la prothèse à élastomère élastique	62
Figure IV.4 : Conditions aux limites et de chargement	63
Figure IV.5 : Chemins de contraintes sur les faces externes et internes du ciment	64
Figure IV.6 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 1er cas de chargement	64
Figure IV.7 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 1er cas de chargement	64
Figure IV.8 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 2ème cas de chargement	65
Figure IV.9 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 2ème cas de chargement	65
Figure IV.10 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 3ème cas de chargement	65
Figure IV.11 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 3ème cas de chargement	66
Figure IV.12 : Maillage typique des composants de la prothèse	69
Figure IV.13 : Conditions aux limites et de chargement	70

Figure IV.14 : Comparaison des niveaux de contraintes dans la tête fémorale	72
Figure IV.15 : Comparaison des niveaux de contraintes dans le ciment PMMA	73
Figure IV.16 : Comparaison des niveaux de contraintes dans tige fémorale	73
Figure IV.17 : Comparaison des niveaux de contraintes dans l'os spongieux	74
Figure IV.18 : Comparaison des niveaux de contraintes dans l'os cortical	74
Figure IV.19 : Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	75
Figure IV.20: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.	75
Figure IV.21: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	76
Figure IV.22: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	76
Figure IV.23: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	77
Figure IV.24: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	77
Figure IV.25: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	78
Figure IV.26: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	78
Figure IV.27: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	79
Figure IV.28: Distribution des contraintes Von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	79
Figure IV.29: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	80
Figure IV.30: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	80
Figure IV.31: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	81
Figure IV.32: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	81
Figure IV.33: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	82
Figure IV.34: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	82
Figure IV.35: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	83
Figure IV.36: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	83
Figure IV.37: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	84
Figure IV.38: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	84
Figure IV.39: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	85
Figure IV.40: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	85
Figure IV.41: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	86
Figure IV.42: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	86
Figure IV.43: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	87
Figure IV.44: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	87
Figure IV.45: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	88
Figure IV.46: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	88
Figure IV.47: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	89

Figure IV.48: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	89
Figure IV.49: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment	90
Figure IV.50: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	90
Figure IV.51: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment	91
Figure IV.52: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment	91
Figure IV.53: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.	92
Figure IV.54: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment	92
Chapitre V	
Figure V.1 : L'indicateur <i>DZI</i> de l'interface tige-ciment: défini par les contraintes normales (en compression ou en traction) et les contraintes de cisaillement	97
Figure V.2.a : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement A.	99
Figure V.2.b : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement B.	100
Figure V.2.c : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement C.	101
Figure V.2.d : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement D.	102
Figure V.2.e : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement E.	103
Figure V.2.f : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement F.	104
Figure V.2.g : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement G.	105
Figure V.2.h : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement H.	106
Figure V.2.i : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement I.	107
Figure V.3.a : Comparaison des contraintes normales dans les 2 modèles de prothèses.	105
Figure V.3.b : Comparaison des contraintes de cisaillement dans les 2 modèles de prothèses.	109
Figure V.3.c : Comparaison des indicateurs de décollement dans les 2 modèles de prothèses.	110

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1 : Les termes correspondant à chaque orientation anatomique 5

Tableau I.2 : Valeurs des paramètres mécaniques obtenus par compression 16

Chapitre II

Tableau II.1 : Tableau des valeurs proposées pour le positionnement de la prothèse totale de la hanche selon différents auteurs 41

Chapitre III

Tableau III.1 : Composition chimique de la poudre PMMA et du liquide MMA 45

Tableau III.2 : Sources potentielles de la formation de porosités 54

Chapitre IV

Tableau IV.1 : Propriétés mécaniques des composants de la prothèse 61

Tableau IV.2 : Différents cas de chargement pour la prothèse à élastomère élastique. 61

Tableau IV.3 : Nombre d'éléments de chaque composant de la prothèse à élastomère élastique 63

Tableau IV.4 : Coefficient d'Ogden 67

Tableau IV.5 : Différents cas de chargement d'une prothèse 68

Tableau IV.6 : Nombre d'éléments de chaque composant de la prothèse 70

Tableau IV.7 : Contraintes von Mises maximales dans les composants du système PTHC pour les différents chargements. 71

Tableau IV.8 : Contraintes von Mises maximales dans les composants du système PTHP pour les différents chargements. 72

Tableaux IV.9 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises des différentes charges exercées sur le chemin extérieur ciment PMMA, pour PTHC et PTHP. 93

Tableaux IV.10 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises des différentes charges exercées sur le chemin intérieur ciment PMMA, pour PTHC et PTHP. 93

Introduction générale

L'arthrose est la cause principale qui mène à une arthroplastie totale de la hanche (PTH) avec 81 % des cas, suivi de loin par l'ostéonécrose avec 7% des cas. De plus, les interventions chirurgicales subséquentes ne réussissent jamais aussi bien que la première, car le tissu osseux n'est jamais d'aussi bonne qualité que lors de la première intervention. Mondialement le nombre d'arthroplasties totales de la hanche (ATH) est estimé à un million par an.

Le processus de descellement d'une PTH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment-implant. Ce descellement se produit lorsque les contraintes à l'interface augmentent statiquement ou en fatigue de l'interface ciment-implant. Le descellement de cette interface se fait progressivement dans le temps et non de manière immédiate.

Suite au descellement de l'interface ciment-implant, le frottement entre l'implant et le ciment crée des débris de ciment. Des fissures radiales et circonférentielles se créent à l'interface ciment-implant causées par le chargement répétitif auquel le ciment est soumis. Ces fissures détériorent le ciment à cette interface et créent aussi des débris de ciment qui immigrent vers l'interface ciment-os en se faisant un chemin à travers les fissures radiales qui se propagent jusqu'à l'interface ciment-os. Une fois que les débris de ciment atteignent l'interface ciment-os, une réaction biologique de l'os aux particules de ciment se produit. Des tissus mous se développent à l'interface ciment-os suite à cette réaction et l'os se résorbe graduellement.

Les améliorations apportées aux PTH cimentées, telles que les nouvelles techniques de cimentation et la conception de nouveaux implants ont permis d'augmenter la durée de vie des PTH cimentées. Malgré ces améliorations, les débris de ciment qui se créent suite au descellement de l'interface ciment-implant demeurent le problème principal qui mène au descellement total des PTH cimentées. Puisque les PTH sont de plus en plus effectuées sur des patients plus jeunes et plus actifs, le prolongement de la durée de vie des PTH est essentiel afin d'éviter des révisions aux patients.

La motivation principale de ce projet est le besoin de prolonger la durée de vie des PTH cimentées. Pour ce faire des études effectuées à l'aide de la méthode des éléments finis permettent d'étudier la distribution des contraintes dans la couche de ciment.

De manière à simuler adéquatement la distribution des contraintes dans le ciment, le chargement appliqué au modèle éléments finis doit être représentative de la réalité. Il s'avère que les analyses à l'aide de la méthode des éléments finis effectués jusqu'à présent n'incluent pas, du moins sur un modèle réaliste d'une PTH, les contraintes résiduelles dans le ciment.

Pour cela, une étude est menée pour analyser le comportement d'une PTH cimentée avec deux modèles de géométrie : le premier est un implant conventionnel « PTH C » tandis le second est un implant proposé « PTH P », soumise à des chargements d'activité de flexion, afin de déterminer les champs et de compression excentrée des contraintes pour chaque modèle et comparer les différents résultats dans les composants de la prothèse.

Ce mémoire englobe 5 chapitres d'étude de la prothèse totale de hanche :

Dans le 1er chapitre sont présentés la structure, l'anatomie et le comportement de la hanche dans le corps humain.

Le chapitre 2 est consacré à la présentation de l'arthroplastie totale de la hanche avec les spécificités des prothèses et leurs propriétés mécaniques utilisées sans omettre un aperçu sur les protocoles chirurgicaux.

Le chapitre 3 fait l'objet d'une étude sur le ciment chirurgical PMMA, les techniques de son injection dans l'os fémoral ainsi que ses caractéristiques biomécaniques

L'analyse numérique dans le chapitre 4 procure une comparaison substantielle d'une prothèse conventionnelle avec une prothèse proposée qui consiste à introduire un élastomère entre la tête fémorale et la tige de l'implant. Ce nouveau design permet de réduire la concentration de contraintes suite à une redistribution du champ de contraintes dans le ciment PMMA dont son endommagement est une des causes du descellement.

Une étude comparative entre les deux modèles de prothèses pour mettre en exergue l'apport du nouveau design concernant la réduction des contraintes dans le ciment. Des estimations de gains et de pertes de niveaux de contraintes sont présentées en pourcentage dans toutes les composantes des deux prothèses. Aussi les répartitions de

contraintes sont évaluées et comparées dans des chemins externes et internes de la couche du ciment.

Le descellement d'une prothèse de hanche par décollement progressif au niveau des interfaces du ciment PMMA est un problème majeur par la lourdeur du geste médical et le coût de l'intervention chirurgicale. C'est pour cela, qu'une solution a été proposée dans le chapitre 5, qui consiste à déterminer la zone potentiellement décollable à l'interface ciment-tige, favorisant ainsi une durée de vie plus longue de la prothèse.

Chapitre I

Anatomique et biomécanique de la hanche

I.1. Introduction :

La hanche est une articulation (sphéroïde) qui relie la cuisse au bassin. Habituellement appelée articulation coxo-fémorale, elle implique deux os : l'os coxal et le fémur. Nous décrirons dans ce chapitre les caractéristiques anatomiques et géométriques, l'amplitude naturelle des mouvements et la façon dont ces deux os se rejoignent.

I.2. Plans et axes de référence :

Pour décrire une position ou une action, il est nécessaire de pouvoir expliquer la situation du sujet par rapport à l'observateur, et de quelle manière le sujet effectue son action. Nous utiliserons des plans et des axes de référence qui sont définis par rapport à aux positions anatomiques humaines standard [1] (dite de Paul Poirier).

Ces positions anatomiques se décrivent de la manière suivante (Figure I.1) :

- Le sujet est en position debout, face à l'observateur.
- Le regard est droit, à l'horizontale, tourné vers l'avant, perpendiculaire au grand axe du corps.
- Les bras sont sur les côtés, étendus le long du corps.
- Les paumes des mains sont tournées vers l'avant, c'est-à-dire en supination.
- Les pieds sont serrés et parallèles. Leurs pointes sont légèrement écartées.



Figure I.1 : Position anatomique de référence.

I.2.1. Les plans :

A partir de la position anatomique de référence, trois plans imaginaires bidimensionnels passant par le centre de gravité du corps et perpendiculaires entre eux sont représentés : le plan sagittal, le plan frontal et le plan transversal [1].

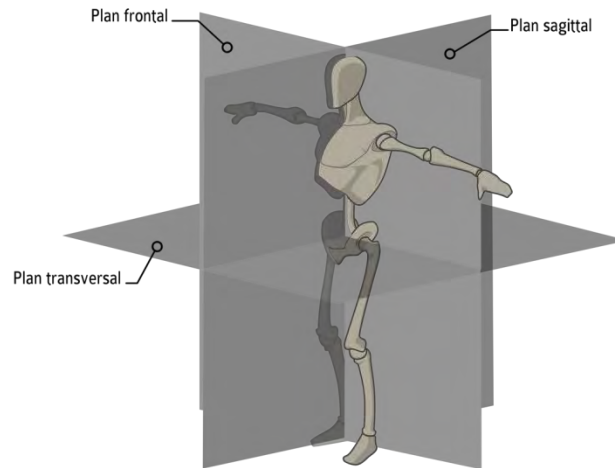


Figure I.2 : Les plans anatomiques de référence.

I.2.1.1. Le plan sagittal :

C'est un plan vertical qui passe par la ligne médiane du corps et le divise en deux parties symétriques (Figure I.2). Les activités comme la marche, la course et le saut en longueur, par exemple, sont le plus souvent étudiées dans ce plan.

I.2.1.2. Le plan frontal :

C'est un plan vertical perpendiculaire au plan sagittal qui divise le corps en deux parties symétriques, antérieure (ventrale) et postérieure (dorsale) (Figure I.2). C'est dans ce plan que les mouvements de déhanchement au cours de la marche et de la course à pied, l'aire projetée des cyclistes ou la torsion des chevilles sont étudiés.

I.2.1.3. Le plan transversal :

C'est un plan horizontal, parallèle au sol, qui divise le corps en deux parties symétriques, la partie supérieure (côté tête) et la partie inférieure (côté pieds) (Figure I.2). C'est dans ce plan que l'on observera la torsion des épaules par rapport aux hanches. On pense également qu'en plus de ces 3 plans de référence, il existe de nombreux plans parallèles à ces plans dans lesquels un mouvement partiel peut être étudié en isolant une partie du corps. Les plans permettent la translation, c'est-à-dire le déplacement rectiligne d'un objet.

I.2.2. Les axes de références :

Un axe peut être considéré comme une ligne imaginaire le long de laquelle se produit une rotation ou une ligne qui représente la direction suivie par un objet. Un axe peut être défini par l'intersection de deux plans. Par exemple, l'axe longitudinal est à l'intersection des plans sagittal et coronal. Il existe trois axes anatomiques de référence : antéro-postérieur, transversal et longitudinal (Fig. I.3). Ils sont définis perpendiculairement au plan qui vient d'être décrit [2].

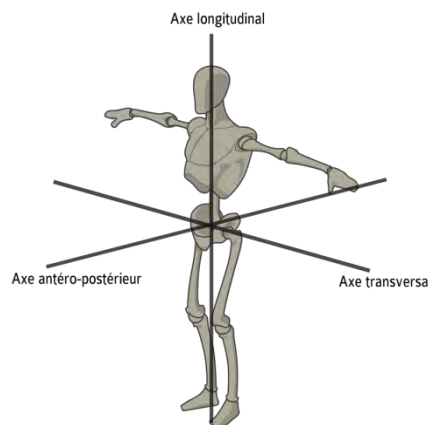


Figure I.3 : Les axes anatomiques de référence.

I.2.2.1. L'axe antéro-postérieur :

Il s'étend horizontalement d'arrière en avant et est formé par l'intersection des plans sagittal et transversal. Il est perpendiculaire au plan frontal (Fig. I.3). Lorsqu'un gymnaste exécute une roue de charrette, il tourne autour de son axe.

I.2.2.2. L'axe transversal :

Il s'étend horizontalement de gauche à droite et est formé par l'intersection des plans frontal et latéral. Il est perpendiculaire au plan sagittal (Fig. I.3). Dans un tonneau ou un saut périlleux, le corps tourne autour de cet axe.

I.2.2.3. L'axe longitudinal :

Il s'étend verticalement de haut en bas et est formé par l'intersection des plans sagittal et frontal. Perpendiculaire au plan transversal (Fig. I.3). En danse classique, le corps tourne autour de cet axe lors d'une pirouette.

I.2.3. Les orientations anatomiques :

Les plans et les axes représentent la structure globale pour l'analyse descriptive de la position et du mouvement. Ce qui est remarquable, cependant, c'est l'utilisation d'une

terminologie qui permet une représentation plus précise. Tous les termes sont présentés dans la Figure I.4 et le Tableau I.1 résume tous les termes pour chaque orientation anatomique.

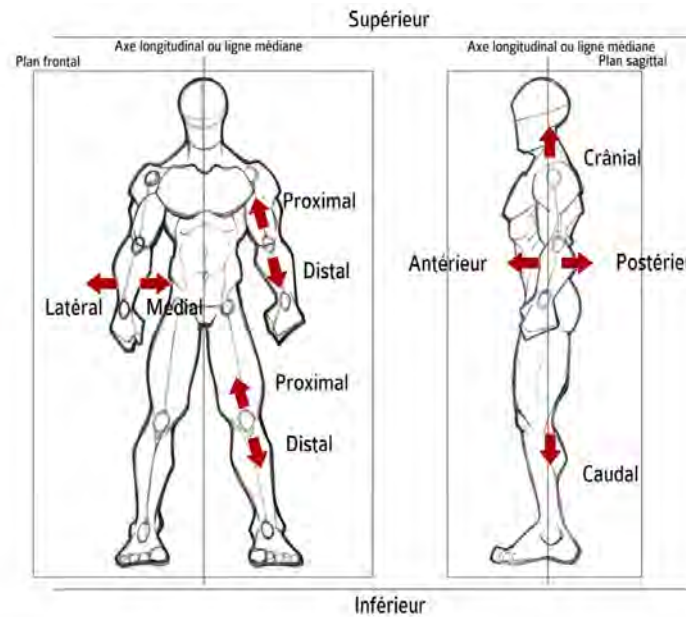


Figure I.4 : Orientation dans l'espace.

Terme	Désignation	Synonyme
Supérieur	Haute	Crânial
Inférieur	Bas	Caudal
Postérieur	Arrière	Dorsal
Antérieur	Avant	Ventral
Latéral	Du côté opposé à l'axe du corps	Externe
Médial	Vers l'axe du corps	Interne
Proximal	Ce qui est proche du point d'attache au corps	
Distal	Ce qui est éloigné du point d'attache au corps	
Superficiel	Cela correspond aux structures proches de la surface du corps	Près de la surface
Profond	Cela correspond aux structures éloignées de la surface	À l'intérieur

Tableaux I.1. Les termes correspondant à chaque orientation anatomique.

I.3. Type d'articulation :

Une articulation est un point où deux ou plusieurs os se rencontrent. Le corps humain a trois principaux types d'articulations. Chacun d'eux offre une mobilité différente [2] :

I.3.1. Articulation fibreuse :

Dans ce type d'articulation, les os sont unis par du tissu fibreux. Ces articulations ne permettent aucune mobilité, on parle alors de synarthrose. Il existe 3 sous-catégories :

- a. **Synarthrose** : Les deux os sont unis par du tissu fibreux. Exemple : l'articulation tibio-fibulaire distale.
- b. **Suture** : Le tissu fibreux qui unissait initialement les os se réduit puis s'ossifie. Seuls les os du crâne sont unis par suture.
- c. **Gomphose** : Articulation de la dent à la mâchoire. Un ligament fixe la dent à l'os.

I.3.2. Articulation cartilagineuse :

Ce sont des articulations constituées de cartilage hyalin ou fibro-cartilage qui relient les os entre eux. Ces articulations permettent une mobilité limitée. On parle alors d'amphiarthrose. Il existe 2 sous-catégories :

- a. Articulation cartilagineuse primaire (ou synchondrose) : Les deux os sont unis par du tissu cartilagineux. Exemple : Articulation du sternum.
- b. Articulation cartilagineuse secondaire (ou symphyse) : Les deux os sont unis par du fibro-cartilage. Exemple : Symphyse pubienne, disques intervertébraux.

I.3.3. Articulation synoviale :

Ce sont des articulations très courantes dans le corps humain. Ce sont principalement ceux qui joignent les parties du corps. Les os sont solidement liés les uns aux autres par des ligaments. Elle se caractérise par la présence d'une capsule articulaire composée d'une membrane synoviale et d'une membrane fibreuse qui sécrète un fluide particulièrement lubrifiant : la synoviale. Ce liquide prévient l'usure prématurée du cartilage articulaire présent dans chaque os. Ces articulations permettent une grande mobilité, on parle alors de diarthrose. L'amplitude de mouvement d'une articulation et les degrés de liberté possibles sont fonction de la géométrie de l'articulation. Ils sont classés en six types différents (Figure I.5) :

I.3.3.1. Articulation sphéroïde ou énarthrose :

Une tête sphérique convexe vient se loger dans une cavité sphérique concave, comme l'articulation coxo-fémorale (la hanche) ou l'articulation scapulo-humérale (l'épaule) (Figure I.5). Ce type d'articulation permet 3 degrés de liberté et donc une très grande mobilité : flexion / extension, abduction / adduction, rotation externe / interne et circumduction.

I.3.3.2. Articulation en selle :

Deux têtes concaves viennent s'emboîter perpendiculairement, comme l'articulation trapezo-métacarpiennes (le pouce) (Figure I.5). Ce type d'articulation permet 2 degrés de liberté : flexion / extension et abduction / adduction.

I.3.3.3. Articulation condylienne :

Une tête ellipsoïdale convexe vient se loger dans une cavité ellipsoïdale concave, comme l'articulation radio- carpienne (le poignet) (Figure I.5). Ce type d'articulation permet 2 degrés de liberté : flexion / extension et abduction / adduction.

I.3.3.4. Articulation trochléenne ou ginglyme :

Cette articulation forme une charnière, comme l'articulation olécraniennne (le coude) ou l'articulation fémoro-patellaire (entre le fémur et la patella) (Figure I.5). Ce type d'articulation ne permet qu'un seul degré de liberté : flexion / extension.

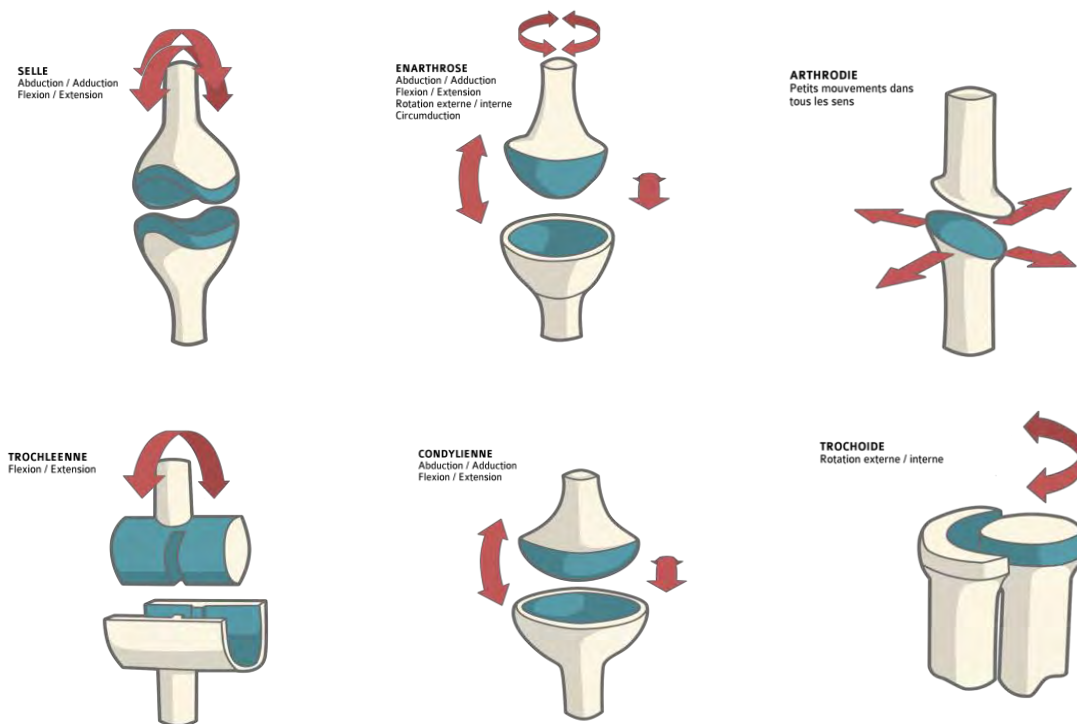


Figure I.5 : Les 6 différents types d'articulation synoviale.

I.3.3.5. Articulation trochoïde :

Un cylindre convexe vient se loger dans un cylindre concave., comme l'articulation radio-ulnaire (l'avant-bras) (Figure I.5). Ce type d'articulation ne permet qu'un seul degré de liberté : rotation externe / interne.

I.3.3.6. Articulation plane ou arthrodie :

Deux surfaces planes sont en contact, comme les articulations entre les os du carpe (de la main) (Figure I.5). Ce type permet 3 degrés de liberté mais avec très peu d'amplitude.

I.4. Anatomie de la hanche et du fémur :

La hanche située à sa racine, est la deuxième plus grosse articulation du corps humain après le genou (Figure I.6). Elle a la fonction d'orienter le corps dans toutes les directions de l'espace ; elle possède trois axes et trois degrés de liberté. Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule articulation sphéroïde : l'articulation coxo-fémorale. Le point où se croisent les trois axes de mouvement de l'articulation coxo-fémorale correspond au centre de la hanche [3].

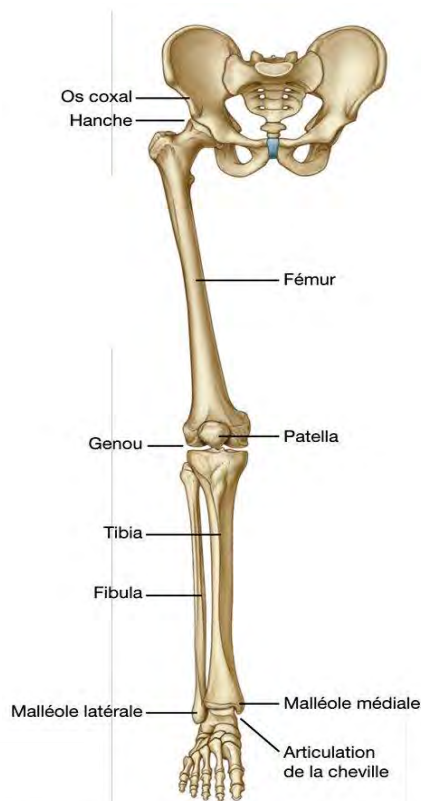


Figure I.6 : La hanche : articulation sphéroïde du membre inférieur.

L'os coxal (Figure I.7. a et b) est un os plat, non symétrique et paire du fait qu'il y a deux os coxaux pour former le squelette de la ceinture pelvienne. Il est articulé en arrière avec le sacrum, en avant avec l'os coxal controlatéral et latéralement avec le fémur [3].

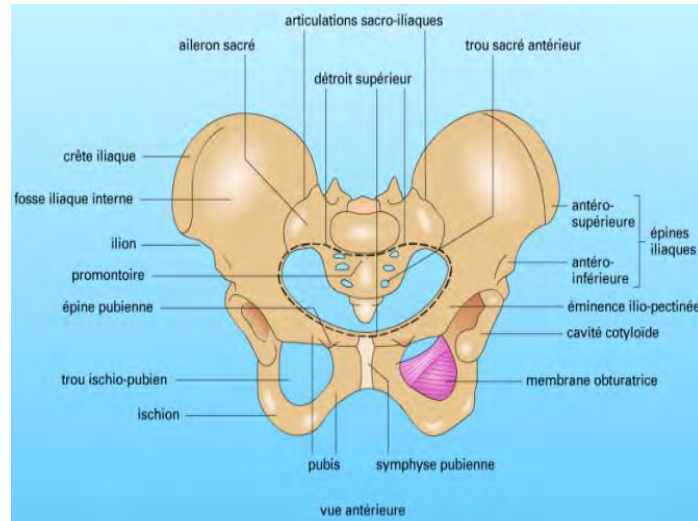


Figure. I.7.a : vue antérieure de l'os coxal.

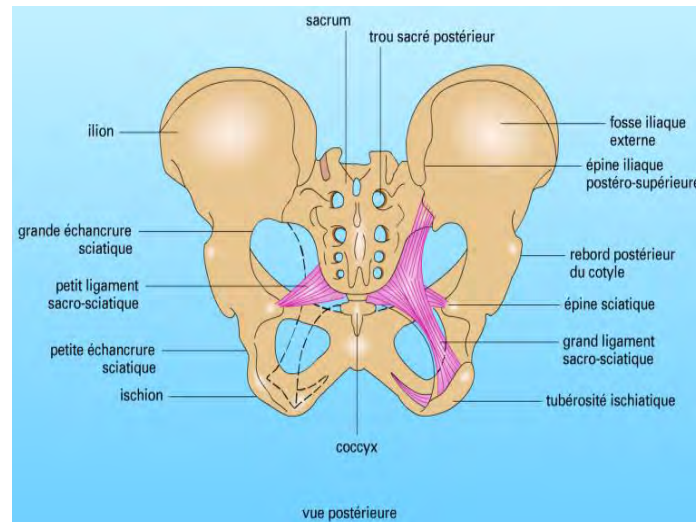


Figure I.7.b : vue postérieure de l'os coxal.

L'union de l'articulation de la hanche et le fémur à l'os coxal (Figure I.6) est assurée par les surfaces articulaires appelées la tête fémorale et l'acétabulum de l'os coxal. La tête fémorale est une sphère qui s'introduit dans la cavité de l'acétabulum. L'extrémité de la tête fémorale et une partie de la cavité de l'acétabulum sont recouvertes d'un tissu mince et élastique appelé le cartilage, il facilite les mouvements en réduisant les frottements entre la tête fémorale et l'acétabulum et assure la répartition du poids à travers l'articulation [4].

L'arrondie de la tête fémorale représentant les deux tiers d'une sphère est recouverte de cartilage à l'exception de l'insertion du ligament. (Figure I.8) [3].

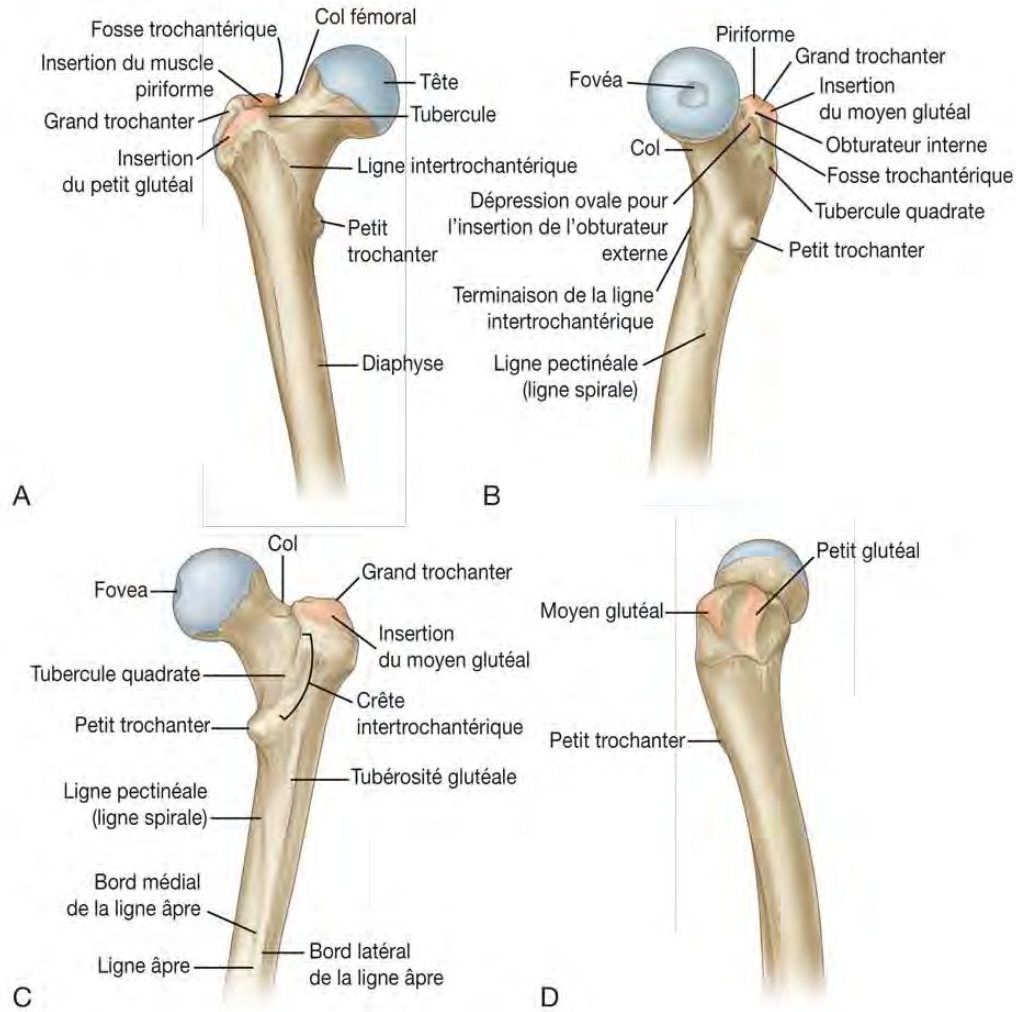


Figure I.8 : Extrémité proximale du fémur (droit). A. Vue antérieure. B. Vue interne. C. Vue postérieure. D. Vue latérale.

L'acétabulum est une demi-sphère creuse, dans laquelle s'ajuste parfaitement la tête fémorale. Seulement le tiers de sa surface est recouvert de cartilage. La partie non recouverte s'appelle la fosse acétabulaire. Le cartilage a une forme de croissant dont l'ouverture est dirigée vers le bas (Figure I.9). La mobilité de la tête fémorale à l'intérieur de l'acétabulum s'effectue facilement avec un minimum de frottement grâce au cartilage et au liquide synovial.

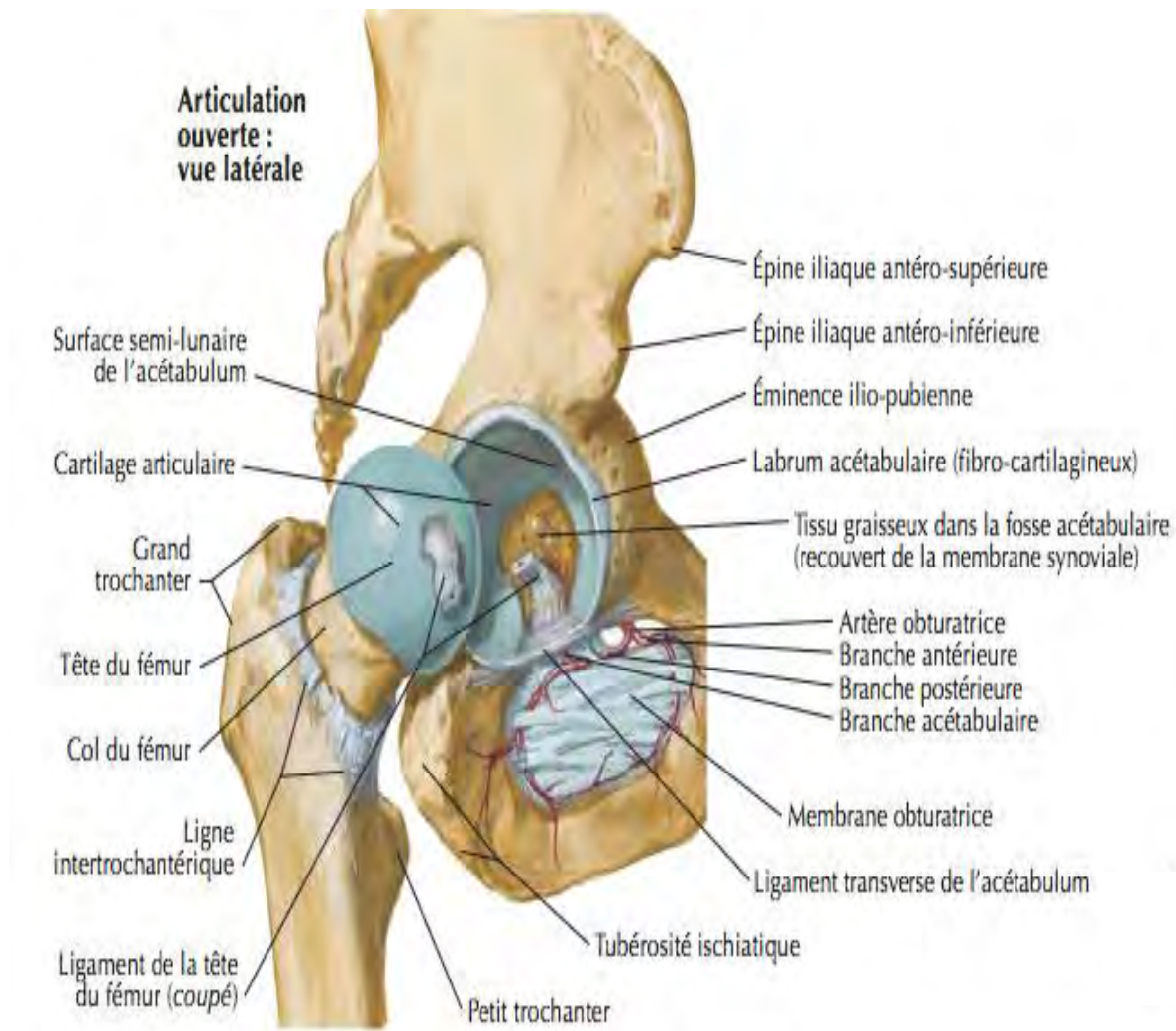


Figure I.9 : L'acetabulum.

I.5. Les angles du fémur :

L'axe du col du fémur (flèche C sur la figure I.10.B) forme un angle sur le plan frontal avec la diaphyse (droite D sur la figure 1.5.B) appelé angle cervico-diaphysaire ou angle d'inclinaison du col. Chez l'enfant cet angle est de l'ordre de 150° , il évolue avec l'âge autour de 120° chez les personnes âgées. L'angle d'antéversion (figure I.10.E) indique la déclinaison entre l'axe du col du fémur et le plan frontal, il varie de 10° à 30° .

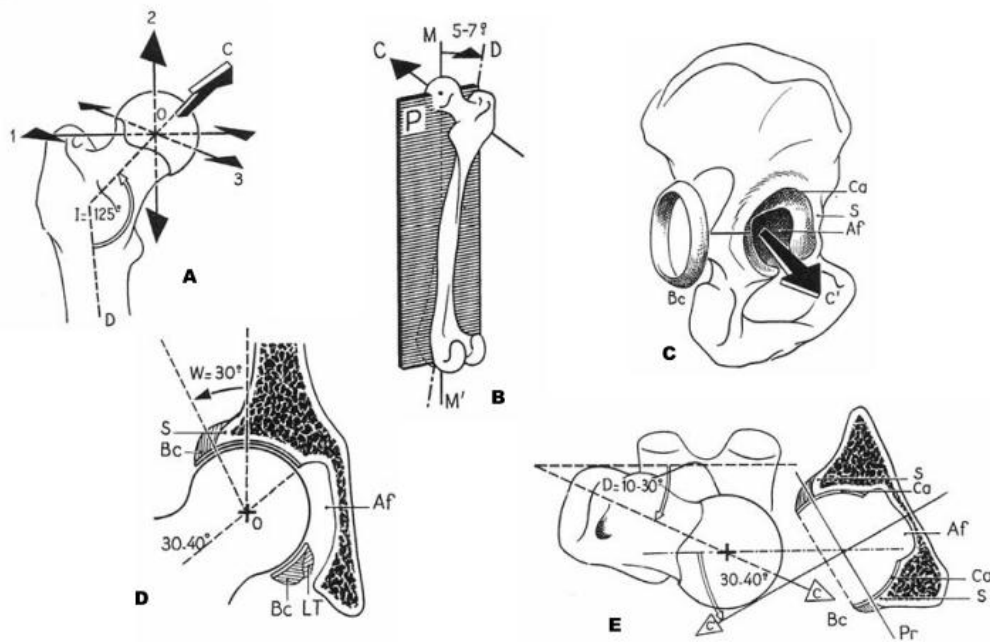


Figure I.10 : Orientation de la tête fémorale et du cotyle : A : vue antérieure de la tête fémorale ; B : vue postéro-interne du fémur ; C : vue externe de la cavité cotyloïdienne ; D : coupe verticale de la tête fémorale et du cotyle ; E : coupe horizontale de la tête fémorale et du cotyle, vue supérieure [5].

Le plan frontal vertical passant par le centre de la tête fémorale et l'axe des condyles (plan P sur la I.10.B) contient l'axe mécanique vertical (MM') du membre inférieur qui forme avec l'axe diaphysaire l'angle de déviation compris entre 5° et 7° (Figure I.10.B) [5].

I.6. Ostéologie :

Le tissu osseux est l'un des tissus les plus résistants de l'organisme. C'est également un tissu dynamique, constamment remodelé, capable d'adapter sa densité aux taux de sollicitation pour minimiser les contraintes au niveau des zones les plus sollicitées. D'un point de vue mécanique, l'os est un milieu strictement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transversale de l'os fémorale, permet de différencier du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical (figure I.10) [5].

a- L'os cortical :

L'os cortical ou compact, est une partie osseuse dense, dure et très résistante formant un manchon plus ou moins épais. Il est principalement constitué d'ostéons et de lamelles osseuses cylindriques. Il résiste à la pression et aux chocs, et protège le tissu spongieux. Il constitue notamment la diaphyse des os longs. Cette composition donne une structure très compacte, hétérogène et anisotrope.

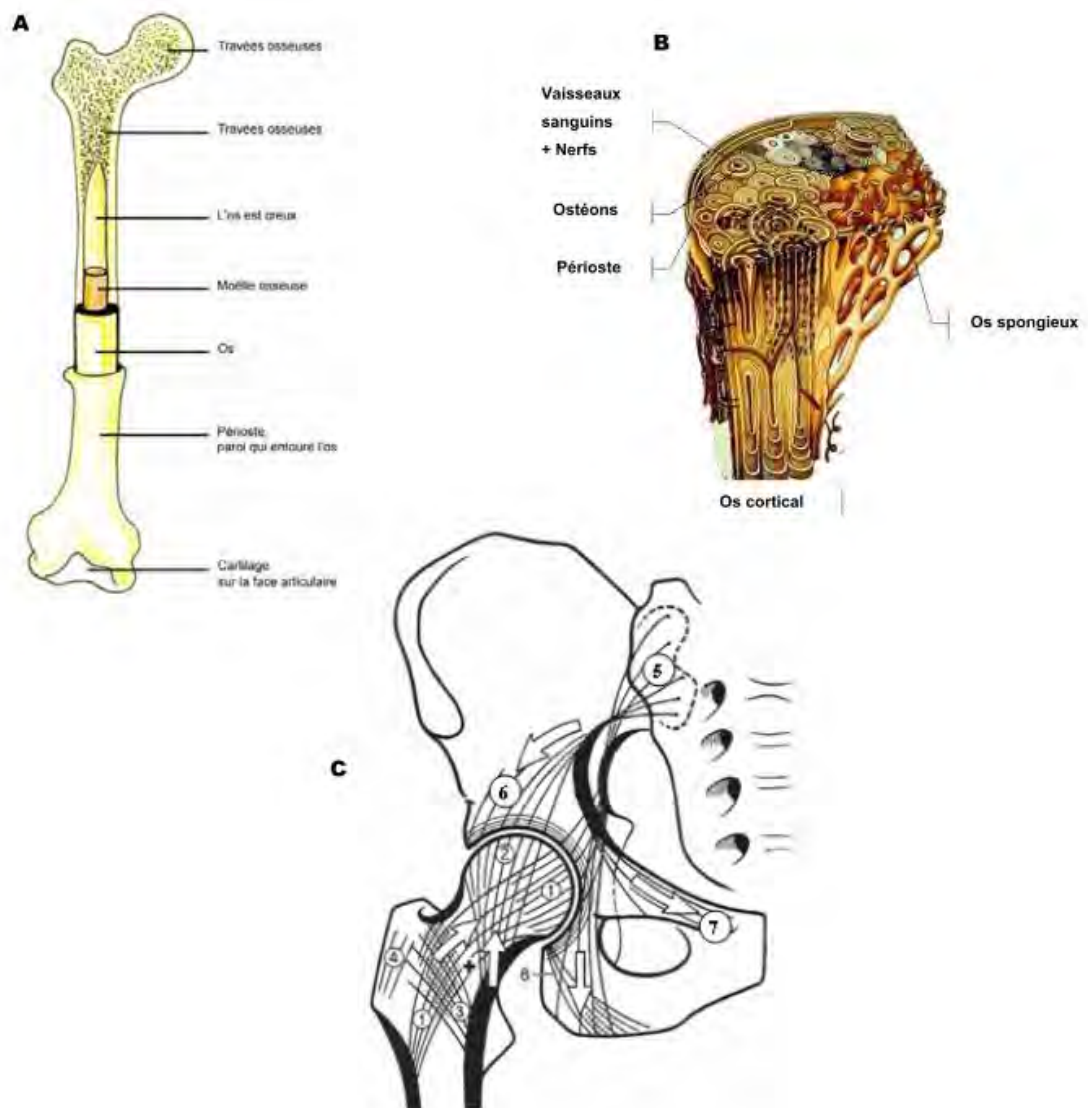


Figure I.11 : A : architecture du tissu osseux au sein du fémur ; B : organisation globale du tissu osseux ; C : répartition de l'os spongieux organisé sous la forme de travées au sein du fémur et de l'os coxal : plusieurs groupes de faisceaux 1,2,3 et 4 pour le fémur et 5,6,7 et 8 pour l'os coxal sont distincts.

b- L'os spongieux :

Le tissu spongieux présente une structure en éponge ou alvéolaire car il est constitué de travées osseuses creusées de petites cavités. Cette structure donne sa légèreté à l'os. Il est présent dans les os courts, plats et dans les épiphyses des os longs auxquels ils confèrent une grande résistance à l'écrasement.

c- La moelle osseuse :

Substance de consistance molle qui remplit les différentes cavités et aréoles des os. On distingue deux sortes de moelle osseuse :

- La moelle jaune qui occupe le centre de la diaphyse des os longs chez l'adulte.
- La moelle rouge est une moelle active ayant des fonctions majeures dans la formation des globules rouges, des plaquettes et de cellules immunitaires qui vont entrer en jeu dans la défense de l'organisme. Cette moelle rouge est active dans tous les os chez le jeune enfant, mais l'activité de cette moelle diminue avec le temps et n'est active à l'âge adulte quasiment exclusivement que dans certains os plats ou courts, dits spongieux.

I.7. Propriétés mécaniques de l'os :

D'un point de vue mécanique, l'os est un matériau composite dont les propriétés sont fonction des propriétés et arrangements de ses constituants fondamentaux, le collagène et l'hydroxyapatite [6].

I.7.1. Terminologie des propriétés mécaniques :

Les propriétés mécaniques d'un matériau présentant chacune un aspect, il existe plusieurs notions pour caractériser la mécanique de l'os :

- Le module de Young : mesure de la rigidité ou de l'élasticité de l'os.
- La ténacité : mesure de l'énergie que l'os peut absorber avant de casser.
- La contrainte ultime : mesure de la résistance de l'os à la rupture.
- La dureté : mesure de la résistance relative qu'oppose la surface à la pénétration d'un corps plus dur.

- Le coefficient de Poisson : mesure la contraction de la matière dans la direction orthogonale à l'effort appliqué.

Comme de nombreux matériaux composites, l'os n'a pas les mêmes propriétés mécaniques en traction, compression ou en torsion. A cause de sa structure très organisée, l'os n'a pas le même comportement pour une sollicitation longitudinale, radiale ou transversale. On dit que ce matériau a un comportement anisotrope.

Sur la figure I.12, on peut voir les 13 courbes brutes contrainte/déformation obtenues pour la compression des échantillons d'os enfant.

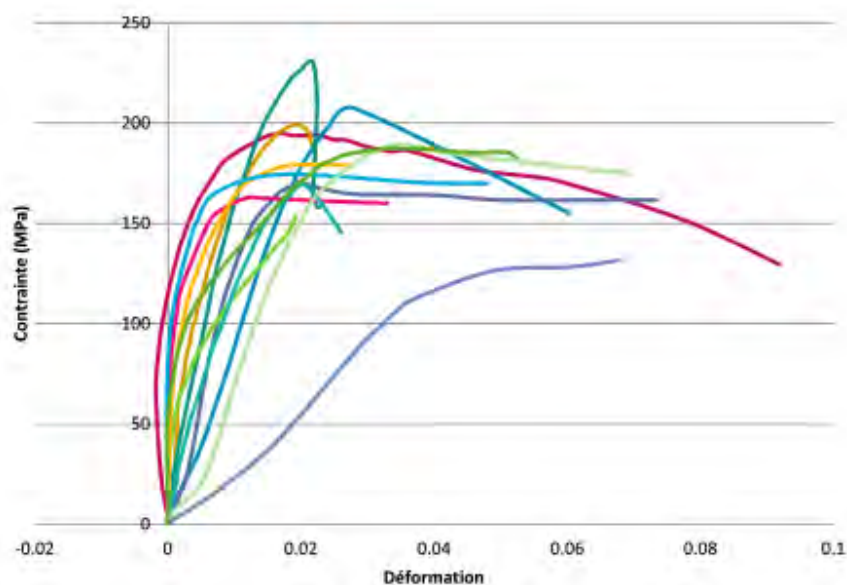


Figure I.12 : Courbe contrainte/déformation obtenue pour la compression des échantillons d'os enfant [6].

I.7.2. Module de Young du tissu osseux cortical humain :

Le tableau I.2 regroupe les valeurs du module de Young pour des os adultes et plus jeunes. Le tissu interstitiel est constitué d'ostéons plus vieux et donc plus minéralisés, ce qui a amené à une augmentation du module de Young [7 ; 8]. Il est à noter que les résultats obtenus sont influencés par l'état dans lequel les échantillons ont été testés, le module de Young est plus faible lorsque les os sont secs [9].

	Enfants (n=12) 6-18 ans (13±3) Moyenne (écart-type)	Adultes (n=14) 50-91 ans (72±13) Moyenne (écart-type)
$\epsilon_{\max}$ (%)	3.51 (3.04)	1.15 (0.60)
$\sigma_{\max}$ (MPa)	207.44 (114.07)	148.21 (37.00)
E_3 (GPa)	12.90 (5.50)	13.44 (4.52)

Tableau I.2. Valeurs des paramètres mécaniques obtenus par compression [6].

I.7.3. Contribution du collagène aux propriétés mécaniques de l'os :

Malgré le module de Young très faible du collagène (6 MPa), il contribue à l'augmentation de la ténacité (la résistance à la fracture) en augmentant la ténacité de l'os. Néanmoins, avec l'âge, les liaisons enzymatiques et non enzymatiques entre les molécules de collagènes qui ne sont plus présentes dans les mêmes proportions ni avec la même qualité.

I.7.4. Contribution du minéral aux propriétés mécaniques de l'os :

Plusieurs études ont démontré la contribution du minéral aux propriétés mécaniques de l'os [11 ; 12 ; 13]. Une augmentation de la minéralisation augmente la force en compression ainsi que la rigidité, mais diminue par ailleurs la ténacité de l'os, le rendant plus fragile [14 ; 15 ; 16 ; 17 ; 12].

I.8. Myologie de la hanche et de la cuisse :

L'articulation de la hanche est enveloppée par différents muscles dont l'emplacement de chacun a une ou plusieurs fonctions bien déterminées. Les mouvements effectués par cette articulation sont la rotation externe et interne, l'extension, la flexion, l'abduction et l'adduction. Étant donné que certains muscles de la hanche ont des grandes surfaces d'insertion d'origine et des grandes surfaces de terminaison, certains muscles ont plus d'une fonction [5 ; 18].

Muscle Iliaque : (fig. I.13)

Fonction :

Statique : Stabilisateur antérieur de la coxo-fémorale

Dynamique : Flexion de la coxo-fémorale. Antéversion du bassin.



Figure I.13 : Muscle Iliaque

Muscle Petit Fessier : (fig. I.14)

Fonction :

Statique : Stabilisation antérieure de la hanche.

Dynamique : Abduction de hanche. Flexion de hanche.

Muscle Moyen Fessier : (fig. I.15)

Fonction :

Statique : Stabilisation de la hanche.

Dynamique : Abduction de hanche (principal abducteur de hanche)

Muscle Grand Fessier : (fig. I.16)

Fonction :

Statique : Peu de rôle statique.

Dynamique : Extension de hanche. Rotateur latéral.

Muscle Tenseur du Fascia Lata : (fig. I.17)

Fonction :

Dynamique : Tension du fascia lata.



Figure I.14 : Muscle du Petit Fessier.



Figure I.15 : Muscle du Moyen Fessier.



Figure I.16 : Muscle du Grand Fessier.

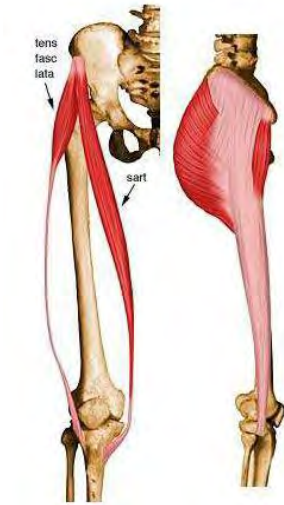


Figure I.17 : Muscle Tenseur du Fascia Lata.



Figure I.18 : Muscle piri, obt int, sup & inf gemelli et quad fem.

Muscle Piriforme (piri) : (fig. I.18)

Fonction :

Statique : Stabilisateur postérieur de la hanche.

Dynamique : Abduction de hanche. Rotateur latéral.

Muscle obturateur interne (obt int) : (fig. I.18)

Fonction :

Statique : Stabilisation postérieure importante de la hanche

Dynamique : Un peu d'adduction de hanche.

Rotation latérale de hanche. Rétroversion du bassin.

Muscle Jumeau Supérieur et Inférieurs (sup & inf gemelli) : (fig. I.18)

Fonction :

Statique : Rôle important de stabilisateur postérieur de la hanche.

Dynamique : Adduction et rotation latérale de hanche, et rétroversion du bassin.

Muscle carré fémoral (quad fem) : (fig. I.18)

Fonction :

Statique : Stabilisateur postérieur de la hanche.

Dynamique : Adduction, et rotation latérale.

Muscle obturateur externe : (fig. I.19)

Fonction :

Statique : Stabilisateur postérieure de hanche.

Coaptateur de hanche.

Suspenseur du bassin.

Dynamique : Adduction de hanche.

Rotation latérale.



Figure I.19 : Muscle obturateur externe.

Muscle Sartorius : (fig. I.20)

Fonction :

Dynamique : Flexion et rotation médiale du genou

Flexion et abduction et rotation latérale de hanche.

Muscle Quadriceps : droit fémoral (fig. I.21)

Fonction :

Stabilisateur antérieur de la hanche + fléchisseur hanche.

Muscle Quadriceps : Vaste intermédiaire (fig. I.22)

Fonction :

Stabilisateurs du genou + extension de la jambe



Figure I.20 : Muscle Sartorius.



Figure I.21 : Muscle Quadriceps droit fémoral.

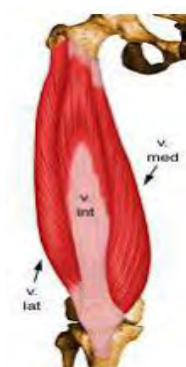


Figure I.22 : Muscle Quadriceps Vaste intermédiaire.

Muscle Biceps : (fig. I.23)

Fonction :

Chef long stabilisateur postéro – latéral du genou

Chef long rétroverseur du bassin + extension de hanche + tension fascia crural
+ flexion du genou + rotation latérale.



Figure I.23 : Muscle Biceps.

Muscle semi-membraneux : (fig. I.24)

Fonction :

Statique : Rétroverseur du bassin + stabilisateur postéro-médial du genou.

Dynamique : Extension de hanche + flexion de genou + rotation médiale du genou.

Muscle Semi – tendineux : (fig. I.25)

Fonction :

Statique : Stabilisateur postéro – médial du genou

Dynamique : Rétroverseur du bassin + extension de hanche + flexion du genou
+ rotation médiale du genou.



Contribution à l'aug

de la durée de vie d'une prothèse de h

20

Figure I.24 : Muscle semi-membraneux. Figure I.25 : Muscle Semi – tendineux.

Muscle Pectiné (pec) : (fig. I.26)

Fonction :

Dynamique : Adduction de hanche + légère flexion.

Muscle court adducteur (add brev): (fig. I.26)

Fonction :

Dynamique : Adduction de hanche.

Muscle Gracile (grac) : (fig. I.26)

Fonction :

Dynamique : Adduction de hanche + flexion et rotation médiale de genou.



Figure I.26 : Muscle pec, add brev et grac.

Muscle Long adducteur : (fig. I.27)

Fonction :

Adduction de hanche. Flexion de hanche.

Muscle Grand adducteur : (fig. I.28)

Fonction :

Dynamique : Adduction de hanche + extension de hanche par le faisceau inférieur.



Figure I.27 : Muscle Long adducteur.



Figure I.28 : Muscle Grand adducteur.

I.9. Conclusion

Nous nous sommes intéressés dans ce chapitre à la description des caractéristiques anatomiques et géométriques de la hanche et du fémur nécessaires à la compréhension du sujet.

L'os est par ce une structure vivante qui s'adapte et se répare grâce aux cellules osseuses. Les interfaces et les hétérogénéités de ces composants au sein du tissu modifient les propriétés mécaniques, augmentant l'énergie nécessaire à la propagation d'une fracture. De par ses valeurs de module de Young élevées, l'os est donc un matériau qui résiste à la compression et peut emmagasiner une grande quantité d'énergie par la création de micro fissures avant de fissurer complètement. Malgré cela, il arrive que l'os se fracture, ou subisse des micro-fissures trop nombreuses. L'os doit alors être renouvelé.

Chapitre II

Arthroplastie Totale de la Hanche

II.1. Introduction :

Le bon fonctionnement articulaire assuré par l'action du fluide synoviale en tant que lubrifiant articulaire est gravement perturbée en cas de diverses pathologies articulaires. L'articulation de la hanche est l'une des plus grosses et des plus stables de l'ensemble des articulations du corps humain ; cette dernière est elle aussi susceptible d'être abîmée avec le temps ou suite à un traumatisme. L'arthroplastie totale de la hanche est un moyen thérapeutique efficace pour pallier aux différentes affections inflammatoires, dégénératives et traumatisme qui mettent en jeu la conjecture fonctionnelle de l'articulation coxo-fémorale (Figure II.1). En dehors des causes infectieuses, le descellement aseptique correspond à la perte de contact entre l'implant prothétique et l'os receveur, c'est la complication la plus redoutable des prothèses de hanche totales cimentées ou non ; elle survient en général après plusieurs années de sa mise en place.



Figure II. 1 : Remplacement de l'articulation coxo-fémorale endommagée [19].

II.2. Dégradation de l'articulation de la hanche

Les articulations se dégradent avec l'âge et/ou à cause d'activités physiques intenses. La hanche est une des articulations les plus fréquemment touchées. Il existe plusieurs causes de dégradation de l'articulation de la hanche telles que [20] : l'arthrose, l'arthrite, des traumatismes et des tumeurs dont le sectionnement est obligatoire à une reconstruction de l'articulation touchée.

II.2.1. L'arthrose : est un processus dégénératif dû à l'usure du cartilage (figure II.3), et s'accompagne d'une condensation de l'os situé sous le cartilage ainsi que de la formation d'ostéophytes de voisinage (prolifération anormale de tissu osseux autour du cartilage malade), situés en dehors de l'articulation, témoins des efforts de reconstruction de l'organisme (Figure II.2, II.3). Elle se manifeste par des douleurs et de la raideur dans les

articulations. Ses caractéristiques externes sont un gonflement et un échauffement excessifs de l'articulation [21]. Les articulations les plus souvent atteintes par l'arthrose sont la hanche et le genou. Pauwels (1959) définissait la coxarthrose (ou arthrose de la hanche) comme : la rupture de l'équilibre biomécanique entre la résistance mécanique des tissus et la sollicitation fonctionnelle [22].



Figure II.2 : L'arthrose ou coxarthrose [19].

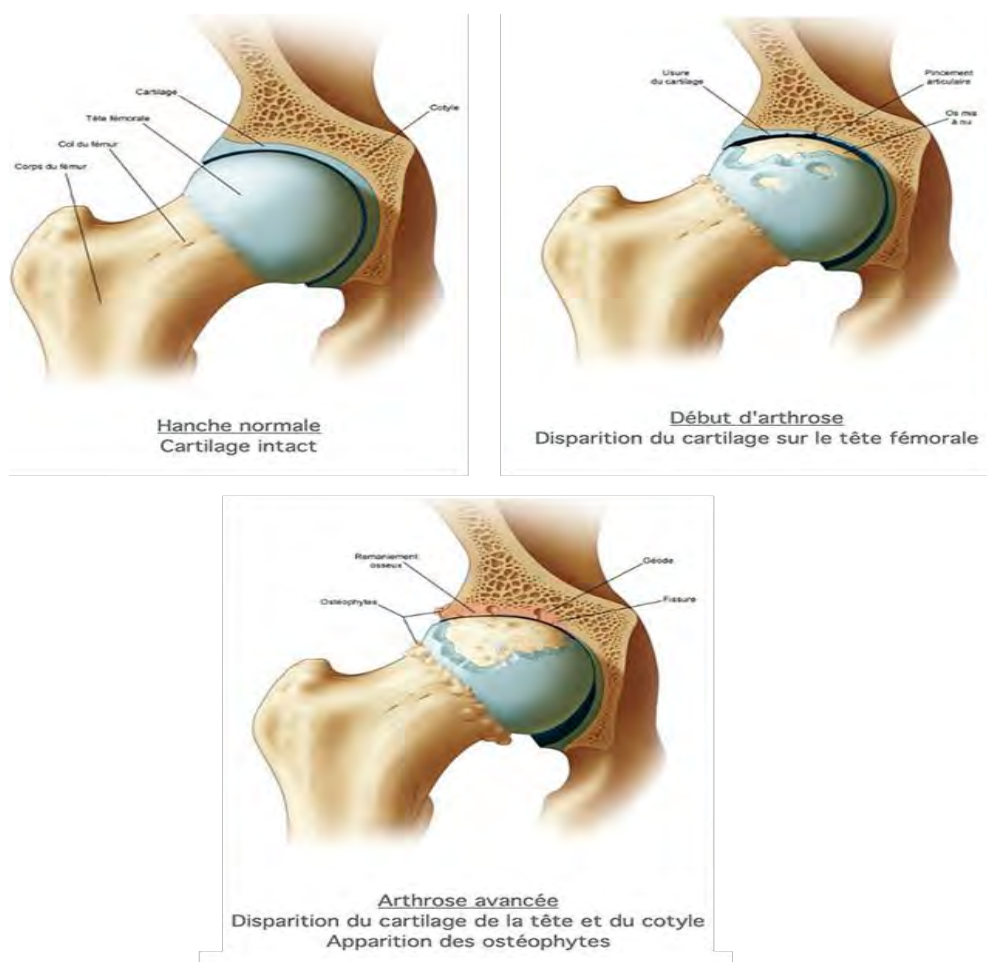


Figure II.3 : Evolution de l'arthrose de la hanche.

II.2.2. L'arthrite : Il s'agit d'un terme général qui englobe toute forme d'inflammation des tissus, de stade aigüe ou chronique, et pouvant toucher une ou plusieurs articulations (Figure II.4). Des poussées d'arthrite peuvent précéder ou accompagner l'arthrose, est se caractérise par des douleurs souvent nocturnes et intense.

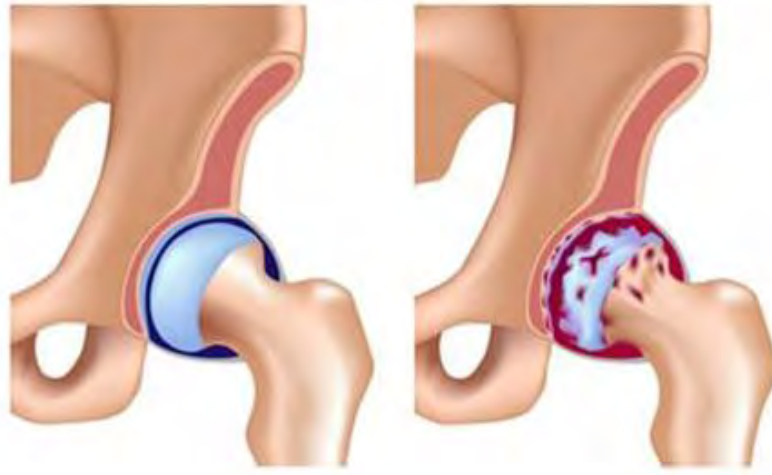


Figure II.4 : Arthrite de la hanche.

II.2.3. La spondylarthrite ankylosante : C'est une maladie inflammatoire de cause inconnue, appartenant au groupe des spondylarthropathies. Elle touche essentiellement le squelette axial (la colonne vertébrale), mais également les articulations dites périphériques, c'est-à-dire les membres. Cependant, d'autres parties de l'organisme que les articulations peuvent être également atteintes. La maladie débute habituellement chez un individu âgé de 20 à 30 ans. Elle touche trois fois plus l'homme que la femme [23].

II.2.4. La dysplasie de la hanche : Partagé par une personne sur 1.000, les patients atteints de la dysplasie de la hanche naissent avec une anatomie de la hanche modifiée, donc le facteur de risque significatif pour la plupart des dysplasiques est un facteur génétique, la commune ne se développe pas et la structure normale se dégrade au fil des ans. Cela conduit à une arthrite à un âge relativement précoce.

II.2.5. La nécrose avasculaire : C'est une maladie osseuse qui se produit lorsque les tissus de la tête du fémur meurent en raison d'un manque de sang, ces principales causes sont l'alcoolisme et les corticoïdes.

II.2.6. La fracture du col du fémur : Il s'agit d'une fracture touchant le col du fémur lui-même ou la partie supérieure du fémur entre les grands et petits trochanters. Elle est dans la plupart des cas favorisée par l'ostéoporose et fréquente au près des sujets âgés.

II.2.7. Des tumeurs : Elles peuvent également aboutir à la destruction de structures anatomiques locales de l'articulation coxo-fémorale.

II.3. La chirurgie de PTH :

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 le nouveau 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. (Figure II.5) illustre une prothèse totale de hanche implantée dans le squelette humain [24].

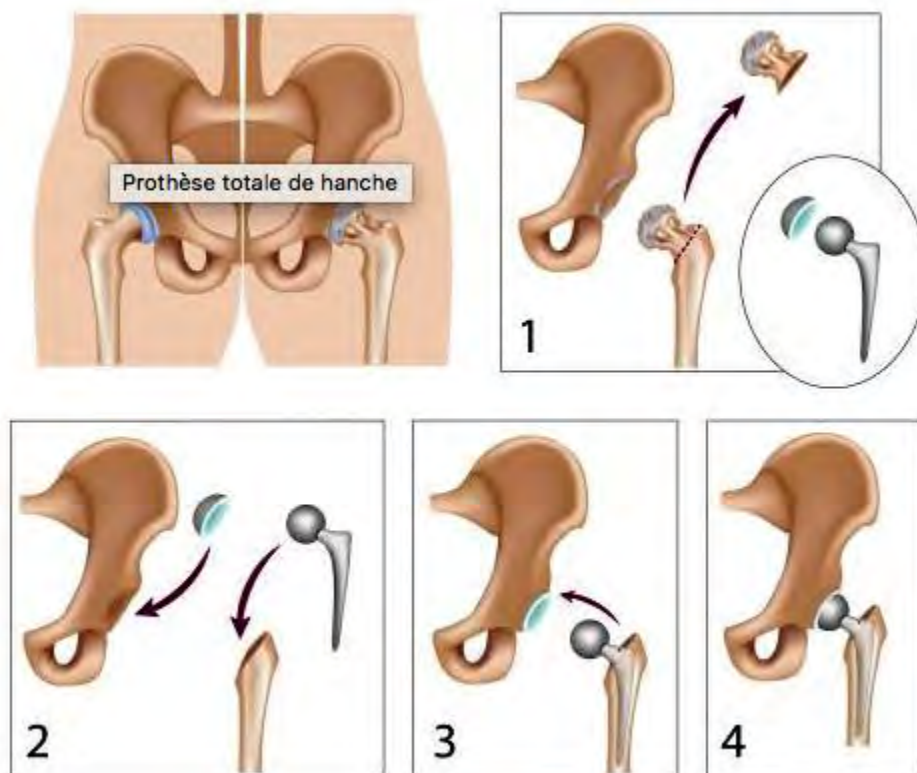


Figure II.5 : des grandes étapes réalisées par le chirurgien et son équipe lors de l'arthroplastie totale de la hanche.

II.4. Implant orthopédique:

Sous le terme « d'implant orthopédique », on désigne l'ensemble des dispositifs artificiels implantés au niveau du tissu osseux et destinés soit au remplacement des articulations déficientes (prothèses orthopédiques) soit à la réduction des fractures [25].

II.4.1. 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.

II.4.2. Composants d'une prothèse totale de la hanche :

Une prothèse totale de la hanche est principalement constituée de trois composants : soit une tige fémorale sur laquelle est montée la tête fémorale s'articulant avec le cotyle (Figure II.6). L'implant fémoral est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur tandis que le cotyle est implanté dans l'acétabulum de l'os coxal.

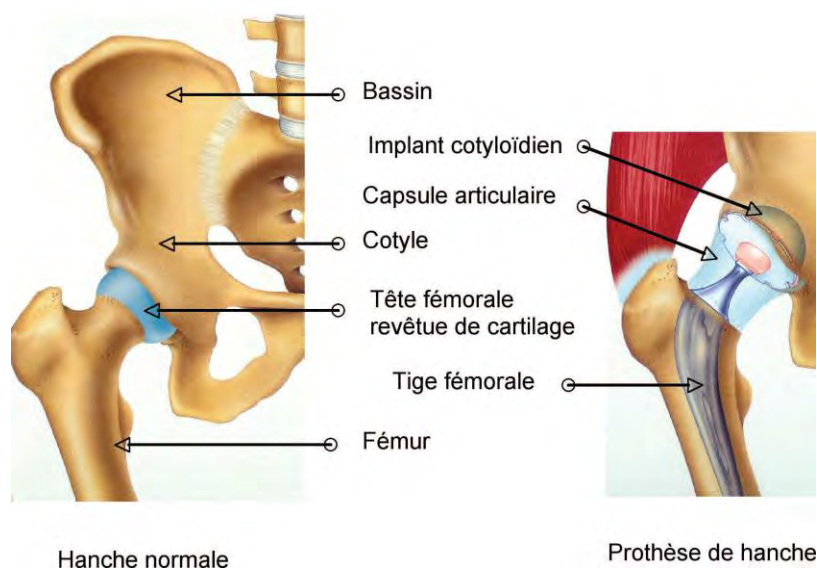


Figure II.6 : Articulation de la hanche, avec et sans prothèse [26].

II.5. Composantes de prothèse totale de hanche:

La prothèse totale de hanche englobe plusieurs composantes (Figure II.7), à savoir :

II.5.1. Anneau cotyloïdien : (ou métal-back) : cet anneau, à base d'alliage métallique, peut être impacté directement dans le cotyle osseux ou fixé grâce à des vis ou du ciment chirurgical. Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne qui remplacera l'articulation déficiente. Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou rugueux, voire strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os [26].

II.5.2. Cupule cotyloïdienne : (ou insert articulaire) : elle s'encastre dans l'anneau cotyloïdien et sur laquelle la tête fémorale se pose. Le couple cupule cotyloïdienne-tête fémorale, ainsi formé, est le couple dont le frottement est le plus important ; car lors de chaque mouvement, la tête fémorale effectue une rotation dans la cupule [26].

II.5.3. Tête fémorale : cette tête, à base de céramique ou de métal, s'articule avec la cupule. Elle est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale, et joue le rôle de la rotule. Le couple cupule cotyloïdienne – tête fémorale étant le plus sollicité en frottement. Le fait d'avoir une tête fémorale séparée de la tige permet, en cas de dégradation, de remplacer uniquement la partie supérieure de la prothèse. Excepté le cas de complications, l'explantation de la tige fémorale de l'os est alors évitée [26].

II.5.4. Tige fémorale : cette tige, en acier inoxydable ou en alliages de titane, est insérée dans le canal médullaire du fémur. Cette insertion peut être directement fixer à l'aide d'un ciment chirurgical à base de polyméthylméthacrylate (PMMA)[26].

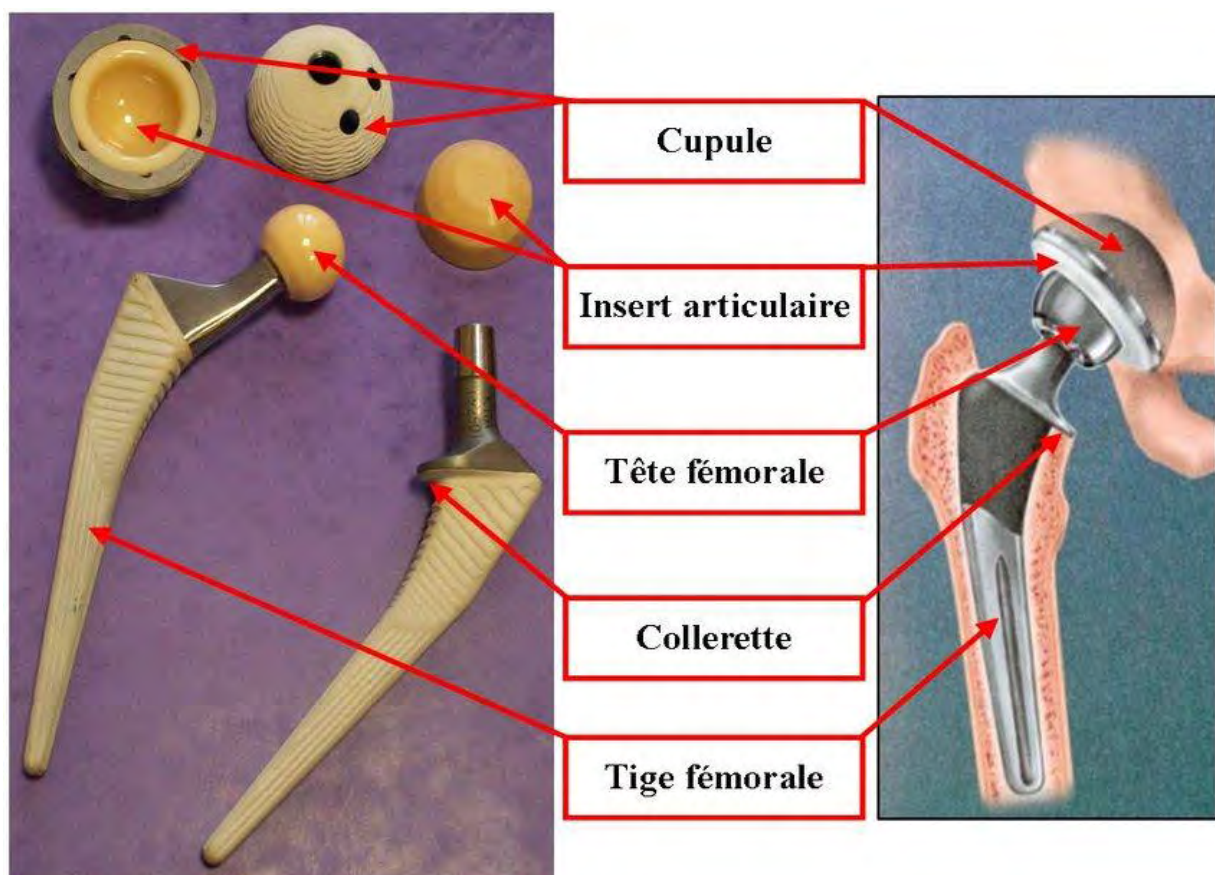


Figure II.7: Différents éléments composant une prothèse totale de hanche.

II.6. Mode de fixation d'implant:

Les implants fémoraux peuvent généralement être fixés soit directement sur le fémur (implant fémoral non-cimenté) ou bien en utilisant le ciment chirurgical PMMA (implant fémoral cimenté) [26].

II.6.1 Implant fémoral non-cimenté :

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 5). Afin d'obtenir une stabilité initiale adéquate, l'implant non-cimenté doit être placé en contact serré avec de l'os pour le supporter de façon rigide (Figure II.8).

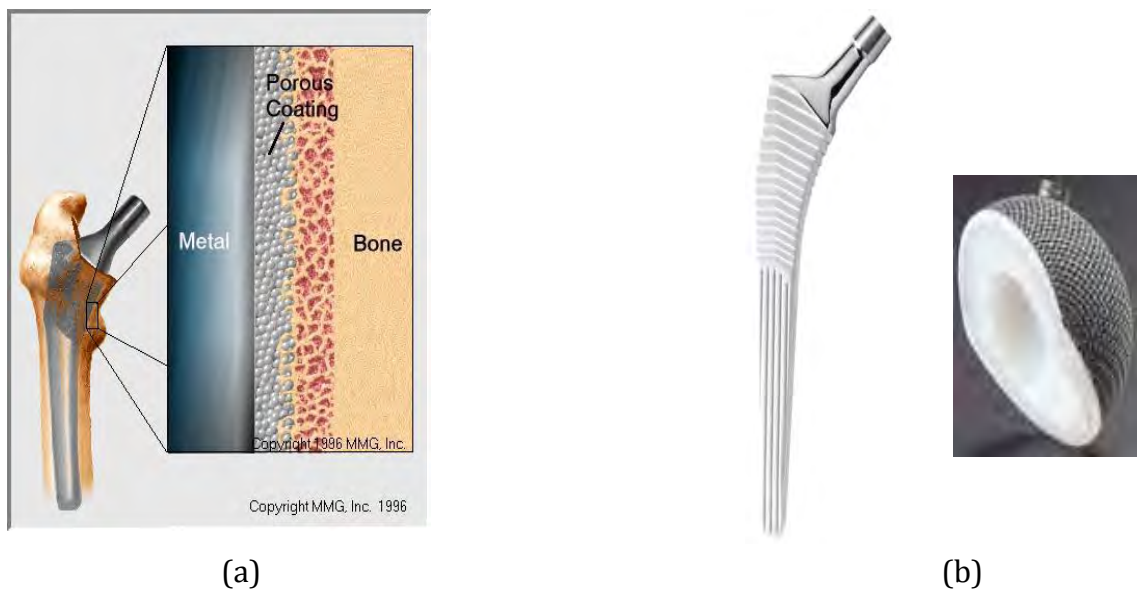


Figure II.8 : (a) schéma de représentation PTH non cimentée, (b) Tige et cotyle non cimentés.

II.6.2. Implant fémoral cimenté :

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 6) 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 en assurant, ainsi, une bonne stabilité primaire de l'implant (Figure II.9).

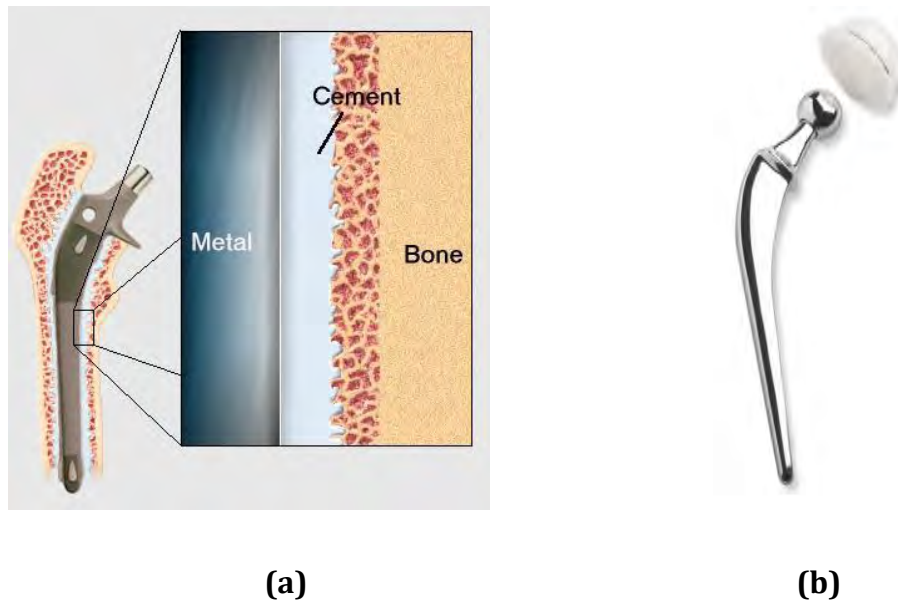


Figure II.9 : (a) schéma de représentation PTH cimentée, (b) Tige et cotyle en Polyéthylène cimentés.

II.7. Couple de frottement :

L'implantation d'une PTH conduit à la formation de différents couples de frottement : les couples "durs-durs" (métal-métal ou céramique-céramique) et les couples "durs-mous" (métal-polymère ou céramique-polymère) qui représentent respectivement, environ 37 % et environ 63 % de la totalité des couples de frottement (Figure II.10) [26].

- Le couple métal-Polyéthylène Ultra Haute Densité (UHMWPE) est le premier couple à avoir été largement utilisé, en raison du faible coût et de la facilité de fabrication du polymère. La tête fémorale est fabriquée en acier inoxydable et, généralement, avec le plus petit diamètre possible, afin de minimiser ainsi la surface de frottement.
- Pour le couple céramique-UHMWPE, le coefficient de frottement céramique-PE, comme il est souhaité, est faible. Cependant, l'inconvénient de la céramique est qu'elle peut facilement être fracturée.
- Pour le couple céramique-céramique, l'inconvénient reste toujours le même : risque de fracture.
- Le couple métal-métal sensible à la fracture, mais pas avec le même degré qu'on peut avoir en présence de la céramique.



Figure II.10 : Différents modèles de PTH et leur couple de friction. De gauche à droite :
Céramique alumine/PE ; métal /métal ; céramique alumine/alumine ; céramique
delta/delta ; grosse tête métal/insert métal.

II.8. Matériaux utilisés dans l'orthopédie:

II.8.1. Définition :

Tous les matériaux utilisés pour l'élaboration des prothèses doivent répondre à un cahier des charges de plus en plus rigoureux. Ces matériaux doivent être biocompatibles et biofonctionnels pour être sélectionnés. La biocompatibilité représente la capacité des matériaux à entrer en contact avec les tissus vivants et les fluides biologiques afin de traiter, de modifier ou de remplacer la région lésée sans entraîner d'effets chimiques indésirables (toxicité, réactions inflammatoires...) à l'intérieur de l'organisme. Les biomatériaux sont dits biofonctionnels lorsque leur utilisation permet à l'organisme de recouvrir sa fonction principale comme par exemple la motricité dans le cas des prothèses de hanche, de genou et d'épaule [27].

II.8.2. Matériaux constitutifs des implants prothétiques :

Les trois principaux groupes de matériaux utilisés pour la conception des implants orthopédiques sont les métaux, les céramiques et les polymères.

II.8.2.1. Alliages métalliques : Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent. Ces alliages peuvent être :

- **aciers inoxydables** : Les seuls aciers utilisés dans ce domaine sont les aciers austénitiques qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. Selon la norme française NF S 90 401 de décembre 1981, la composition de ces aciers doit être de 16 à 19 % de chrome, 12 à 16 % de nickel, 2 à 4 % de molybdène et de 0,03 à 0,08 % de carbone. L'alliage 316L est l'acier le plus utilisé en orthopédie. Sa teneur en carbone (0,03 %) et en chrome (16 à 18 %) améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique.
- **alliages à base de cobalt** : déjà utilisés dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont généralement composés d'environ 60 % de cobalt, 30 % de chrome, 5 % de molybdène et de moins de 2,5 % de nickel. La passivation de la surface par la couche d'oxyde de chrome assure une excellente résistance à la corrosion, mais il existe toujours une dissolution du métal. Bien que ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très durs et peu déformables ;
- **alliages à base de titane** : on les rencontre sous deux formes le Ti-6Al-4V et le Ti-6Al-7Nb. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue mais leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment :

II.8.2.2. Céramiques : Elles peuvent être utilisées pour la fabrication des têtes fémorales et les cupules. Deux types de céramiques sont actuellement utilisées : l'alumine Al_2O_3 et la zircone ZrO_2 .

- **alumine** : c'est en 1970 que Boutin introduisit le couple alumine-alumine pour répondre aux problèmes d'usure du polyéthylène. Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion et une bonne biotolérance ; mais, c'est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme. L'alumine est un matériau difficile à mettre en forme et fragile. Si la contrainte appliquée dépasse la limite d'élasticité, elle provoque la rupture ;
- **la zircone** : elle a été développée pour répondre aux insuffisances de l'alumine, c'est-à-dire diminuer le risque de fracture. Elle possède une bonne résistance à la corrosion, d'assez bonnes caractéristiques mécaniques et une bonne résistance à l'usure et au frottement.
- **les composites alumine-zircone** : Ces composites ont été développés pour obtenir un matériau aussi stable (chimiquement) que l'alumine et présentant une ténacité et une

contrainte à la rupture équivalente à la zircone. Ils sont généralement constitués d'une dispersion homogène de grains de zircone dans une matrice d'alumine. Donc, ces composites assurent la diminution du vieillissement des implants orthopédiques et l'augmentation de leurs propriétés mécaniques.

II.8.2.3. Polyéthylène : Il est utilisé pour les cupules, sous la forme UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). Sa densité est de l'ordre de 0,94. C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité est proche de celui du ciment et assez proche de celui de l'os, ce qui ménage l'ancrage os-ciment. De plus, sa biocompatibilité est excellente et sa mise en forme est plutôt facile.

II.9. Traitements et revêtements de surface :

Comme beaucoup de pièces à usage mécanique, les matériaux utilisés pour la conception des prothèses articulaires peuvent subir des traitements de surface pour modifier la rugosité ou encore pour être revêtus. Les pièces concernées par ce type d'opérations sont essentiellement les tiges fémorales des PTH ainsi que les tiges des PTG et des PTE.

II.9.1. Traitement de surfaces :

Contrairement aux tiges cimentées dont les surfaces sont polies (élimination des aspérités pour éviter les phénomènes d'usure-frottement du ciment acrylique), les surfaces des tiges non cimentées sont traitées de manière à accroître leur rugosité afin d'améliorer l'ancrage primaire avec l'os et d'augmenter la surface de contact entre les cellules osseuses et l'implant en favorisant ainsi la recolonisation et la repousse osseuse.

II.9.2. Revêtements de surface :

En ce qui concerne les revêtements de pièces prothétiques, les céramiques phosphocalciques et plus précisément l'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$) sont depuis la fin des années 80, les matériaux les plus couramment utilisés pour revêtir les tiges de PTH et de PTG non cimentées. En effet, ces matériaux présentent l'avantage d'être ostéoconducteurs, c'est-à-dire de favoriser la repousse osseuse et la colonisation par l'os.

II.9.3. Conditions nécessaires pour les biomatériaux :

Le développement de nouveaux biomatériaux requiert une collaboration entre ingénieurs spécialisés dans les domaines de matériaux, biomédicaux, des pathologistes et des médecins. En effet, les implants doivent vérifier plusieurs paramètres pour pouvoir être implantés [28] :

– **Propriétés mécaniques :** (Dureté, Résistance à la traction, Module d'élasticité). La résistance à la fatigue détermine la durée de vie d'un implant soumis à un chargement

cyclique. L'incompatibilité biomécanique c'est-à-dire une différence trop importante entre les propriétés mécaniques de l'os et celles de l'implant, peut aussi conduire à la fracture de l'implant ou à son descellement. En effet, l'implant remplaçant l'os doit avoir un module d'élasticité équivalent à celui de l'os. Si l'implant a une rigidité plus importante que l'os, il supporte alors la plus grande partie de la charge.

– **Biocompatibilité** : les matériaux utilisés comme implants doivent être non toxiques pour le corps et ne causent aucune inflammation ou réaction allergique. Les deux principaux facteurs qui peuvent jouer sur la biocompatibilité d'un matériau sont : la réponse de l'organisme à la présence de l'implant et la dégradation du matériau dans l'organisme. De plus, le pH du corps humain peut varier de 3,5 jusqu'à 9 ; ce qui influe sur les conditions physiologiques dans lesquelles se trouve l'implant (infection ou non). Les problèmes liés à la biocompatibilité sont la thrombose, qui entraîne la formation de caillot et l'encapsulation fibreuse, ou fibrose articulaire des implants [29].

– **Résistance à la corrosion et à l'usure** : la faible résistance à la corrosion ou à l'usure dans l'organisme, entraîne le relargage d'ions métalliques non compatibles avec l'organisme humain, qui peuvent donner lieu à des réactions allergiques.

– **Ostéointégration** : pour permettre une bonne ostéointégration de l'implant, les propriétés de surface (topographie, rugosité...) jouent un rôle très important.

II.10. Choix de la prothèse :

L'arthroplastie de la hanche est depuis 40 ans, une intervention couronnée de succès dans la majorité des cas. L'indication de la chirurgie repose sur des signes subjectifs, tels que la douleur et l'importance fonctionnelle, qui limitent de plus en plus l'activité en l'indépendance du patient. L'intervention permet un soulagement rapide des douleurs du patient, une amélioration de sa mobilité et plus généralement sa qualité de vie. Si l'efficacité de cette intervention ne semble plus à démontrer, le choix de la prothèse et la technique de pose la mieux adaptée à un patient spécifique dépend plusieurs facteurs, dont les plus importants sont indiqués ci-dessous :

- l'âge
- la qualité de l'os
- la forme de l'os (principalement celle du fémur)
- la déformation de l'articulation

II.10.1. Problématique du choix de la prothèse :

Le nombre de modèle de PTH sur le marché dépasse les quatre cents. Parmi cette large gamme disponible, le choix de la prothèse doit être soigneusement adapté au patient avant l'intervention. Cependant, les résultats d'une PTH dépendent de multiples paramètres :

- des qualités mécaniques de la prothèse ;
- des matériaux constitutifs de la prothèse : ceux-ci doivent être biocompatibles et résister à la corrosion ;
- du coefficient de friction, qui doit être le plus faible ;
- de la forme de la prothèse, qui influe également sur la répartition des contraintes au sien de l'os ;
- des qualités tribologiques du couple de frottement ;
- de la qualité de l'os et de la morphologie de la hanche du patient ;

Le choix de la prothèse s'effectue également sur des critères dépendant directement du patient et du chirurgien. L'âge du patient, son activité, son espérance de vie, ses attentes ainsi que ses exigences en termes de qualité de vie postopératoire qui doivent également être pris en compte. Quant au chirurgien, la formation qu'il a reçue et son apprentissage, vont forcément influencer son choix. L'accès à un certain type de dispositif (proximité du fabricant, facilité de mise à disposition du matériel) peut également être un critère de choix pour le chirurgien.

II.10.2. Examens utiles au choix de la prothèse :**II.10.2.1. Examens radiologiques :**

L'étude préopératoire est réalisée à partir d'une radiographie de face et de profil de la hanche du patient ; complétée éventuellement par celle du côté face de bassin. Elle doit permettre de choisir la taille du cotyle et celle de la pièce fémorale adaptés. La télémétrie (par utilisation d'éléments optiques, acoustiques ou radioélectriques) est utilisée pour analyser les différences de longueur des membres. Une IRM est réalisée en cas d'ostéonécrose pour s'assurer du diagnostic, apprécier l'étendue de nécrose et vérifier l'état de la hanche opposée. Le scanner est un examen utilisé quand la géométrie du cotyle et/ou du fémur présente une variation anatomique, notamment chez les sujets jeunes.

II.10.2.2. Qualité de l'os :

Aucun examen ne permet à l'heure actuelle d'apprécier la qualité de l'os avant l'intervention alors qu'il s'agit d'un paramètre qui peut être important dans le choix de la prothèse. La valeur pronostique de la bonne tenue de la PTH par l'ostéodensitométrie ou

les ultrasons, reste encore à évaluer. L'appréciation reste fondée sur la radiographie qui reflète grossièrement l'état osseux ainsi que son architecture.

II.10.2.3. Interrogatoire clinique :

L'interrogatoire clinique est essentiel car il permet de préjuger de la qualité de l'os en fonction de la longévité familiale et de l'activité physique du patient.

II.10.2.4. Choix du type de la prothèse :

La détermination la taille de la prothèse se fait à l'aide de calques superposés sur un cliché radiographique du bassin de face. Ces calques sont fournis par le fabricant et permettent de choisir entre le modèle et le modèle latéralisé, et la taille.(Figure II.11)

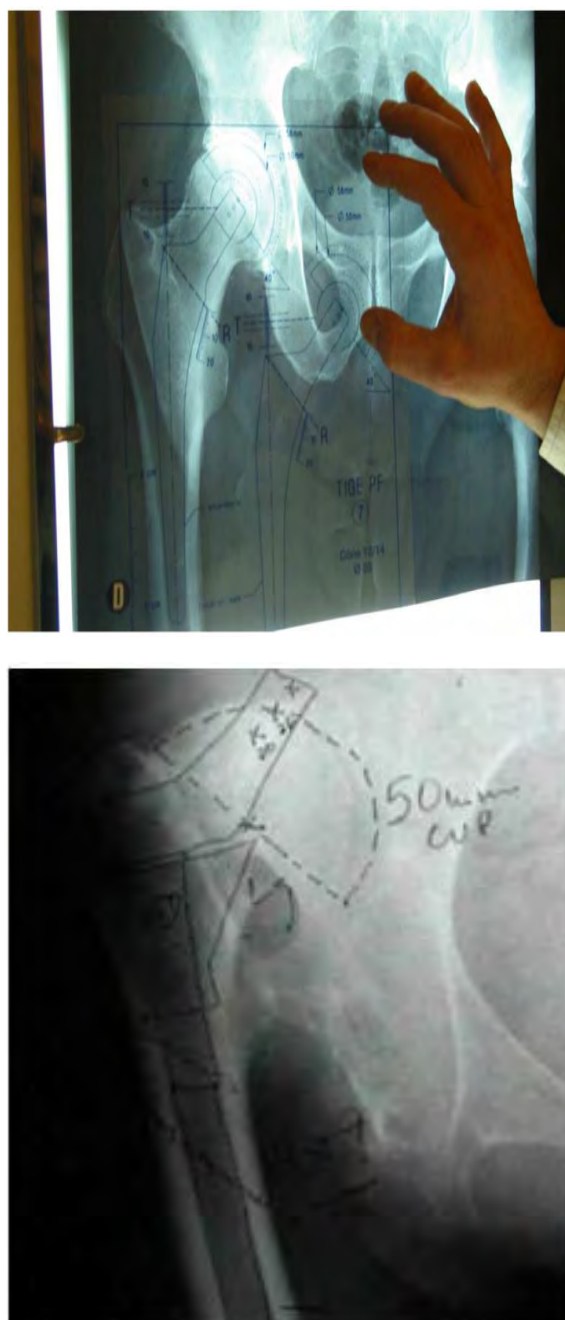
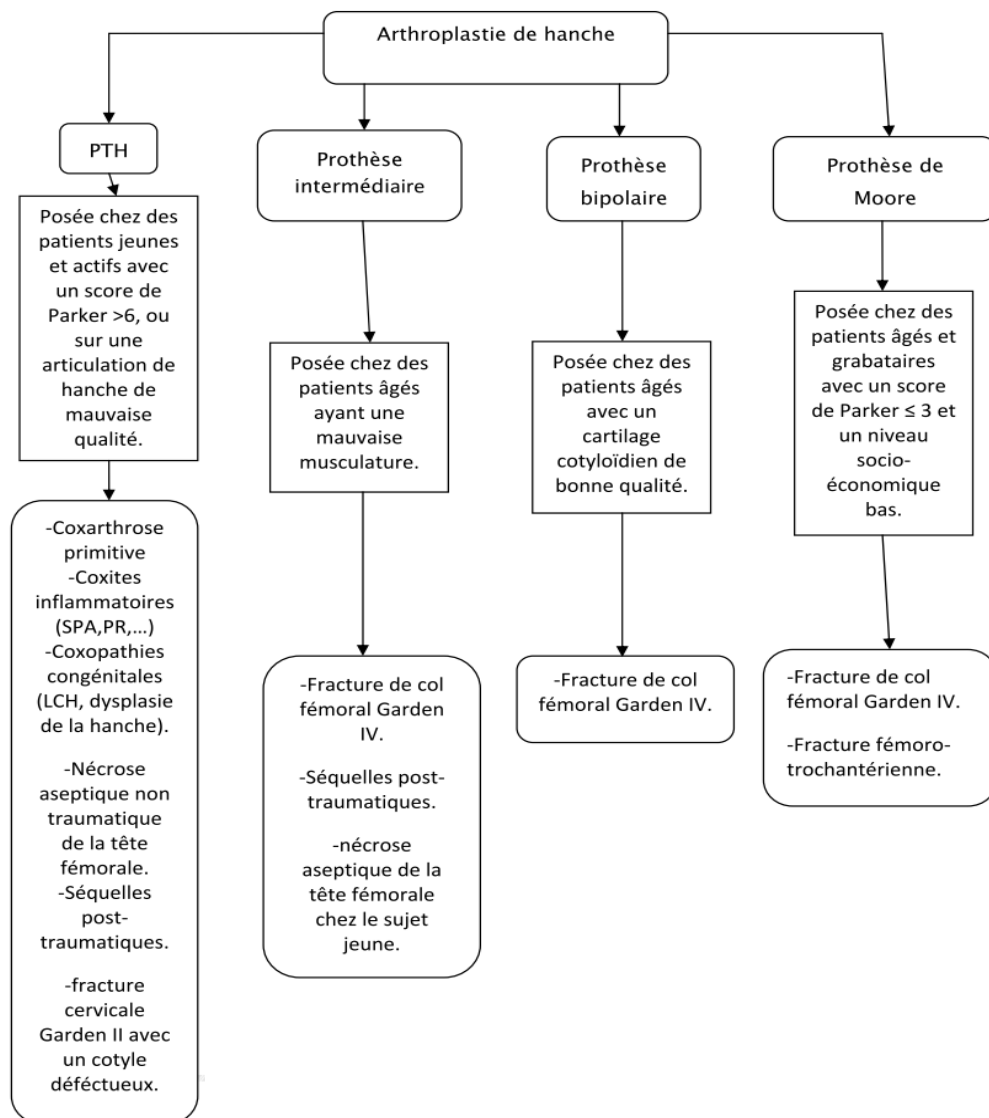


Figure II.11 : choix de la PTH à l'aide de calques.

- Quelle prothèse, pour quelle indication [30]:



II.11. Positionnement de la prothèse:

Le positionnement de la prothèse est basé sur la direction des implants prothétiques par rapport aux plans et axes anatomiques. L'orientation de la prothèse cotyloïdienne (Figure II.12) se base sur [31]:

- l'angle d'inclinaison (α) qui se forme entre l'axe du cotyle et le plan transversal;
- l'angle d'antéversion (β) qui se forme entre l'axe du cotyle et le plan frontal.

Pour la prothèse fémorale (Figure II.13) l'orientation se base sur :

- l'angle d'inclinaison (γ) qui est l'angle formé entre l'axe du col de la prothèse et le plan transversal ;
- l'angle d'antéversion (δ) qui se forme entre l'axe du col fémoral et le plan frontal ;
- et finalement l'angle varus (ϵ) qui se forme entre l'axe de la diaphyse de la prothèse et l'axe fémoral.

L'orientation est essentielle pour la stabilité de la prothèse. Il existe différents travaux concernant l'orientation qui se basent généralement sur l'étude des paramètres "standards" qui sont : les angles d'inclinaison et d'antéversion de deux implants (cotyloïdien et fémoral) et l'angle de varus pour l'implant fémoral. Si les valeurs de positionnement sortent des limites des valeurs proposées, il existe un grand risque de dislocation de la prothèse. Plusieurs auteurs affirment que l'orientation de l'implant cotyloïdien a une grande importance dans le bon positionnement de la prothèse. Le Tableau II.2 montre la synthèse de notre recherche sur les valeurs de positionnement de la PTH dans la littérature. Actuellement les valeurs d'orientation pour la prothèse cotyloïdienne les plus utilisées sont ceux de Lewinnek et al. Ces auteurs proposent un intervalle de $45 \pm 10^\circ$ d'inclinaison et de $15 \pm 10^\circ$ d'antéversion. Selon Dorr et al. , 23% des dislocations sont dues à une mauvaise orientation des implants. Selon Lewinnek et al. , ce pourcentage est supérieur à 33%. Dans un travail plus récent, Coventry a établi ce pourcentage à 50%.

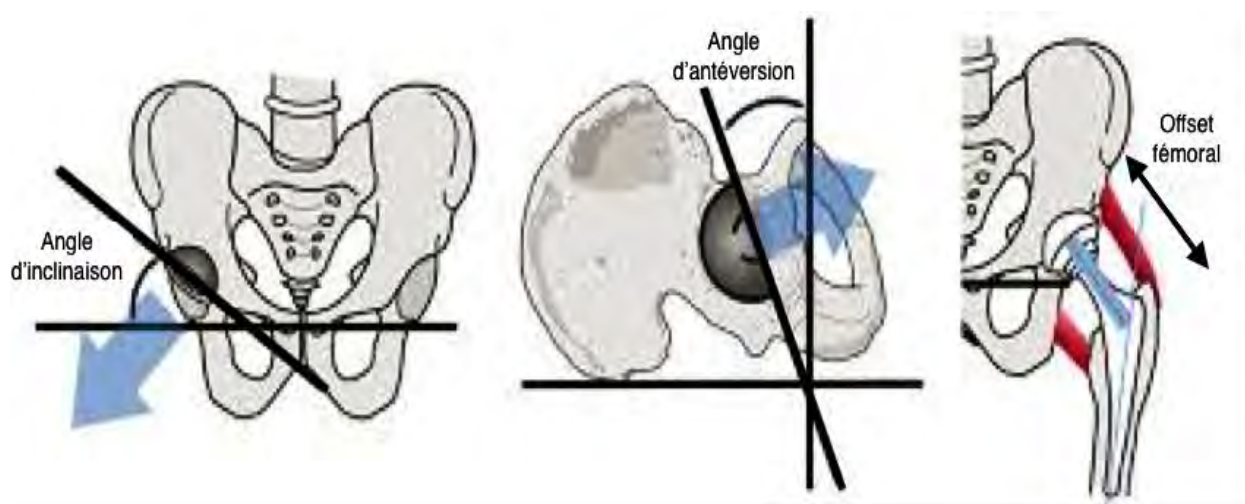


Figure II.12 : Orientation de la prothèse cotyloïdienne. Angle d'inclinaison (α) et angle d'antéversion (β).

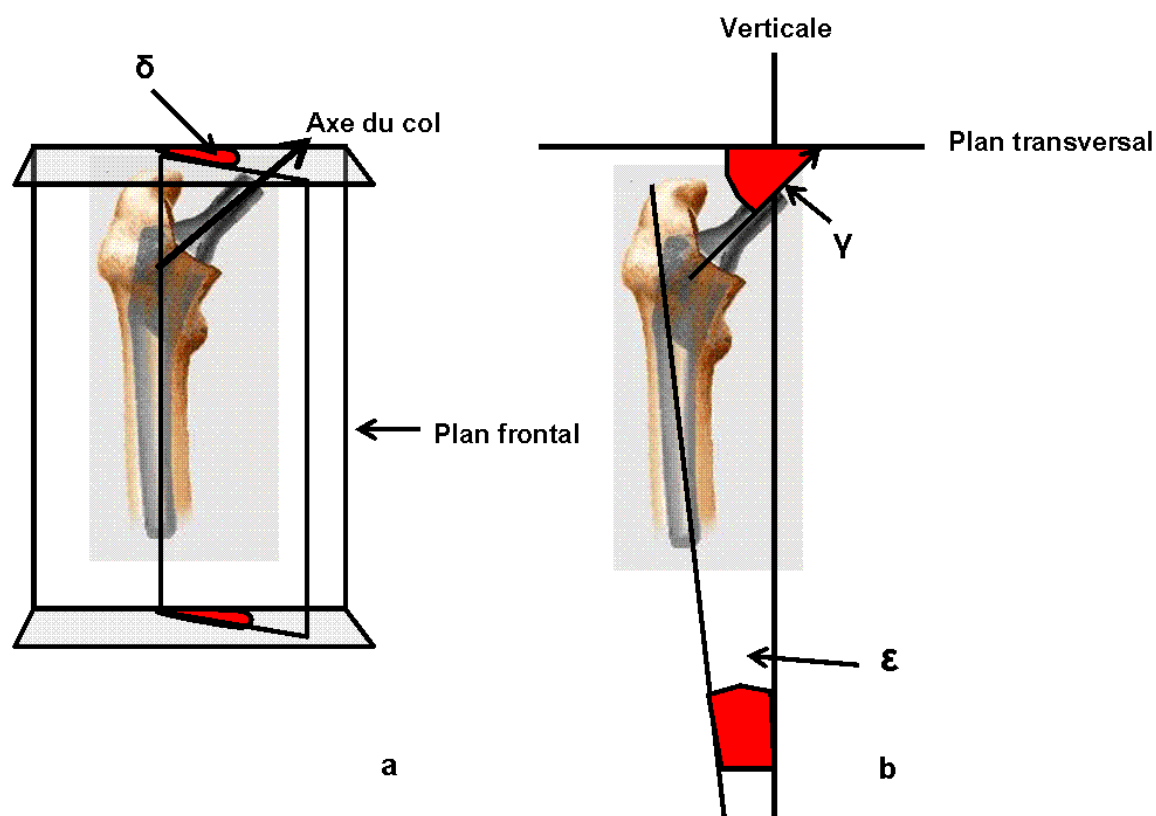


Figure II.13 : Orientation de la prothèse fémorale. Angle d'inclinaison (γ), angle d'antéversion (δ) et angle de varus (ϵ).

Auteurs	Prothèse Cotyloïdienne	
	Angle d'inclinaison	Angle d'antéversion
D'Lima et al.	45-55°	
Dorr et al.	inférieur à 55°	0-30°
Gore et al.	inférieur à 55°	
Harkess		5-10°
Jaramaz et al.	40-50°	15-20°
Khan et al.	inférieur à 50°	inférieur à 15°
Kummer et al.	35-45°	0-10°
Lewinnek et al.	35-55°	5-25°
Miljkovic et al.	inférieur à 60°	0-30°
Schmalzried et al.	inférieur à 50°	
Seki et al.	30-50°	1-30°

Tableau II.1 : Tableau des valeurs proposées pour le positionnement de la prothèse totale de la hanche selon différents auteurs [32].

II.12. Conclusion :

La prothèse de hanche est un implant très utile pour remplacer une articulation usée ou défectueuse. Elle fait l'objet de nombreuses recherches et avancées technologiques dans le domaine de la résistance des matériaux, des couples de frictions, des formes anatomiques. Son efficacité est prouvée, son taux de survie dépasse les vingt ans, elle permet au patient de reprendre les activités de son âge et est considérée par l'OMS (Organisation mondiale de la santé) comme étant la première intervention à apporter le plus de bénéfice et de confort aux patients.

Chapitre III

Ciment acrylique
PMMA

III.1. Introduction :

La perte de fixation de l'implant est la principale cause d'échec à long terme d'une prothèse de hanche cimentée. La polymérisation du ciment osseux (PMMA) est une réaction exothermique entraînant la formation de contraintes résiduelles et de porosité dans le ciment. Le projet consiste à étudier la polymérisation du PMMA en fonction des conditions initiales du système implant/ciment/os; trouver un lien entre les contraintes résiduelles, la microstructure et la résistance de l'interface tige/ciment. Les résultats démontrent que les contraintes résiduelles sont fortement influencées par le type de ciment, la méthode de mélange et les conditions initiales du système. Les contraintes maximales mesurées à l'interface implant-ciment atteignent 1 MPa. La porosité interfaciale varie de 0 à 60% et la résistance de l'interface varie entre 1,1 et 1,6 MPa. Les contraintes résiduelles sont indépendantes de la porosité. Aucune corrélation n'est établie entre ces contraintes et la résistance de l'interface.

III.2. Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) :

Le PMMA couramment utilisé est un polymère thermoplastique amorphe ayant une température de transition (T_g) avoisinant les 105°C et une densité variant de 1,15 à 1,195 g/cm³. Le polyméthacrylate de méthyle, souvent connu sous le nom commercial de Plexiglas®, est formé lors d'une réaction de polymérisation par addition. La figure III.1 représente la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA [33].

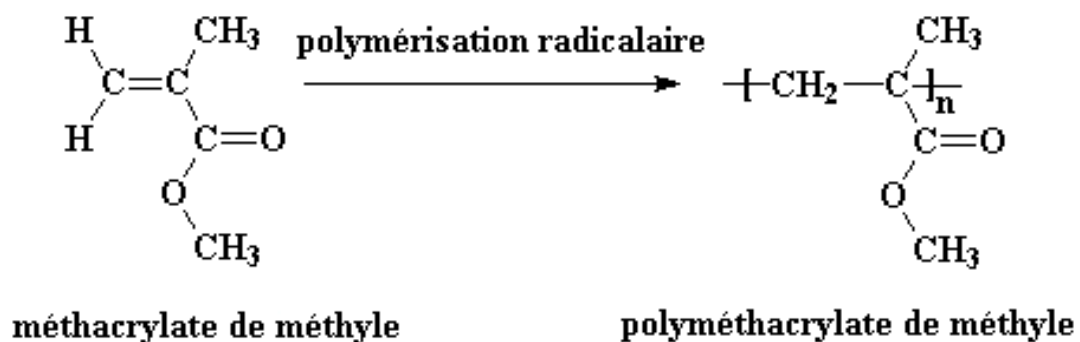


Figure III.1 : structure moléculaire du MMA et du PMMA.

Le PMMA a une température de transition vitreuse (T_g) proche des 105°C et une densité pouvant varier de 1,15 à $1,195 \text{ g/cm}^3$ [34]. Le PMMA est connu pour ces propriétés optiques excellentes et pour sa grande inertie chimique qui lui procure une très bonne biocompatibilité ; cet avantage est important et indispensable pour les applications médicales [35]. De plus, en tant que polymère thermoplastique, les propriétés mécaniques du PMMA sont excellentes, ce matériau a été tout désigné pour être utilisé comme agent de fixation des prothèses cimentées de hanche, de genoux ou dentaire. Et comme la grande majorité des polymères, le PMMA obéit à une loi de comportement viscoélastique.

III.2.1. Présentation :

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, fournis en emballages unitaires, à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique. Ces deux composants sont la poudre de PMMA et le monomère MMA :

- La poudre prépolymérisée de PMMA se trouve sous forme de microbilles dont la taille - de l'ordre de quelques dizaines de microns - diffère selon les formulations. Cette poudre est conditionnée dans des sachets ou des flacons de 40 g environ, où chacun est destiné pour une seule dose (Figure III.2).
- Le monomère MMA se trouve sous forme de liquide, conditionné dans des ampoules de 20 ml environ. Chaque dose utilise une seule ampoule pour 1 dose,
- Donc, le rapport poudre / liquide étant approximativement de 2/1 pour tous les ciments.



Figure III.2 : Composants de deux marques de ciment osseux commercial [36, 37].

III.2.2. Composition chimique de la poudre PMMA et du liquide MMA :

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines. Le tableau III.1 donne la composition chimique de la poudre PMMA et du liquide MMA [38, 39].

Poudre			Liquide		
Composé	Quantité	Rôle	Composé	Quantité	Rôle
PMMA	> 90%	Réaction de polymérisation	MMA + copolymère	95-98%	Réaction de polymérisation
PBO	1-2%	Initiateur de la polymérisation	NN-DMPT	1-2%	Contrôle la vitesse de polymérisation
Opacifiant : $ZrO_2/BaSO_4$	4-8%	Visualisation aux rayons X	Hydroquinone	50-100 ppm	Stabilise le MMA
Colorant : chlorophylle		Facilite la visualisation	Colorant : chlorophylle		Facilite la visualisation

Tableau III.1 : Composition chimique de la poudre PMMA et du liquide MMA.

Donc, les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants tels que :

- des opacifiants radiologiques : sulfates de baryum, dioxyde de zirconium, tétraoxyde de zirconium,
- des antibiotiques (gentamicine, érythromycine et colistine) (Figure III.2).
- des colorants (complexe chlorophylle - cuivre dans une solution d'huile de cacahuète, chlorophylle) (Figure III.3).



(a)



(b)

Figure III.3 : (a) la coloration du ciment PMMA, (b) les pigments de coloration du PMMA.

III.3. Méthode de préparation du ciment osseux :

III.3.1. Le mélange à la main :

Il consiste simplement à introduire les deux composants, liquide et poudre, dans un bol (ou tout autre récipient ouvert) et les mélanger avec un instrument servant de spatule (Figure III.4). Le brassage des composants ne doit pas se faire trop vigoureusement afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air dans le mélange.

III.3.2. La préparation sous vide :

La préparation sous vide du ciment (Figure III.5) a évolué au fil 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 le vide. Lorsque le mélange est enfin homogène, le contenant se transforme en seringue et le ciment est directement injecté dans l'os. Le résultat est que le ciment présent moins de porosités que le celui mélangé manuellement à l'air libre [40].



Figure III.4 : Le mélange à la main.



Figure III.5 : le dispositif de mélange sous vide.

La méthode de préparation du ciment osseux a une grande influence sur le comportement et les propriétés de ce dernier. Ainsi, elle devient le cœur de plusieurs débats en ce qui concerne le succès de l'arthroplastie cimentée.

III.3.3. Caractéristiques de manipulation :

Le mélange définitif et l'injection du ciment sont réalisés pendant l'intervention chirurgicale par le chirurgien et son équipe. Pour cette raison, les caractéristiques de manipulation revêtent une importance toute pratique [41].

D'une façon générale, les caractéristiques de manipulation des ciments sont principalement déterminées par la composition de la poudre et du liquide. Mais, il reste possible pour l'équipe du bloc opératoire d'agir partiellement sur ces caractéristiques en modifiant dans une certaine mesure, comme cela va être démontré ci-dessous, la procédure de préparation. Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en quatre temps (Figure III.6) [42] :

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

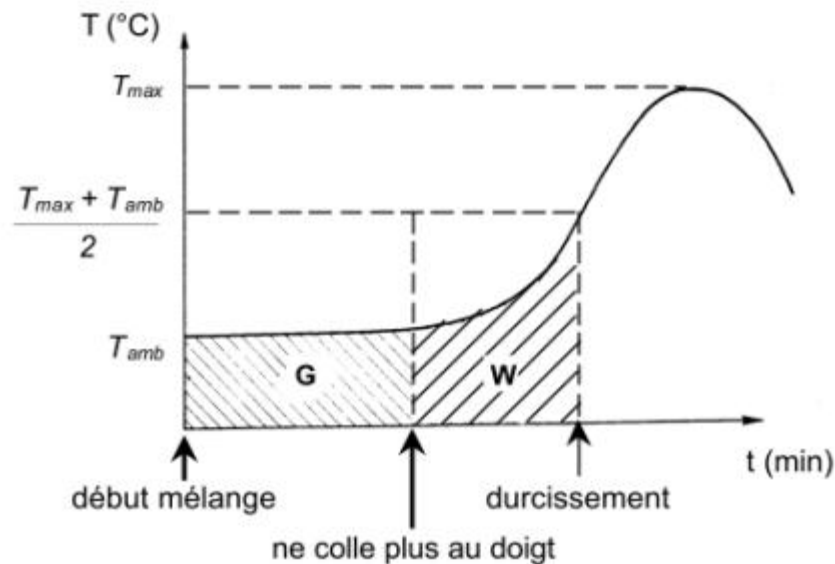


Figure III.6 : phase du ciment en fonction de la température de polymérisation [42].

III.3.4. Temps de prise ou de durcissement :

C'est l'intervalle de temps compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment, lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi-chemin entre la température ambiante et la température maximale.

Au début, le mélange se trouve sous forme de liquide hétérogène ; en suite, il devient sous forme de gel pâteux, qui à son tour se durcie en se polymérisant pour donner naissance à un ciment solide [43]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation.

Selon la figure III.6, la phase de gel (G) prend fin lorsque le ciment « ne colle plus aux doigts ». Juste après, commence alors la phase de travail (W), ou de mise en œuvre, du ciment qui est la phase la plus intéressante du point de vue chirurgical.

Le temps de prise de chaque phase, varie d'une formulation commerciale à une autre en fonction de sa composition chimique. Mais il varie essentiellement avec la température de la salle d'opération. Chaque fabricant préconise, dans sa notice d'emploi du ciment chirurgical, un minutage précis pour chacune des phases en fonction de la température ambiante afin d'optimiser la manipulation et les performances du ciment.

III.4. 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, autopolymérisable, autodurcissante ou chémozopolymérisable [35]. La réaction chimique entre les groupes actifs présents dans le système, produit une transition

progressive d'une pâte visqueuse en un polymère rigide [40]. 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. Cette chaleur dégagée influe sur la quantité finale de monomère qui sera converti en polymère.

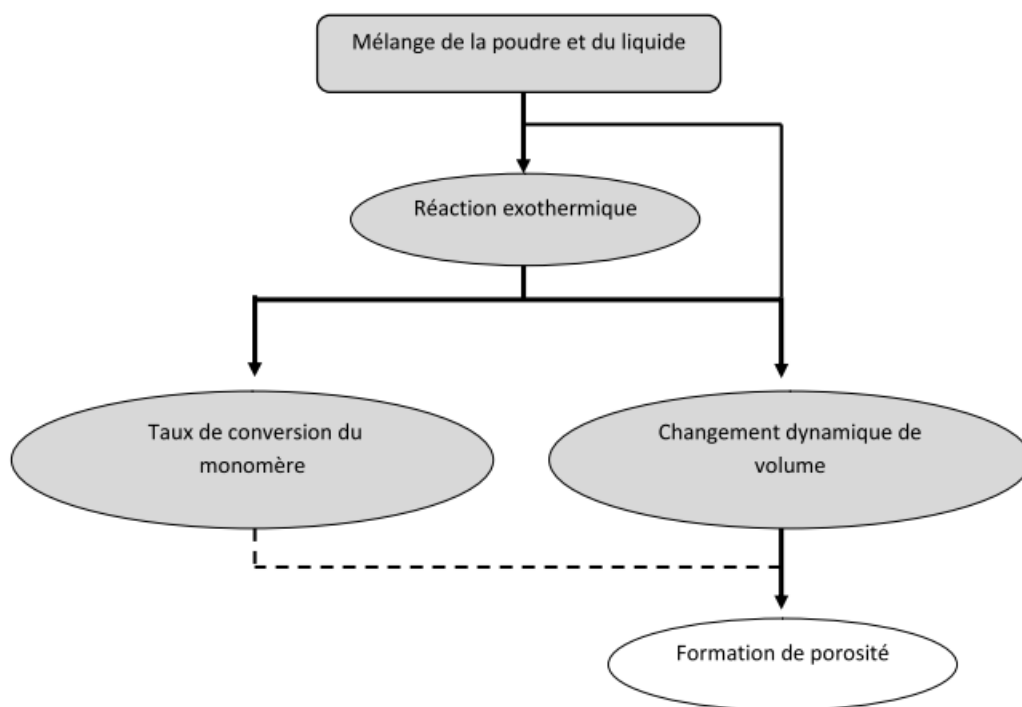


Figure III.7 : Relation entre les mécanismes du phénomène de polymérisation [42].

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 III.7 illustre les relations qu'on trouve entre les différents mécanismes faisant partie du processus même de polymérisation du ciment osseux.

III.5. Évolution de la température :

La température du ciment osseux varie au cours la polymérisation (Figure III.8). 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. 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. 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 diminue. Passé ce point, la température décroît alors rapidement, car la quantité de chaleur produite est plus faible que la quantité de chaleur dissipée [40].

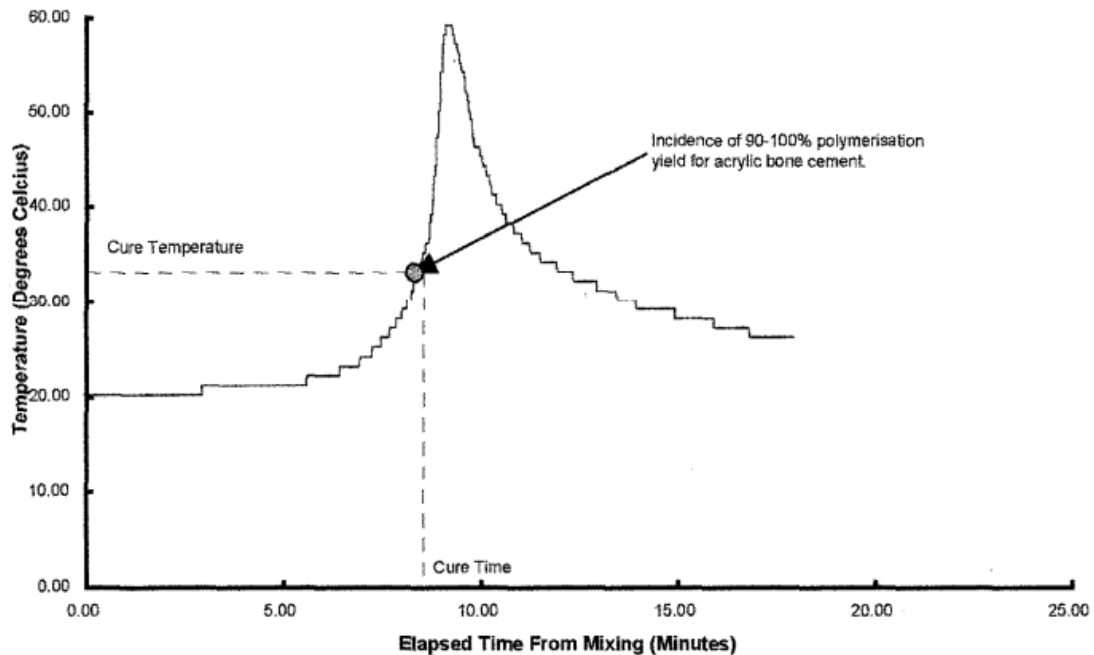


Figure III.8 : évolution de la température du ciment osseux [41].

La décroissance temporelle de la température au cœur du ciment osseux durant la polymérisation dépend de plusieurs facteurs dont [35, 40, 41] :

- L'environnement extérieur (température, écoulement de l'air) ;
- La température initiale de la prothèse, de l'os et des composants du ciment ;
- Le volume de la masse de ciment ;
- La géométrie des moules utilisés ;
- La méthode de mélange et les dispositifs de mélange utilisés ;
- La taille des particules de la poudre ;
- Le rapport liquide/poudre ;
- 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 et les changements volumiques. Étant donné que le coefficient d'expansion thermique du ciment est relativement élevé [44], les variations de

volume causées par la réaction exothermique risquent d'être assez importantes. Tous ces phénomènes accompagnant la polymérisation sont en quelque sorte interdépendante.

Plusieurs études, tant expérimentales que numériques ou analytiques, se sont intéressées aux températures maximales atteintes dans le ciment osseux lors de la polymérisation. Les températures de polymérisation du ciment osseux mesurées se situent entre environ 40°C et 125°C [41,45]. Or, la majorité d'entre-elles ont surtout porté attention à l'interface ciment-os, car les chaleurs dégagées lors de la polymérisation du ciment osseux peuvent engendrer la nécrose thermique de l'os.

III.6. Taux de conversion du monomère :

La réaction de polymérisation progresse jusqu'à ce que le mélange polymère-monomère 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%. 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. 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 [40].

III.7. Changements dynamiques 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 » [35, 44, 46]. Le second mécanisme est une expansion massique qui est, quant à elle, causée par la formation et la croissance de porosités à l'intérieur du ciment. 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 qui l'accompagnent [44, 46].

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 la température. Ainsi, il est possible de diviser en trois étapes principales les variations de volume du ciment (Figure III.9). La première étape est une contraction se produisant bien avant le début de l'augmentation rapide de la température. Le seul mécanisme responsable d'une telle contraction peut être la polymérisation du ciment osseux. La deuxième étape est une expansion, accompagnée 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 [35, 44].

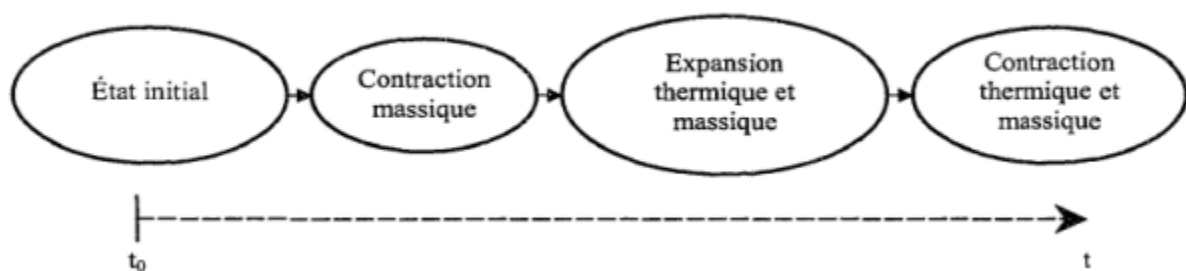


Figure III.9 : stages variables volumique du ciment osseux [47].

Tout comme la température, la variation de volume du ciment osseux peut être suivie lors de la polymérisation de ce dernier. Muller et al. [48] 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 III.10). 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.

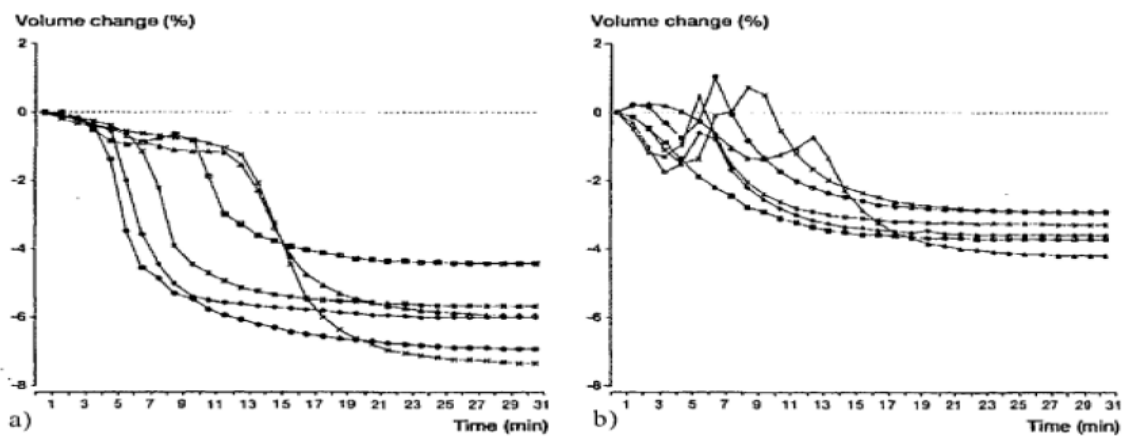


Figure III.10 : Variation de volume d'un ciment osseux, (a) mélange sous vide et (b) mélange à la main [48].

Le taux 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 [48, 49, 50].

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 [49].

III.8. Porosité et fissures :

III.8.1. Porosité :

Les sources potentielles de la formation de porosités sont présentées dans le tableau 3.1. 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. Gilbert et al. (2000) ont démontré que la contraction du ciment osseux lors de sa polymérisation contribue au développement de la porosité lorsque le PMMA est contraint par l'os l'entourant. James et al. (1993) ont trouvé que la majorité de la porosité interfaciale apparaît immédiatement lors du contact de la tige avec le ciment. Quelques pores apparaissent lors de l'augmentation de la température du ciment osseux durant le durcissement.

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 manomètre lors du durcissement

Tableau III.2 : sources potentielles de la formation de porosités.

On distingue trois types de porosités :

1. **Porosité gazeuse** : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (Figure III.11) doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons, au moment du mélange. Par contre, les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère [51, 52].
2. **Porosité par vide ou retrait** : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation *in vivo*. Il est à l'origine de cavités à la surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (Figure III.12), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait [51, 52].
3. **Porosité par inclusion de sang** : de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

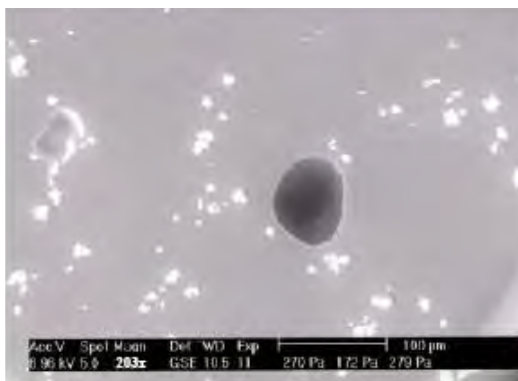


Figure III.11 : Porosité gazeuse [42].

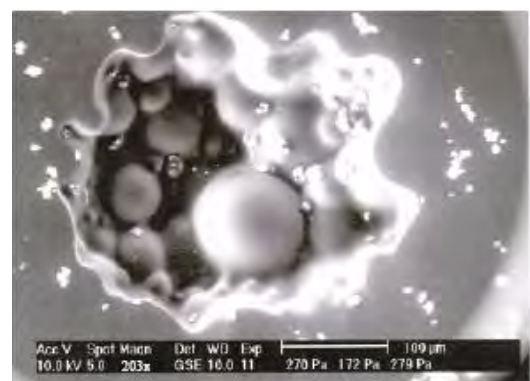


Figure III.12 : Porosité par retrait [42].

III.8.2. Fissure :

Trois types de fissures peuvent être identifiés sur des échantillons expérimentaux [52] :

1. Les fissures initiées sur des vides qui sont pratiquement toujours des cavités à surface intérieure boursouflée. Il est probable que, de ce fait, elles se forment en même temps que ces cavités lors du retrait. Elles ont tendance à relier entre elles plusieurs cavités, en portant à croire que la fissure s'arrêtait dans une cavité ;
2. Les fissures ouvertes en arc de cercle initiées à partir d'une bille prépolymérisée. La fréquence de ces fissures augmente lorsque l'on modifie les proportions du mélange par excès de monomère par rapport au polymère. Ainsi, certaines billes prépolymérisées restent non collées au reste du ciment ;
3. Les fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des vides et des billes, qui se terminent par une entaille à grand rayon de courbure. Elles sont présentes en l'absence de toute contrainte.

III.9. Quelques propriétés du ciment osseux :

Il n'existe pas encore de standards formellement définis pour l'établissement des propriétés physiques, comme c'est le cas pour les matériaux industriels, du ciment osseux. De plus, les propriétés du ciment osseux dépendent d'une foule de variables tels que [41, 53] :

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

III.9.1. 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.

III.9.2. 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 [54].

III.9.3. Viscosité :

En raison de leurs différentes compositions chimiques, les ciments osseux montrent un comportement viscoélastique différent après le mélange ; ainsi ces ciments sont classés en trois groupes : ciments à basse viscosité ; ciments à viscosité standard (ou moyenne) ; ciments à haute viscosité.

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique [43]. Le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA.

Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité de ce dernier [39]. Miller [43] préconisait d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m² entre la 3ème et la 5ème minute après le début du mélange. Depuis, les fabricants se sont efforcés d'abaisser la viscosité de leurs produits. La viscosité du ciment doit cependant être suffisamment élevée pour s'opposer au saignement osseux [39]. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative. Benjamin et al. [55] ont montré, dans une expérience réalisée avec un ciment à viscosité standard, qu'au cours d'une arthroplastie la pression provoquée par le saignement normal de l'os peut chasser le ciment des anfractuosités jusqu'à la 6ème minute après le début du mélange.

Des publications scandinaves récentes [56, 57] ont montré que les ciments pour os à viscosité élevée donnent de meilleurs résultats à long terme que les ciments à basse viscosité.

Les difficultés d'application des ciments à faible viscosité en sont peut-être la cause, bien que ces ciments soient plus faciles à mélanger. Il semblerait que le maintien d'une pression constante et suffisante, durant la polymérisation d'un ciment de basse viscosité, soit difficile à obtenir. Le saignement a tendance à chasser le ciment de l'os trabéculaire, ce qui diminue la résistance du ciment aux contraintes de cisaillement à l'interface os-ciment [58].

Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudo-plastique ; c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente. Ce phénomène avait déjà été constaté par Charnley lors du remplissage au doigt du fût fémoral et de l'insertion de la prothèse. Krause et al. [59] suggèrent de mettre à profit cette propriété pour réduire la viscosité du ciment lors du remplissage de la cavité au moyen d'une seringue.

III.10. Conclusion :

L'utilisation du ciment PMMA permet une adaptation précise de forme entre la tige prothétique et la cavité médullaire fémorale qui la reçoit, cette fixation est durable et l'altération possible à long terme des propriétés mécaniques du ciment n'a jamais été mise en évidence comme facteur limitant de la survie des prothèses. Le ciment permet de surcroît une répartition des contraintes plus harmonieuse entre l'implant et l'os, et permet une ablation des pièces prothétiques relativement aisée lors d'une éventuelle reprise ultérieure. A l'inverse, il résiste mal au granulome développé en réaction aux débris d'usure des pièces prothétiques, qui, s'insinuant entre le ciment et l'os, aboutit à terme au descellement des implants.

Chapitre IV

*Analyse comparative des
prothèses
conventionnelle/proposée*

IV.1. Introduction :

Le problème rencontré par les patients portant des prothèses totales de la hanche est souvent le descellement de l'implant dû à l'endommagement du ciment acrylique par fatigue suite aux charges cycliques provenant de différentes positions ou situations de mouvement. Certaines zones cimentées présentent des concentrations de contraintes élevées qui peuvent conduire à des amorces de fissures qui se propagent poussant, au descellement.

IV.2. Modèles géométriques :

Les figures IV.1.a et IV.1.b présentent respectivement le modèle géométrique complet et la partie supérieure de la prothèse.



Figure IV.1.a : Modèle géométrique complet de la prothèse de hanche.



Figure IV.1.b : Modèle géométrique de la partie supérieure de la prothèse de hanche.

L'étude est basée sur la partie inférieure de la prothèse montrée dans la figure IV.1.c. Deux modèles géométriques de la prothèse totale de hanche, à savoir conventionnelle PTHC et proposée PTHP, sont indiqués en détails dans les figures IV.1.c et IV.2.

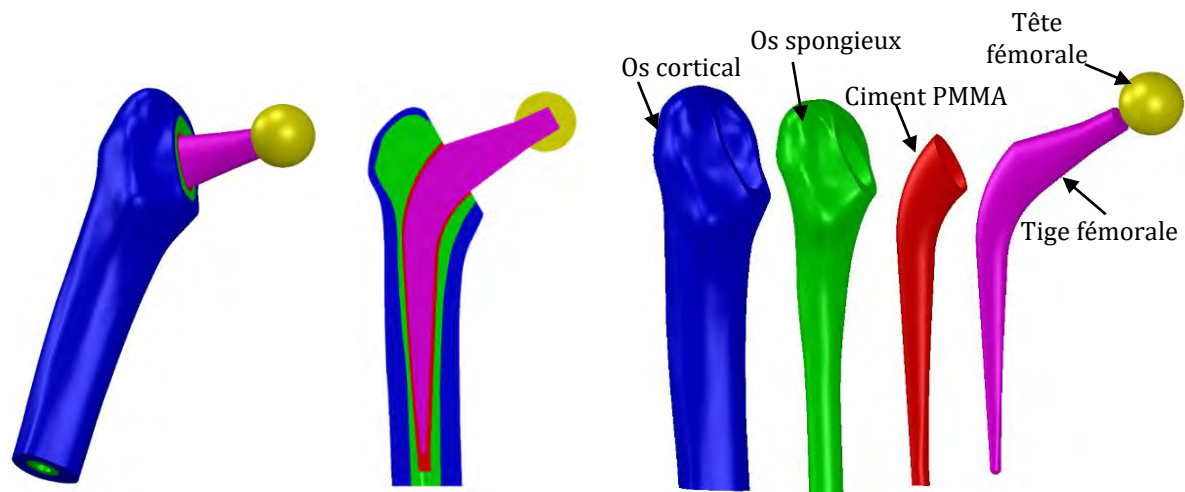


Figure IV.1.c : Modèle géométrique d'une PTHC.

Les deux modèles PTHP et PTHC diffèrent par l'intégration d'un élastomère à comportement hyperélastique entre la tige et la tête fémorale.

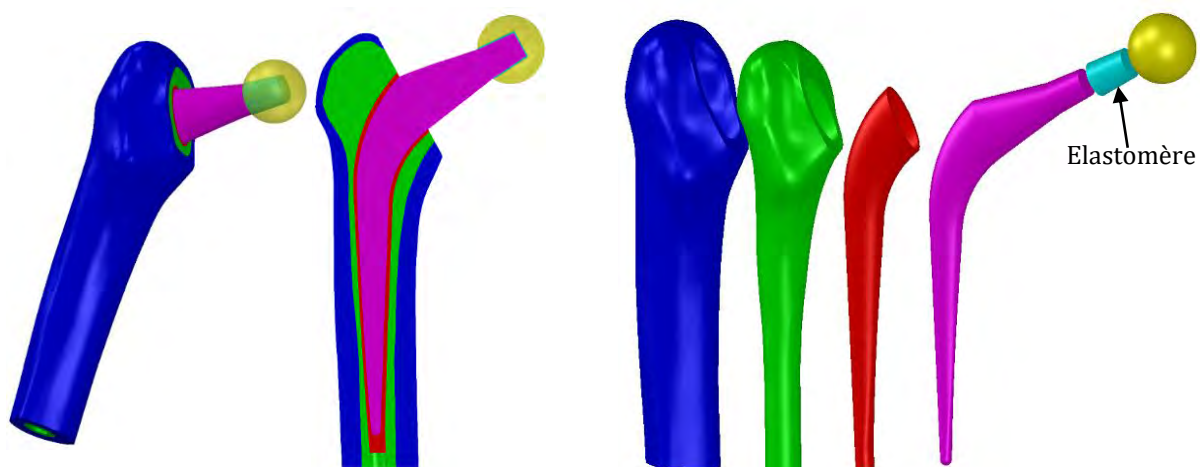


Figure IV.2 : Modèle géométrique d'une PTHP.

IV.3. Propriétés mécaniques des composantes :

Le tableau IV.1 regroupe les différentes propriétés mécaniques des composantes de la prothèse totale de hanche dont les comportements sont élastiques isotropes bien que l'os fémoral soit un matériau anisotrope, cependant l'élastomère à comportement hyperélastique, mais pour des raisons simplificatrices, le comportement mécanique de tous les composantes est supposé linéaire élastique dans un premier lieu, puis l'élastomère sera pris à comportement hyperélastique du type Ogden du 3^{ème} ordre (tableau IV.5).

Tableau IV.1 : Propriétés mécaniques des composants de la prothèse [65].

	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Os cortical	17000	0,3
Os spongieux	130	0,2
Ciment PMMA	2300	0,3
Tige fémorale	110000	0,3
Tête fémorale	110000	0,3
Elastomère élastique	6	0.49

IV.4. Elastomères à comportement élastique :**IV.4.1. Les différents cas de chargement de la prothèse de hanche à élastomère élastique:**

Trois situations de mouvement quotidiennes sont choisies : marcher normalement, monter les escaliers et se lever d'une chaise. Le chargement est introduit pour chaque situation selon les 3 directions (tableau IV.2) [65]. Les forces intérieures sont définies comme 3 composants appliqués sur la tête fémorale : F_x , F_y et F_z .

Les forces dans les 3 directions ainsi que leur résultat sont donnés en pourcentage selon le poids du corps du patient qui est égal à 750 N [65].

Tableau IV.2 : Différents cas de chargement pour la prothèse à élastomère élastique.

Charge	Mouvement	Effort max (N) (% du poids du corps)			
		Axe (xx)	Axe (yy)	Axe (zz)	Résultante
		F_x	F_y	F_z	F
1	marcher normalement (3,9Km/h, soit 1,09 m/s)	-54	32	225	233
2	monter les escaliers (hauteur de marche : 17cm)	-60	61	237	252
3	se lever d'une chaise	-53	23	182	190

IV.4.2. Discrétisation des composants de la prothèse de hanche à élastomère élastique:

L'analyse numérique des deux modèles, PTHC et PTHP, est effectuée à l'aide du code Abaqus® basé sur la méthode des éléments finis (FEM), dans les mêmes états de chargement et de conditions aux limites. Pour comparer les niveaux de contraintes, le choix s'est porté sur le corps en ciment (PMMA), lien principal entre la tige et l'os, assurant la stabilité de la prothèse.

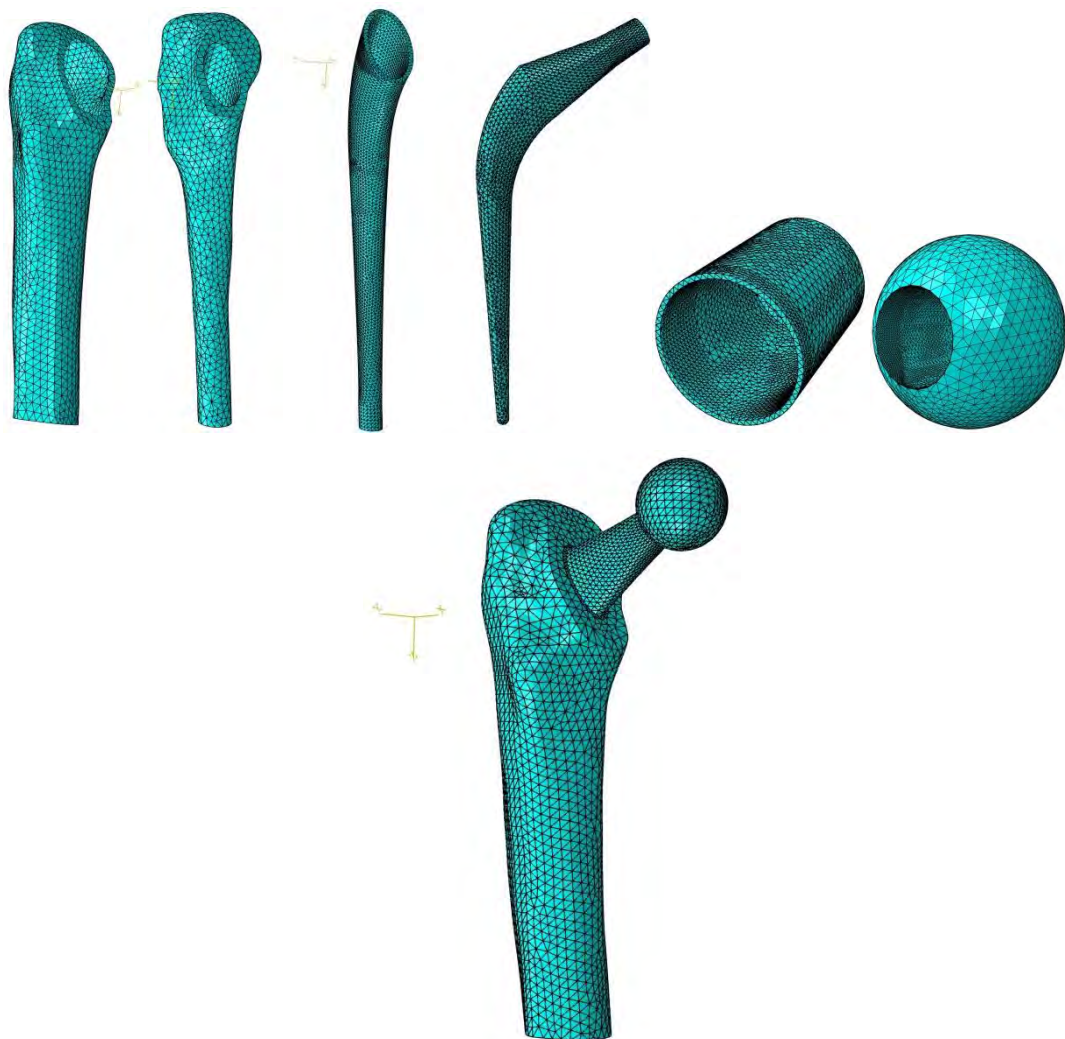


Figure IV.3 : Maillage typique des composants de la prothèse à élastomère élastique.

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée

Le tableau IV.4 présente le nombre d'éléments de chaque composant.

Tableau IV.3 : Nombre d'éléments de chaque composant de la prothèse à élastomère élastique.

	Os cortical	Os spongieux	Ciment PMMA	Tige fémoral	Elastomère	Tête fémorale
Nombre d'éléments	23475	17532	41980	27847	14717	9830

IV.4.3. Les conditions aux limites:

La base de l'os fémoral (spongieux et cortical) est considérée encastree tandis que celle du ciment est bloquée uniquement selon l'axe (zz) comme indiqué dans la figure IV.4.

Le chargement est introduit pour chaque situation selon les 3 directions avec les valeurs citées dans le tableau IV.2.

Toutes les interfaces sont considérées liées totalement en conformité avec la réalité où tous les composants du système sont scellés pour assurer la bonne stabilité de la prothèse.

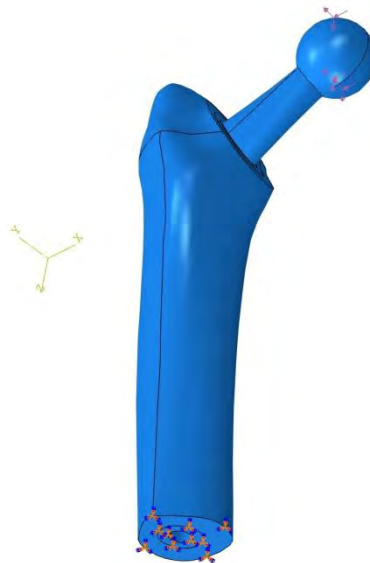


Figure IV.4 : Conditions aux limites et de chargement.

IV.4.4. Evaluation et comparaison des niveaux de contraintes dans le PMMA pour le PTHC et le PTHP :

Pour meilleur lecture des niveaux de contrainte dans différentes régions du ciment PMMA, un chemin de contrainte a été sélectionné sur les interfaces externes (AB -CD) et internes (EFG), comme le montre la Figure IV.5.



Figure IV.5 : Chemins de contraintes sur les faces externes et internes du ciment.

IV.4.4.1. Premier cas de chargement :

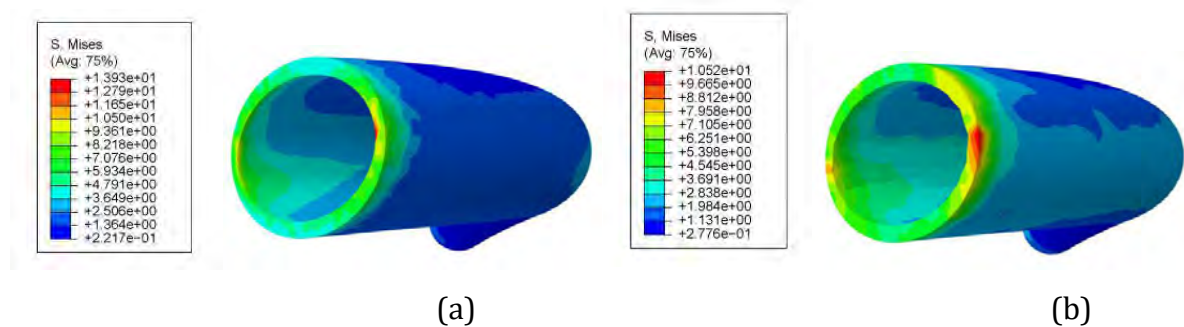


Figure IV.6 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 1^{er} cas de chargement : a) modèle conventionnel, b) modèle proposé.

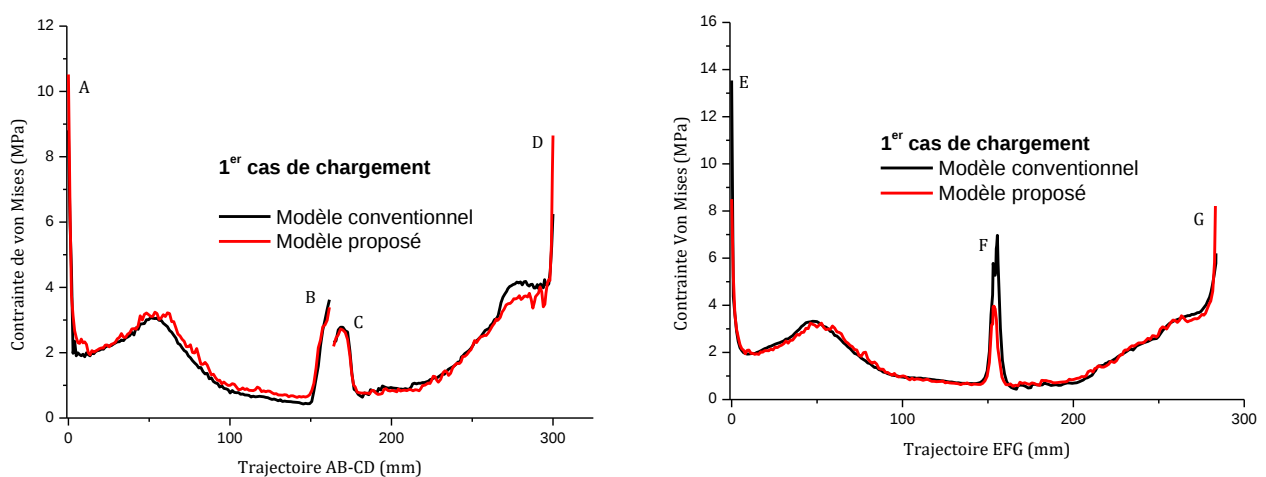


Figure IV.7 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 1^{er} cas de chargement.

IV.4.4.2. Deuxième cas de chargement :

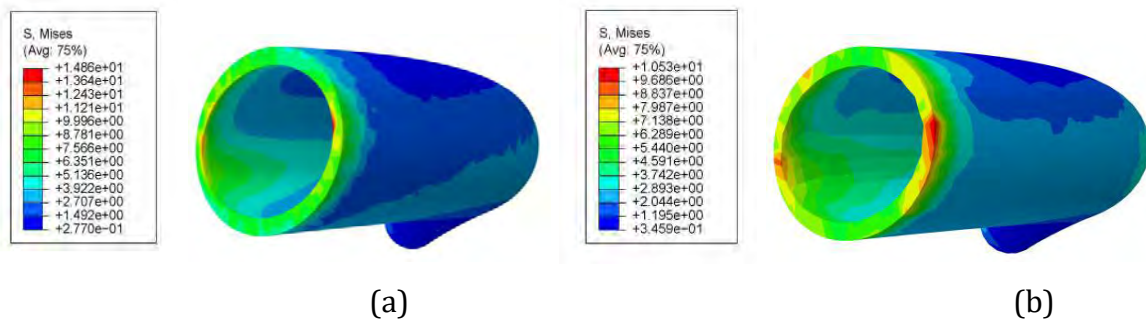


Figure IV.8 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 2^{ème} cas de chargement : a) modèle conventionnel, b) modèle proposé.

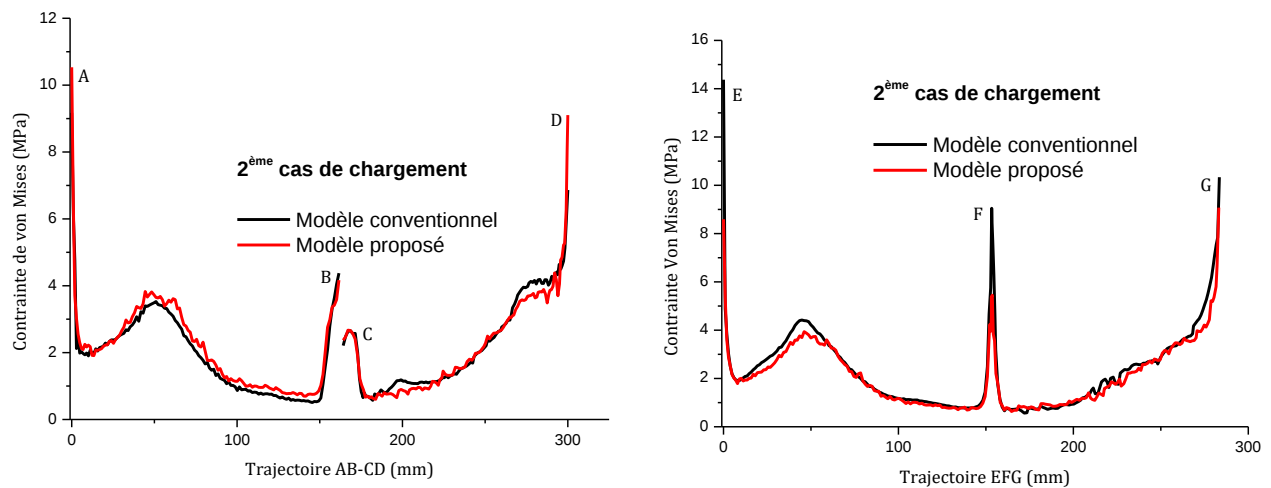


Figure IV.9 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 2^{ème} cas de chargement.

IV.4.4.3. Troisième cas de chargement :

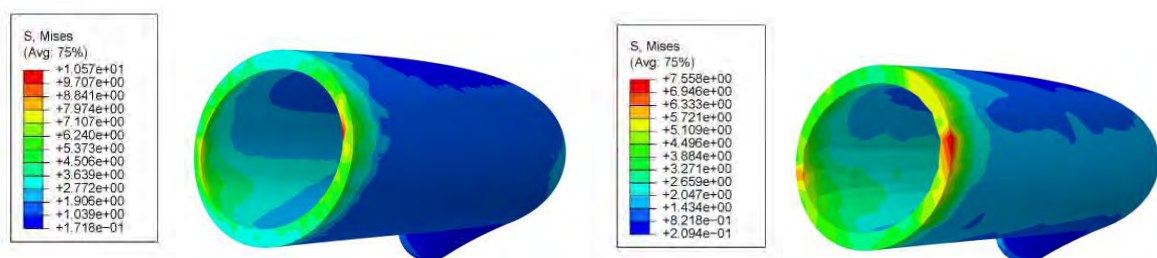


Figure IV.10 : Champs de contraintes de von Mises dans le ciment pour le 3^{ème} cas de chargement : a) modèle conventionnel, b) modèle proposé.

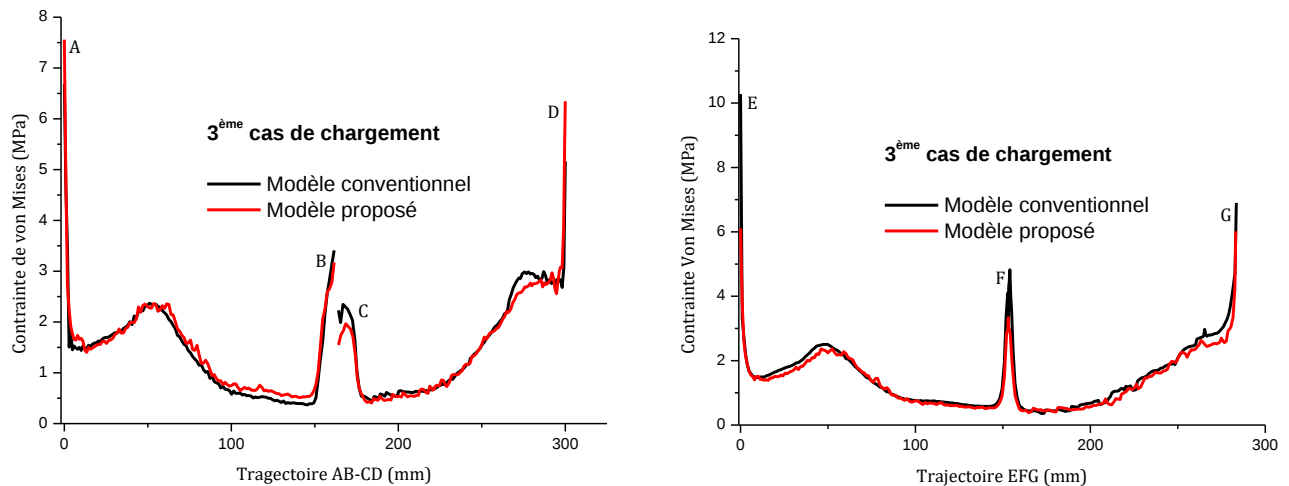


Figure IV.11 : Comparaison des contraintes von Mises des deux modèles pour le 3^{ème} cas de chargement.

Les figures IV.6, IV.8 et IV.10 montrent la distribution des contraintes équivalente de von Mises dans le ciment (PMMA) pour le modèle conventionnel et proposé. On observe que les niveaux élevés de contrainte situés dans la zone interfaciale tige/ciment dans le modèle conventionnel pour les 3 situations sont réduits dans le modèle proposé. En fait, jusqu'à 29 %, on observe une réduction relativement aux résultats obtenus pour l'implant conventionnel. Cela est dû à la présence de l'élastomère qui joue un rôle de barrière de contrainte pendant que les forces sont transférées à l'interface.

Le tracé des contraintes sur le chemin AB-CD pour les trois cas de charge sont montrés sur les figures IV.7, IV.9 et IV.11. Il est clair que sur ces trajectoires, que le point A est soumis aux niveaux de contraintes les plus élevés pour les deux modèles de prothèses. Néanmoins, il est observé qu'à ce point A, le niveau des contraintes augmentent dans le cas de prothèse proposée (ligne rouge) par rapport au cas classique. La différence de ces augmentations pour les valeurs les plus importantes sur ce trajet varie pour les trois cas de charge 19,3% (8,8 à 10,5 MPa), 14,6% (9,1 à 10,5 MPa) et 12,8% (6,7 à 7,5 MPa), respectivement. De même, sur la trajectoire CD, la contrainte concentrée se situe au point D avec un niveau inférieur à celui du point A pour les deux modèles. Dans le modèle proposé, les contraintes augmentent également de 38,6 % (6,24 à 8,65 MPa), 32,6 % (6,86 à 9,10 MPa) et 22,8 % (5,16 à 6,34 MPa).

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée

Le tracé des contraintes sur le chemin EFG pour les trois cas de charge sont montrés sur les figures IV.7, IV.9 et IV.11. Dans le modèle classique, il est noté qu'au point E, les contraintes sont les plus élevées par rapport à celles observées dans tout le corps du ciment. Au contraire, dans la prothèse proposée, la zone la plus concentrée a observé une diminution des contraintes de 37,2 % (15,5 à 8,5 MPa), 36,9 % (14,4 à 9,1 MPa) et 40,5 % (10,3 à 6,1 MPa), respectivement, sous les charges 1, 2 et 3. On observe que le cas monter les escaliers semble être la situation la plus contraignante.

IV.5. Elastomères à comportement hyperélastique choix du modèle d'Ogden d'ordre 3 :

Le modèle de Mooney-Rivlin [60], sous la forme de potentiel énergétique polynomial, donne un ajustement raisonnable aux déformations faibles mais est incapable de reproduire la réponse de raidissement du caoutchouc à des déformations plus élevées pour $N=1$. Pour $N=2$ il fournit les termes d'ordre supérieur pour permettre une corrélation plus étroite avec les données d'essai à tous les niveaux de déformation. Des observations similaires s'appliquent au polynôme réduit de Néo-Hookéan [61] pour $N=1$, et Yeoh [62] pour $N=3$. Le modèle Néo-Hookéan n'offre qu'une dépendance linéaire du premier invariant et, par conséquent, ne parvient pas à fournir une représentation précise de la réponse de la reprise [60]. En revanche, le polynôme réduit à trois termes de Yeoh fournit une représentation plus précise que le polynôme complet pour $N=2$, qui a 5 coefficients. De plus, le modèle Yeoh ne présente aucune instabilité.

Le potentiel énergétique de déformation du modèle d'Ogden [63] est basé sur les parties principales du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche, qui a la forme suivante [64]:

$$W = \sum_{i=1}^{\infty} \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(\frac{\alpha_i}{1} + \frac{\alpha_i}{2} + \frac{\alpha_i}{3} - 3 \right) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (J - 1)^{2k} \quad (\text{IV.1})$$

Où N est l'ordre du modèle et prend généralement un nombre compris entre 1 et 3. μ_i et α_i sont des constantes matérielles, où l'unité de μ_i est la pression, α_i est une quantité sans dimension, sans unité. D_i est un paramètre incompressible utilisé pour indiquer un changement de volume.

Tableau IV.4 : Coefficient d'Ogden [66].

Coefficients	μ_1	α_1	μ_2	α_2	μ_3	α_3	D_1	D_2	D_3
Elastomère	0.69	1	-0.24	1	0.12	1	0	0	0

IV.5.1. Les différents cas de chargement d'une prothèse de hanche à élastomère hyperélastique:

Les différents cas de chargement, selon les situations de mouvement, sont indiqués dans le tableau IV.6. Les efforts dans les 3 directions ainsi que leur résultante sont donnés en pourcentage en fonction du poids du corps du patient.

Tableau IV.5 : Différents cas de chargement d'une prothèse [65].

Charge	Mouvement	Effort max (N) (% du poids du corps)			
		Axe (xx)	Axe (yy)	Axe (zz)	Résultante
		F _x	F _y	F _z	F
A	marcher lentement (3,5Km/h, soit 0,98 m/s)	-51	36	235	243
B	marcher normalement (3,9Km/h, soit 1,09 m/s)	-54	32	225	233
C	marcher rapidement (5,3Km/h, soit 1,46 m/s)	-52	33	243	251
D	monter des escaliers (hauteur de marche : 17cm)	-60	61	237	252
E	descendre des escaliers (hauteur de marche : 17cm)	-60	39	253	261
F	s'asseoir sur une chaise	-43	8	150	156
G	se lever d'une chaise	-53	23	182	190
H	appui monopodal	-32	17	230	232
I	plier les genoux	-42	9	138	144

Le poids d'un patient adulte choisi est de $P = 750 \text{ N}$.

IV.5.2. Discrétisation des composants de la prothèse :

La figure IV.12 indique le maillage en 3D des différents composants de la prothèse. L'élément C3D10 (10-node quadratic tetrahedron) est choisi pour la complexité des formes du modèle.

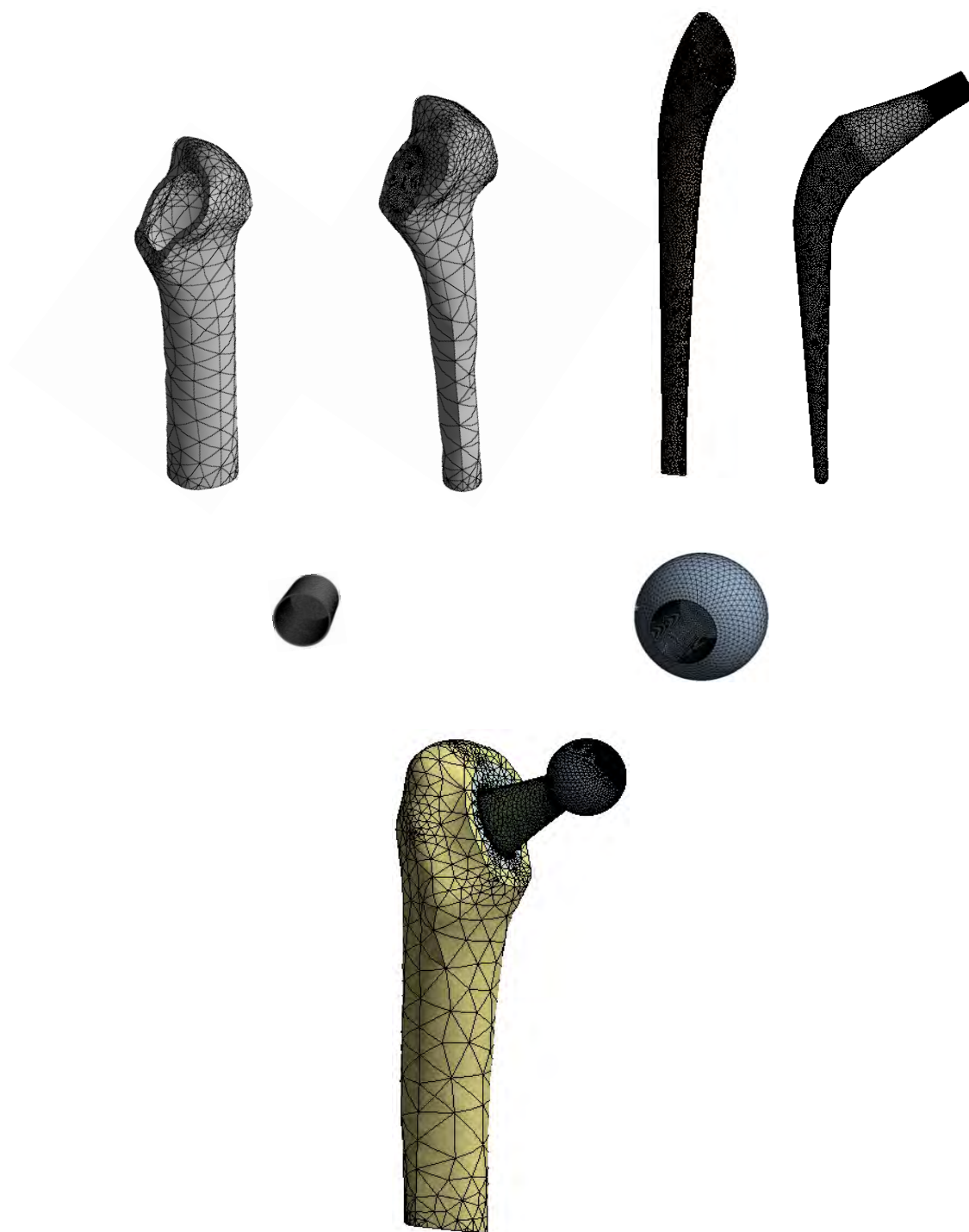


Figure IV.12 : Maillage typique des composants de la prothèse.

Tableau IV.6 : Nombre d'éléments de chaque composant de la prothèse.

	Os cortical	Os spongieux	Ciment PMMA	Tige fémoral	Elastomère	Tête fémorale
Nombre d'éléments	5392	88375	78002	334376	120954	106226

IV.5.3. Les conditions aux limites et de chargement :**Figure IV.13 :** Conditions aux limites et de chargement.

La base de l'os fémoral (spongieux et cortical) est considérée encastree comme indiqué dans la figure IV.13. Le chargement est introduit pour chaque situation selon les 3 directions, La charge répartie sur la tête fémorale est calculée selon la formule suivante : $\sigma_i = \frac{F_i}{100} P = \frac{F_i}{100} \times 750$ (IV.2)

Où $i = x, y$ ou z . Toutes les charges réparties sont calculées. Toutes les interfaces sont considérées liées totalement en conformité avec la réalité où tous les composants du système sont scellés pour assurer la bonne stabilité de la prothèse.

IV.5.4. Comparaison des contraintes dans les différents composants de la prothèse:

L'étude numérique 3D réalisée à l'aide du code de calcul Ansys, nous a donné les résultats regroupés dans le tableau IV.7 pour la prothèse conventionnelle et dans le tableau IV.8 pour la prothèse proposée. Les contraintes maximales de von Mises ont été enregistrées pour différents composants du système prothèse/fémur afin de localiser les zones de concentration de contraintes, en particulier dans le ciment PMMA, qui est la liaison principale entre la tige et l'os.

Tableau IV.7 : Contraintes von Mises maximales dans les composants du système PTHC pour les différents chargements.

Composants du système PTHC	Chargement								
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
	Contraintes von Mises max (MPa)								
Tête fémorale	589.19	523.78	593.92	665.65	607.05	236.33	358.65	595.65	224.48
Tige fémorale	1098,9	979,8	1096,7	1309	1141,1	310,8	679,27	1039,6	407,99
Ciment PMMA	8,4915	7,813	8,841	9,05	8,821	3.78	5,77	9,535	4,282
Os spongieux	3.29	3.03	3.33	3.83	3.48	1.54	2.26	3.193	1.55
Os cortical	35.55	32.53	33.79	53.43	38.65	12.38	24.704	24.63	12.92

La plus grande contrainte est au niveau de la tige (1141,1 MPa) en position E (en bas des escaliers). Néanmoins, cette valeur est encore inférieure à la limite élastique des alliages de titane. En ce qui concerne les valeurs de contrainte dans le ciment PMMA, les cas E et H (marche descendante et support de pied unique, respectivement) donnent les niveaux les plus élevés. Il est également observé que la contrainte dans l'os spongieux était significativement plus faible que celle dans l'os cortical dû à son faible module de Young.

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée

Tableau IV.8 : Contraintes von Mises maximales dans les composants du système PTHP pour les différents chargements.

Composants du système PTHP	Chargement								
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
	Contraintes von Mises max (MPa)								
Tête fémorale	351,31	341	361,61	361,13	382,82	234,44	285,78	326,82	218,46
Tige fémorale	261,07	250,48	223,94	254,89	317,29	116,44	154,83	272,07	102,2
Ciment PMMA	6,934	6,446	6,965	8,319	7,328	3,57	4,97	6,741	3,461
Os spongieux	3,4	3,12	3,4	3,88	3,6	1,64	2,31	3,08	1,51
Os cortical	35,78	32,72	34,06	53,65	39	12,719	24,73	24,602	12,92

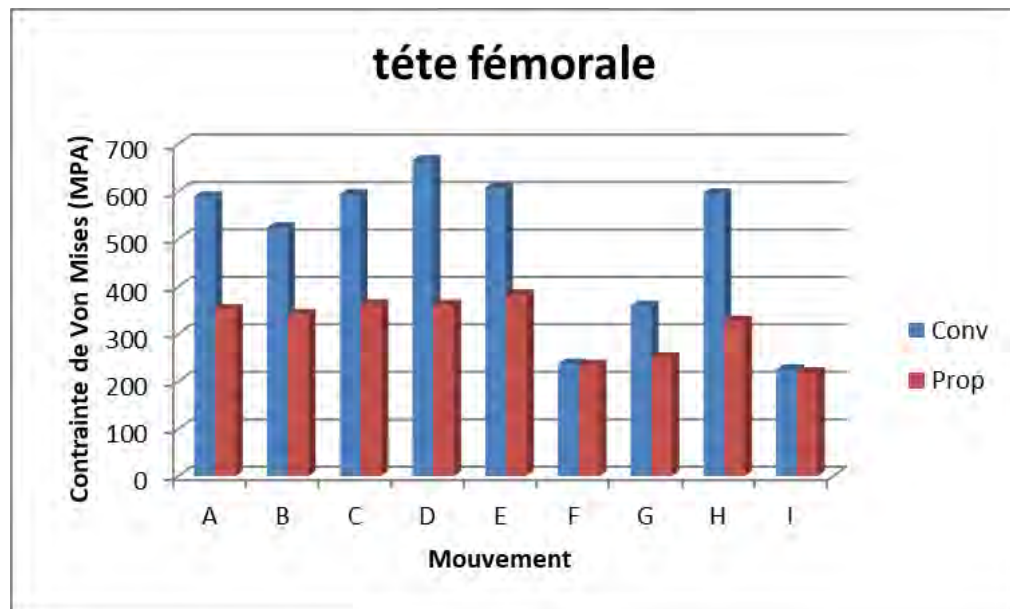


Figure IV.14 : Comparaison des niveaux de contraintes dans la tête fémorale.

D'après les résultats des tableaux VI.7 et IV.8 et l'histogramme de la figure VI.14, on constate une diminution très significative des contraintes de von Mises exercées sur la tête fémorale. Cette diminution est due à la présence de l'élastomère, incorporé dans cette tête absorbant une partie de contraintes exercées sur la tête fémorale ; et cela, quel que soit le type de la charge exercée, et le taux de diminution des contraintes varie entre 84,96 % et 87,87 %

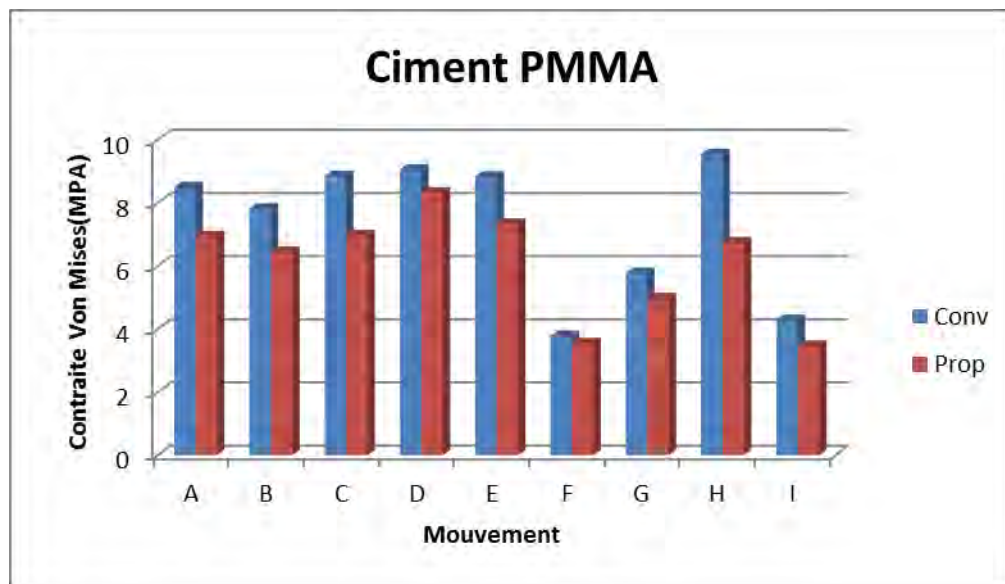


Figure IV.15 : Comparaison des niveaux de contraintes dans le ciment PMMA.

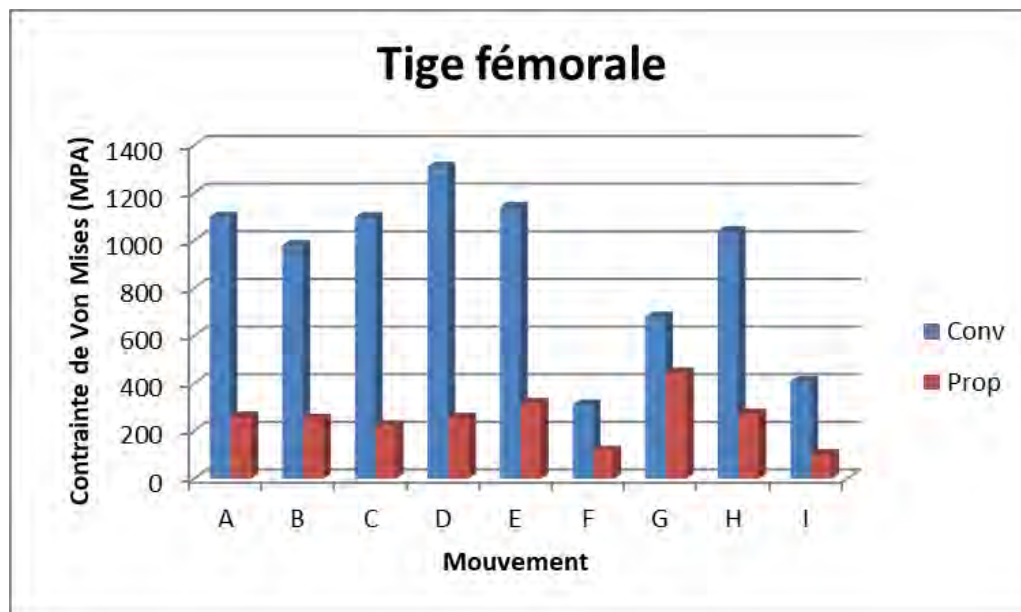


Figure IV.16 : Comparaison des niveaux de contraintes dans tige fémorale.

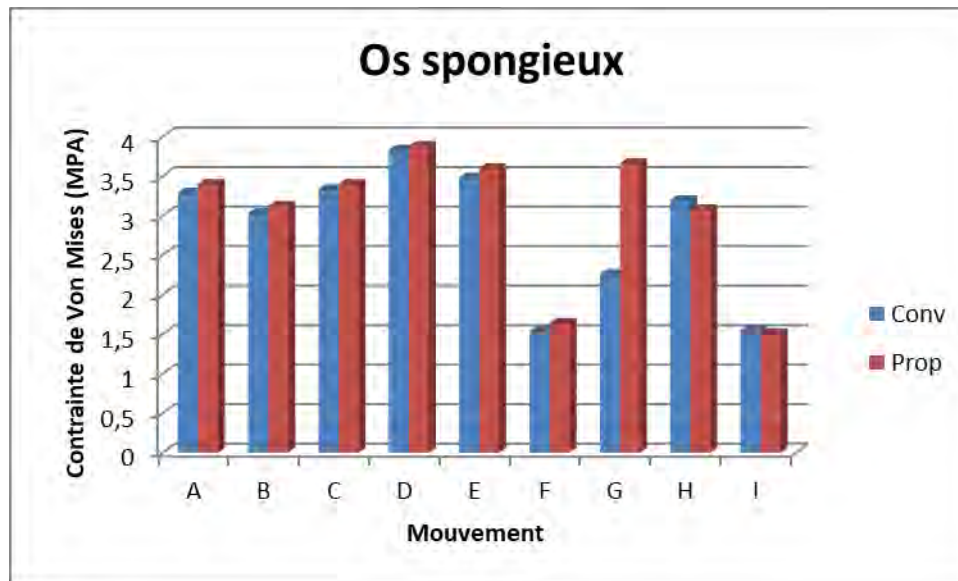


Figure IV.17 : Comparaison des niveaux de contraintes dans l'os spongieux.

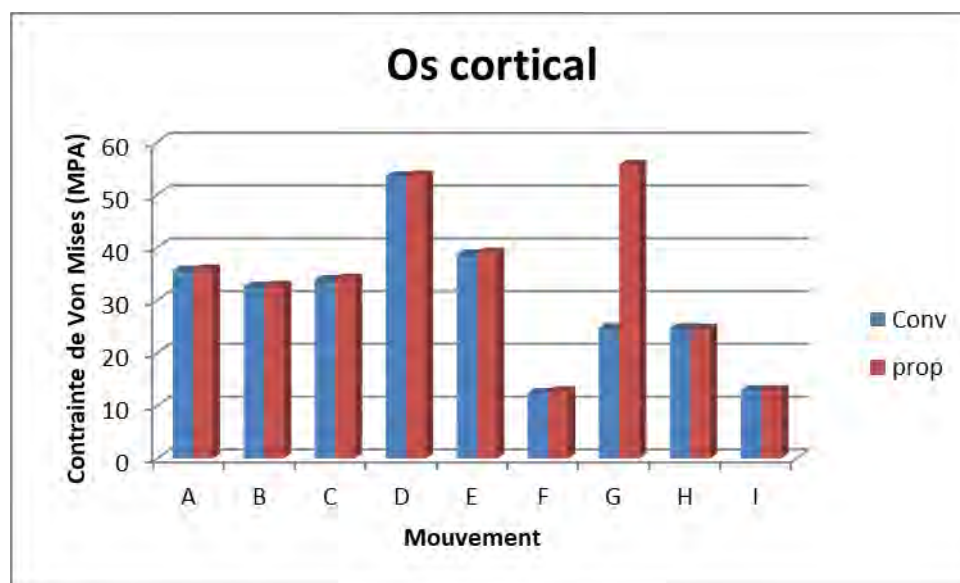


Figure IV.18 : Comparaison des niveaux de contraintes dans l'os cortical.

la comparaison entre les valeurs des contraintes de von Mises enregistrées sur les tableaux VI.7 et IV.8 et les histogrammes des figures IV.15, IV.16, IV.17 et IV.18 montrent que, pour tous les types de chargement, le taux de diminution des contraintes varie entre 10,44 % et 14,99 % pour la tige fémorale, 18,86 % et 29,14 % pour le PMMA, 22,88 % et 28,58 % pour l'os spongieux et entre 11,74 % et 25,25 % pour l'os cortical. Donc il est clair que le transfert de charge est atténué vers l'extérieur

et ainsi la différence entre les taux de diminution des contraintes enregistrées est importante.

IV.5.5. Evaluation des niveaux de contraintes dans le ciment PMMA « PTHC et PTHP » :

Pour une bonne lecture des niveaux de contraintes dans les différentes zones du ciment PMMA, des chemins de contraintes ont été choisis sur les cercles extérieurs et intérieurs, comme l'indique les figures ci-dessous.

IV.5.5.1. Cas de l'activité A :

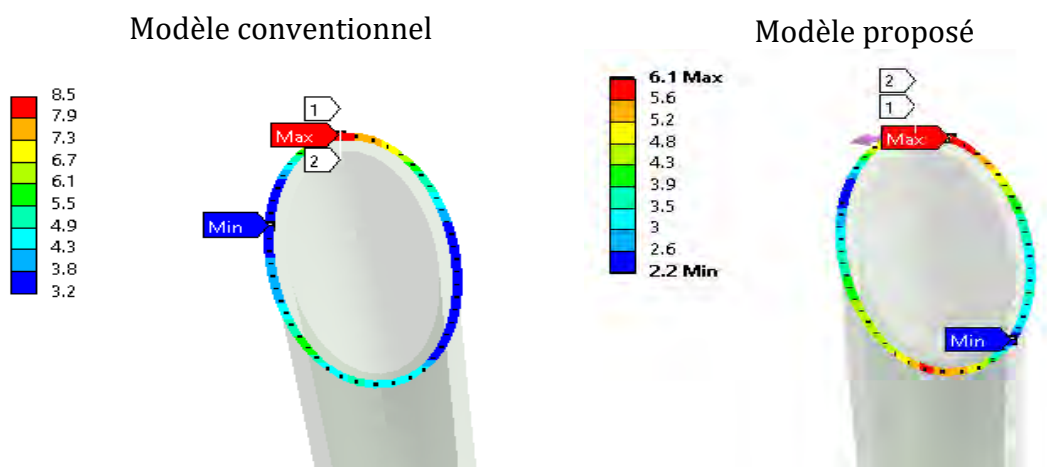


Figure IV.19 : Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

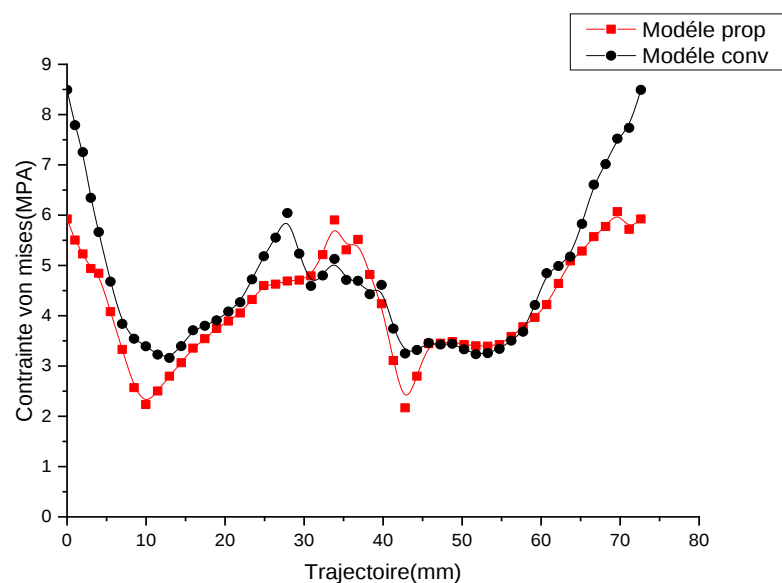


Figure IV.20: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

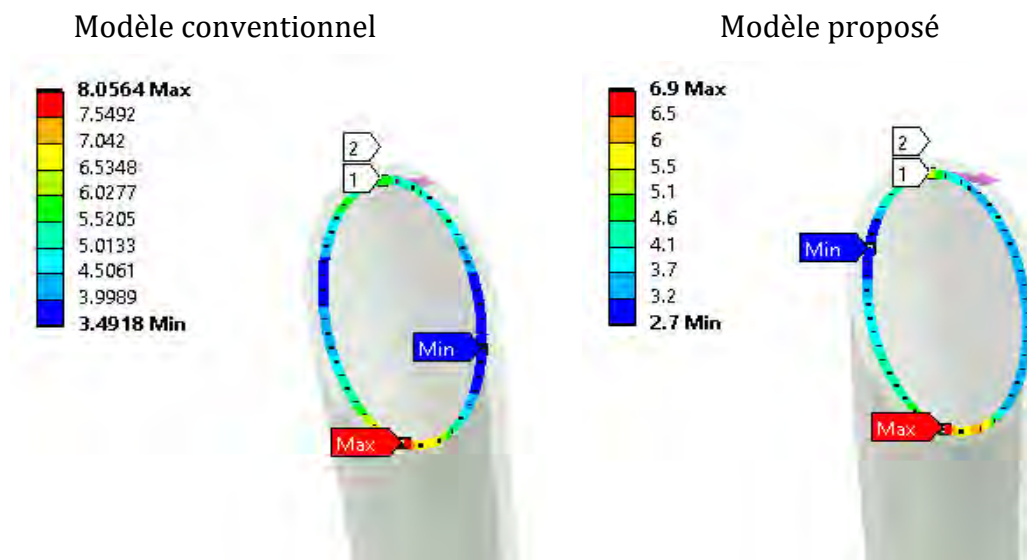


Figure IV.21: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

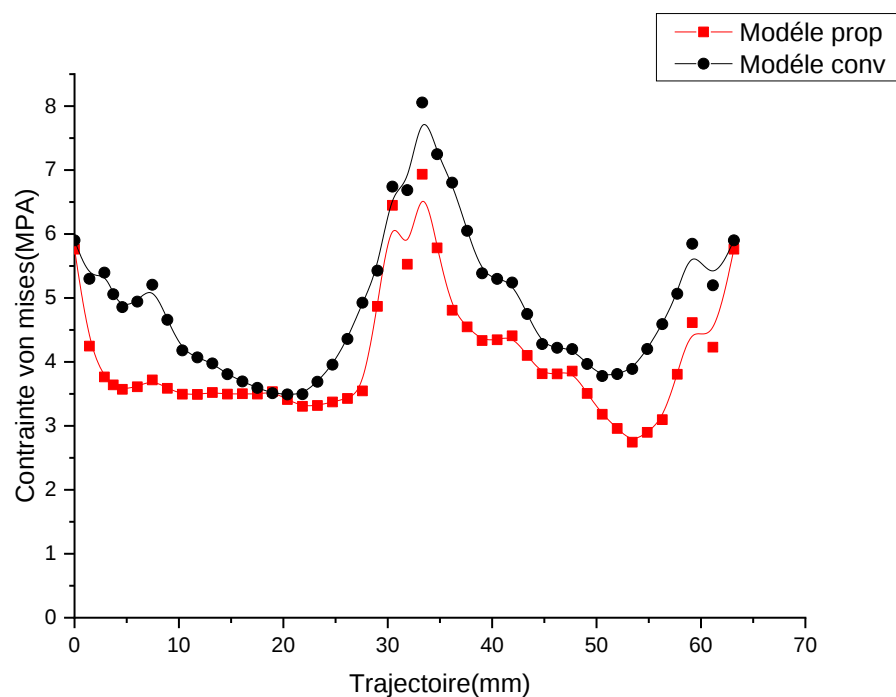


Figure IV.22: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.19, IV.20, IV.21 et IV.22 montrent clairement les réductions des niveaux de contraintes dans le col du corps du ciment. La contrainte maximale, située à l'interface extérieure atteignant la valeur de 8,5 MPa a chuté à 6,1 MPa soit une réduction de 18,32% tandis que celle à l'intérieur la variation est de 8 MPa à 6,9 MPa soit une diminution de 13,75%. Il est clair que l'effet de présence de l'élastomère a en

quelque sorte équilibré la répartition de niveaux des contraintes dans le corps du ciment en réduisant les pics des valeurs.

IV.5.5.2. Cas de l'activité B :

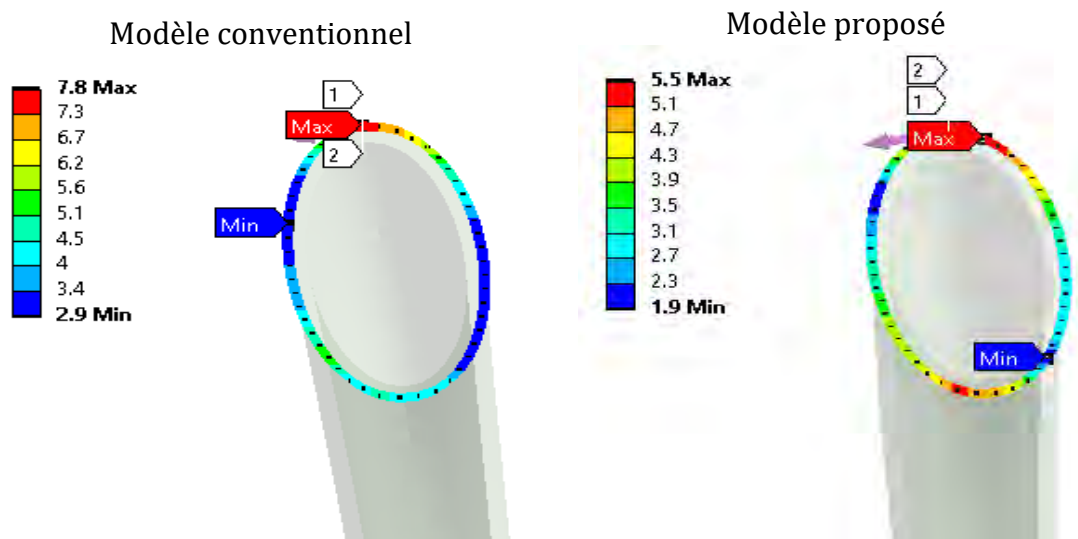


Figure IV.23: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

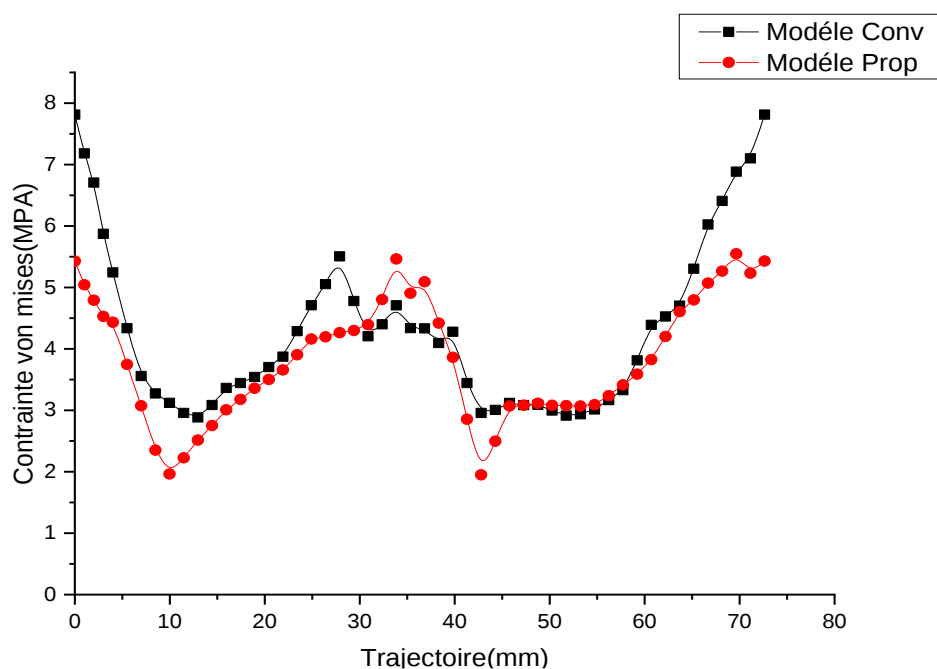


Figure IV.24: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

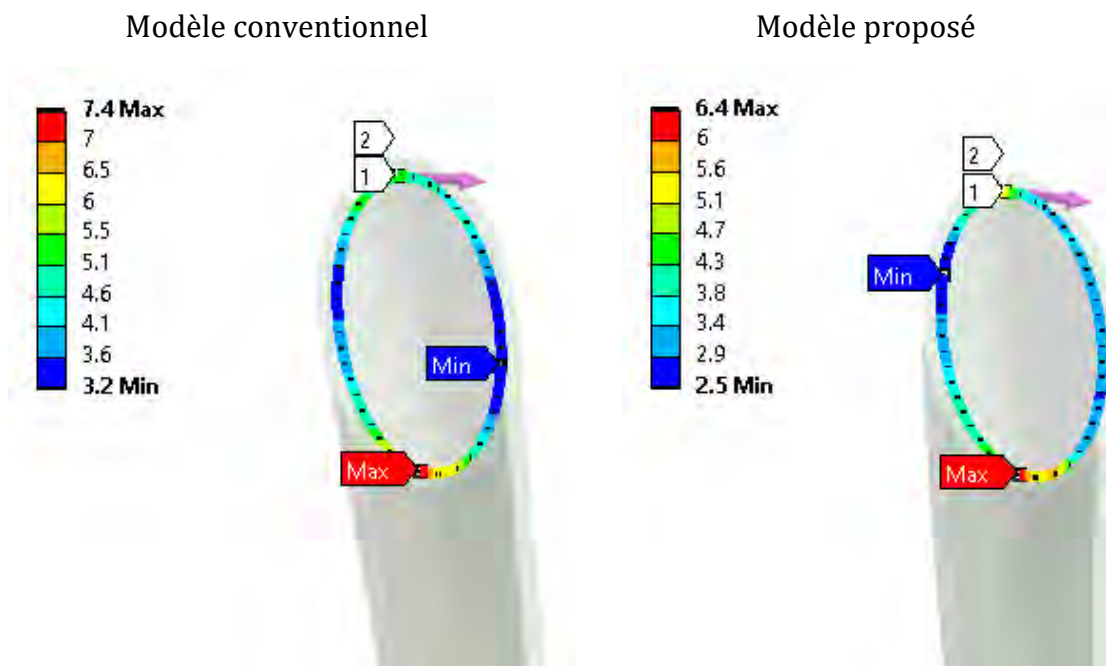


Figure IV.25: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

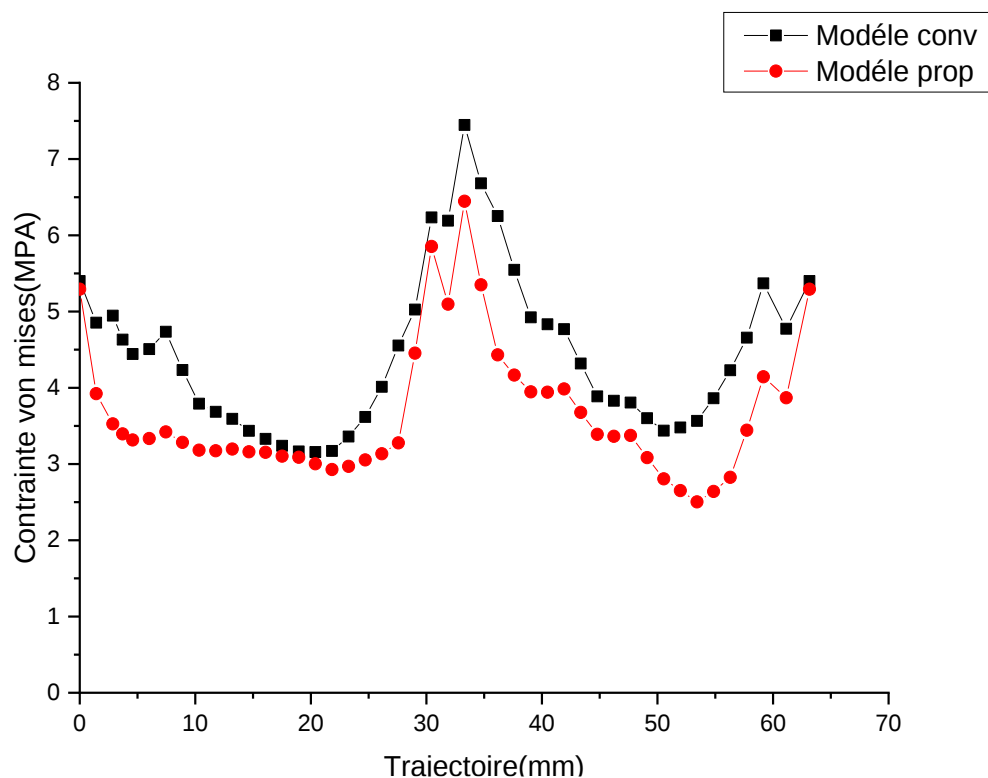


Figure IV.26: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.23, IV.24, IV.25 et IV.26 montrent clairement la diminution du niveau de contrainte dans le col du corps en ciment. La contrainte maximale à l'interface externe atteint une valeur de 8,5 MPa et diminue à 6,1 PMa, soit une diminution de 28,15 %,

tandis que la contrainte maximale à l'intérieur de l'interface varie de 8 MPa à 6,9 MPa, soit une diminution de 13,75 %. Il est clair que l'influence de l'élastomère a équilibré en quelque sorte la répartition des niveaux de contraintes dans le corps du ciment.

IV.5.5.3. Cas de l'activité C :

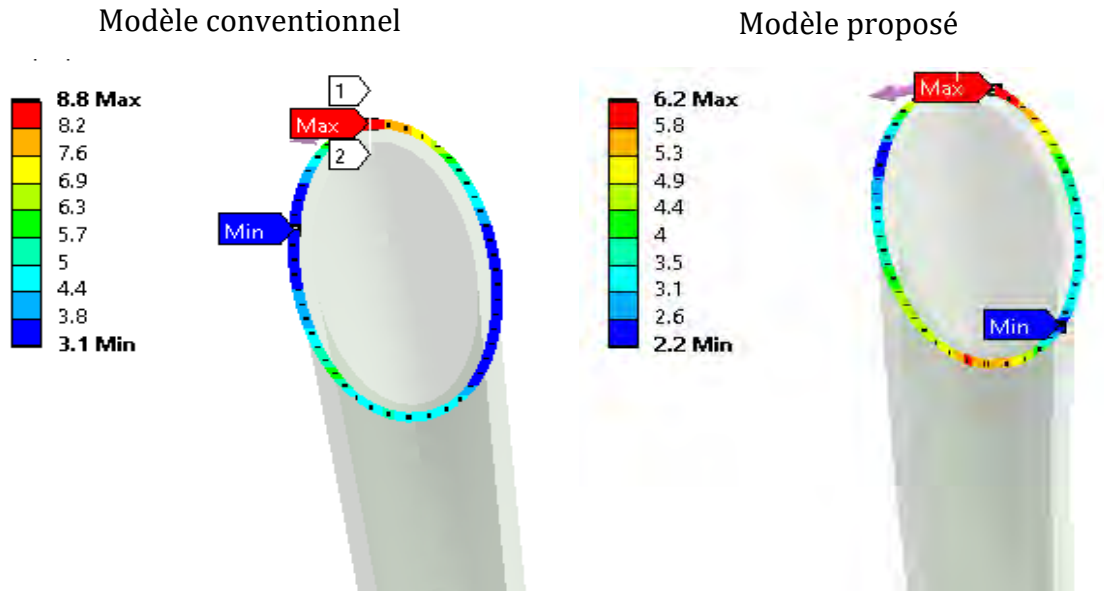


Figure IV.27: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

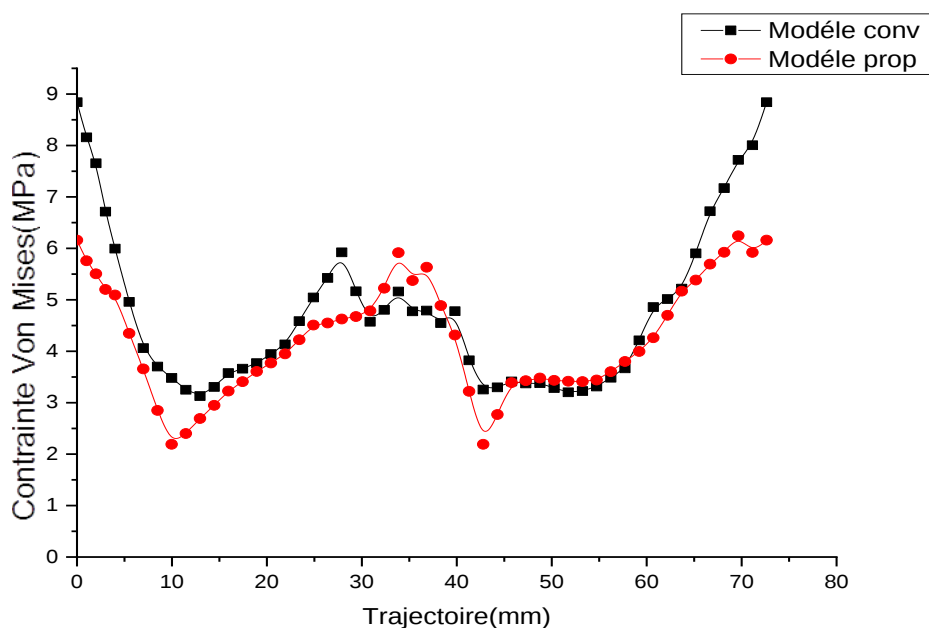


Figure IV.28: Distribution des contraintes Von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

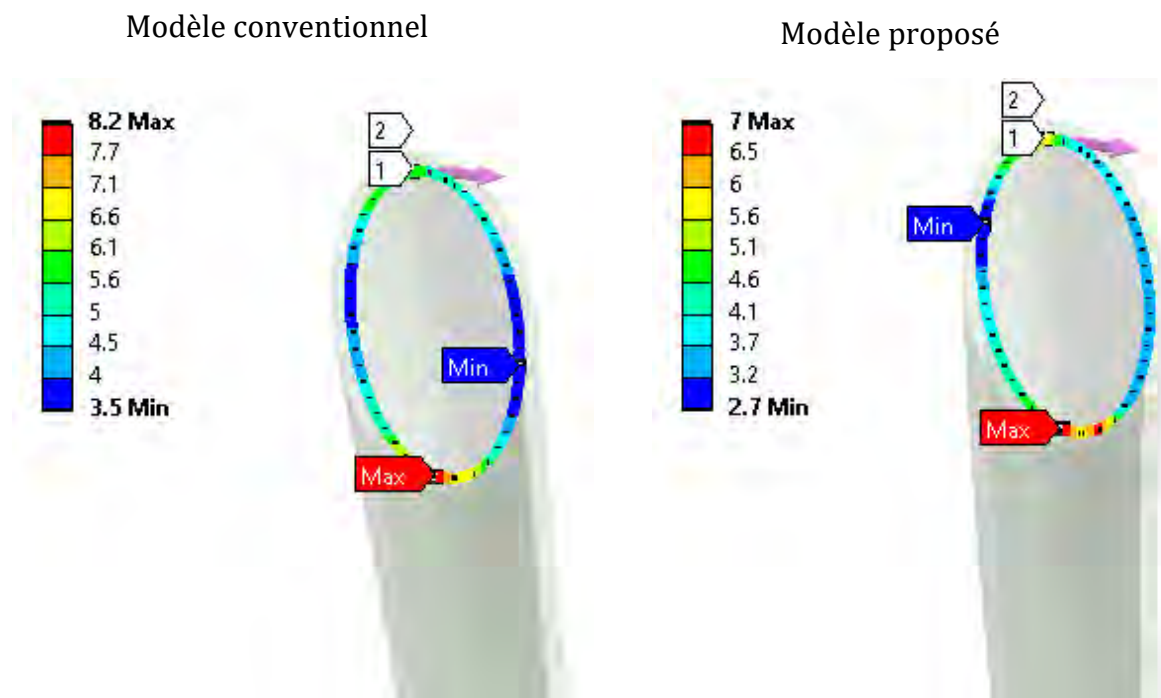


Figure IV.29: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

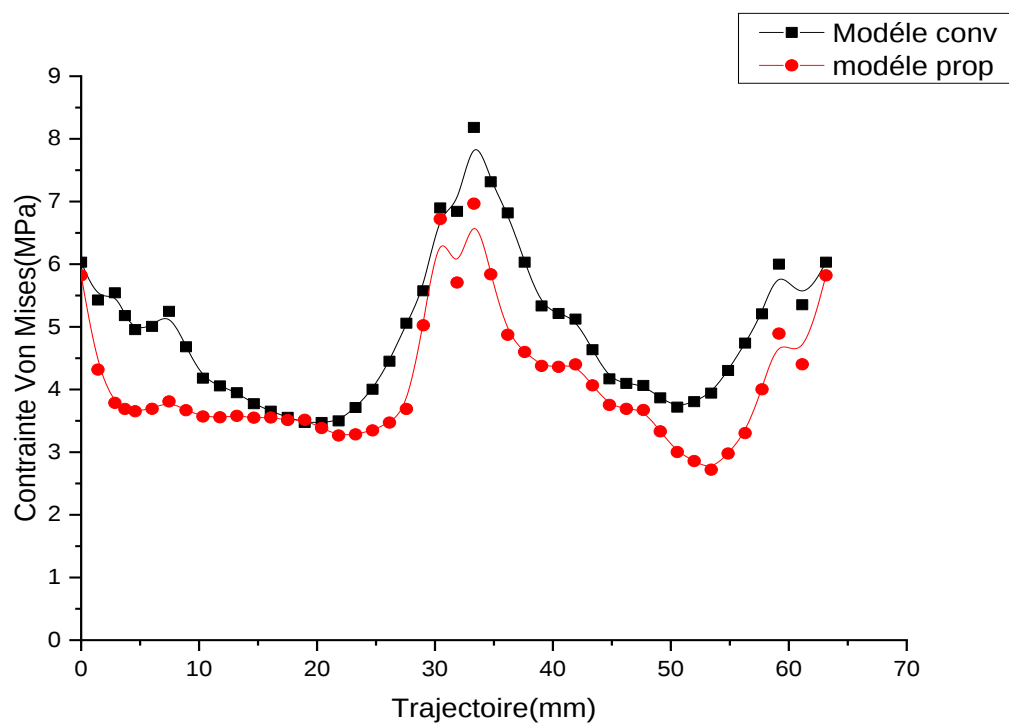


Figure IV.30: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

On remarque dans les figures IV.27, IV.28, IV.29 et IV.30 une chute de 7,815 MPa jusqu'à 5,5 MPa au niveau de contrainte dans le col extérieur du corps en ciment soit une diminution de 29,6 %, tandis qu'à l'intérieur de l'interface la contrainte maximale varie de 7,4 % à 6,4 %, soit une diminution de 13,51 MPa.

IV.5.5.4. Cas de l'activité D :

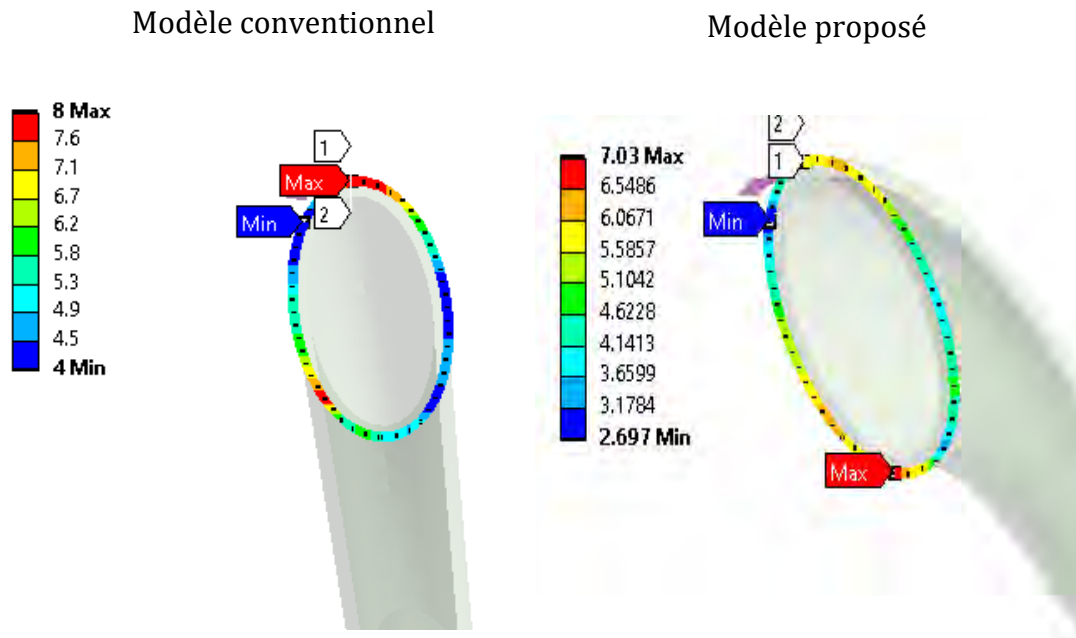


Figure IV.31: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

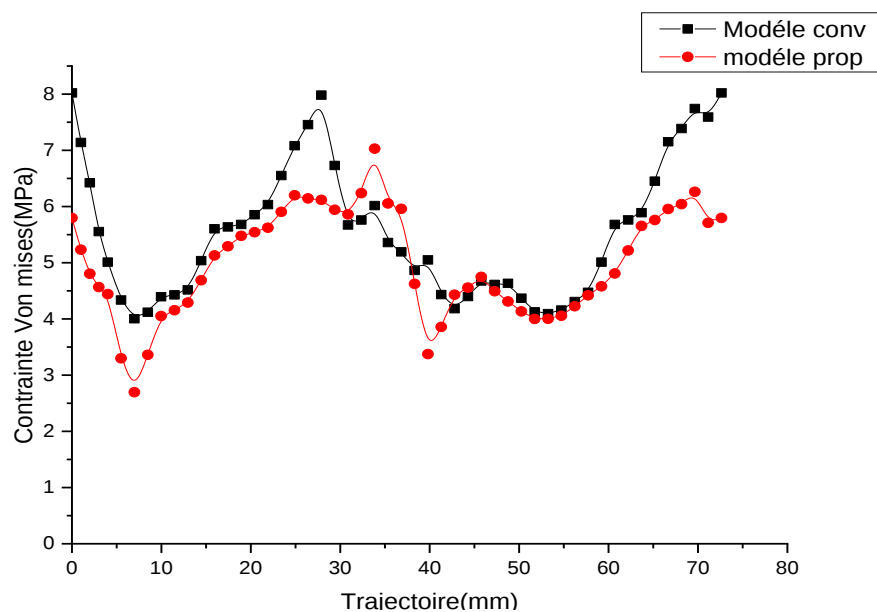


Figure IV.32: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

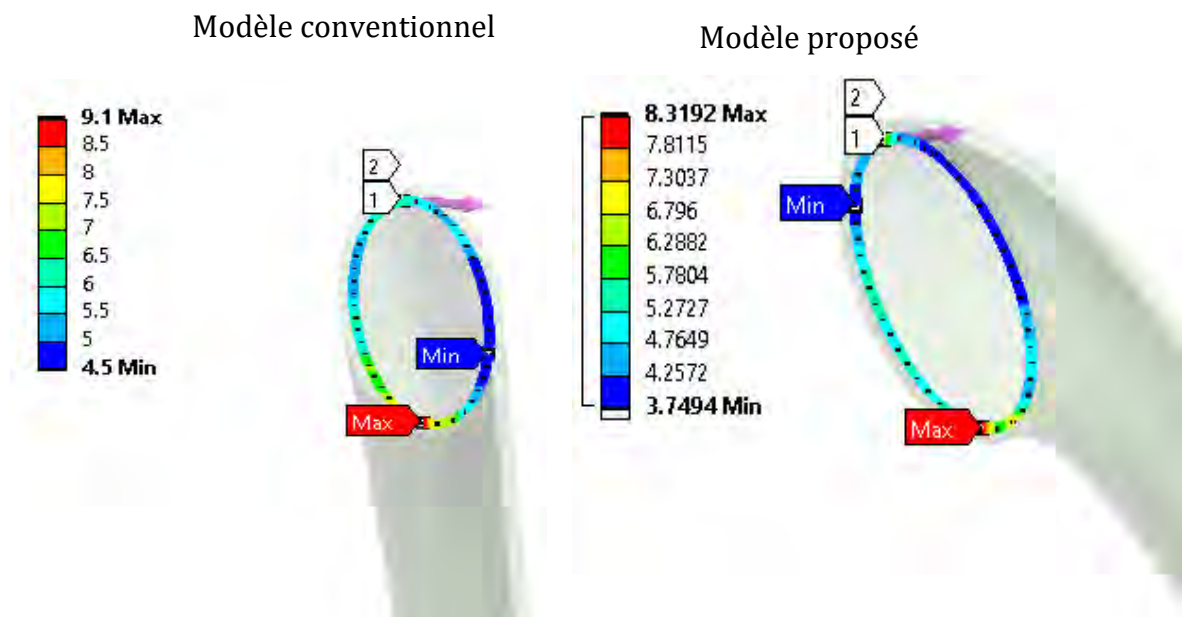


Figure IV.33: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

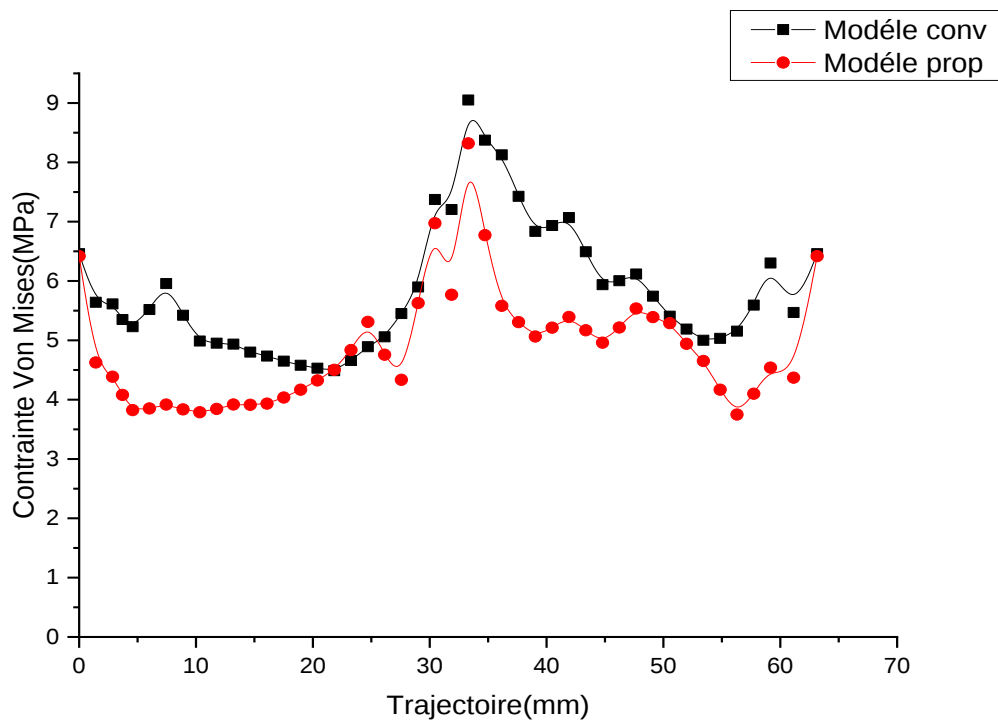


Figure IV.34: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.31, IV.32, IV.33 et IV.34 montrent que la valeur maximale de la contrainte a baissé de 8,84 à 6,2 dans l'interface extérieure dans le col du corps. Soit une réduction de 29,8% tandis que celle à l'intérieure la variation est de 8,2 à 7 soit une diminution de 14,63%.

IV.5.5.5. Cas de l'activité E :

Modèle conventionnel

Modèle proposé

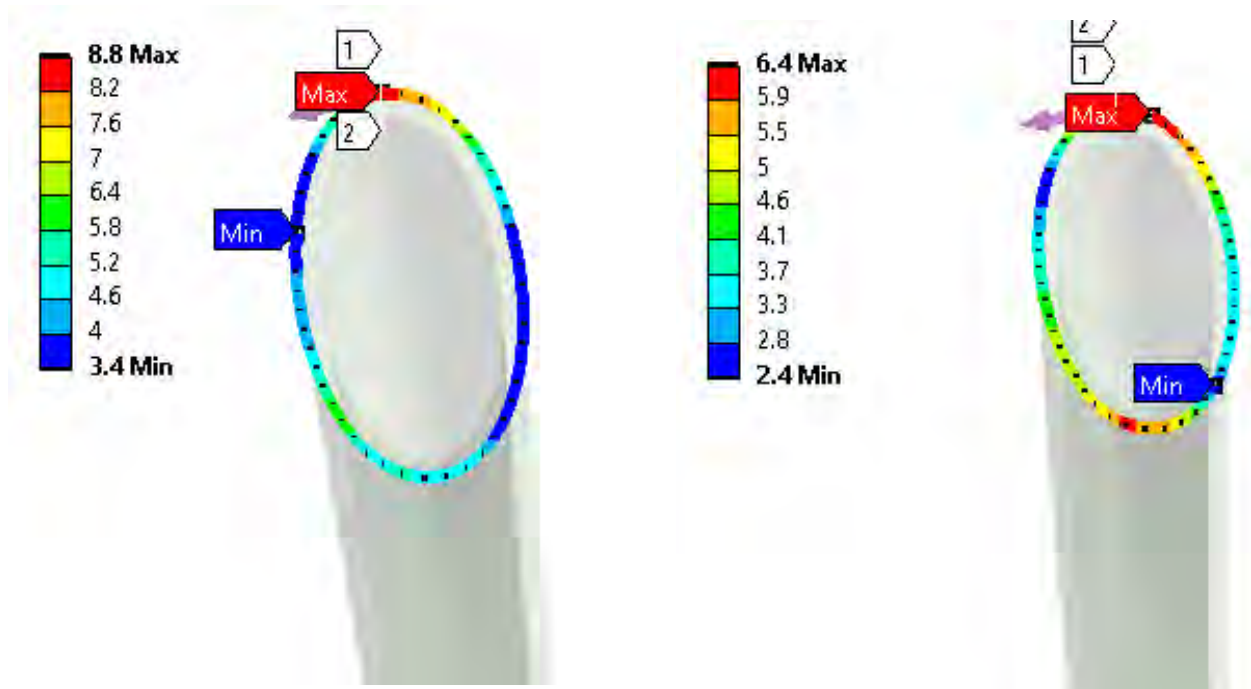


Figure IV.35: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

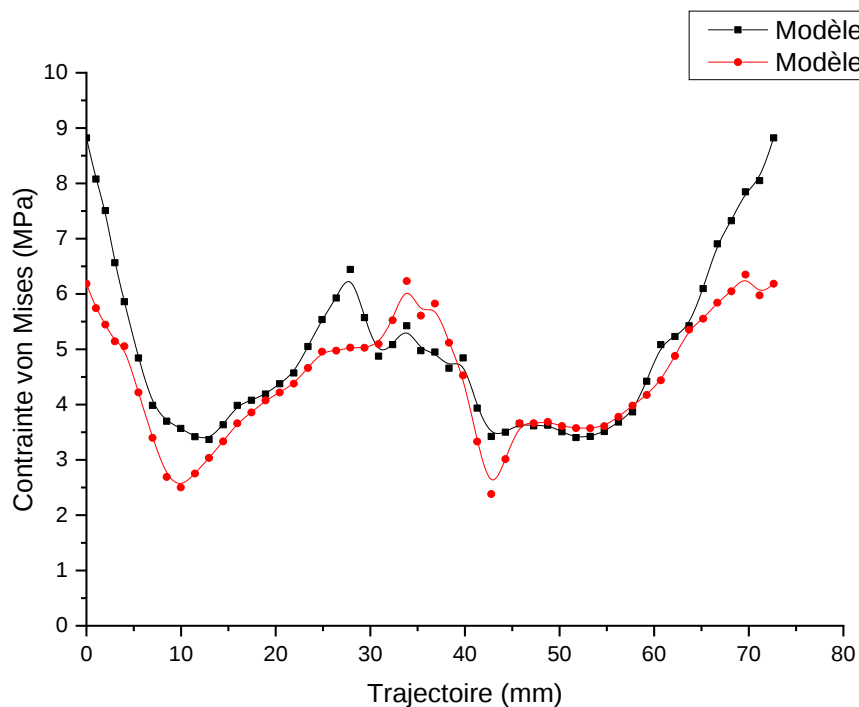


Figure IV.36: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

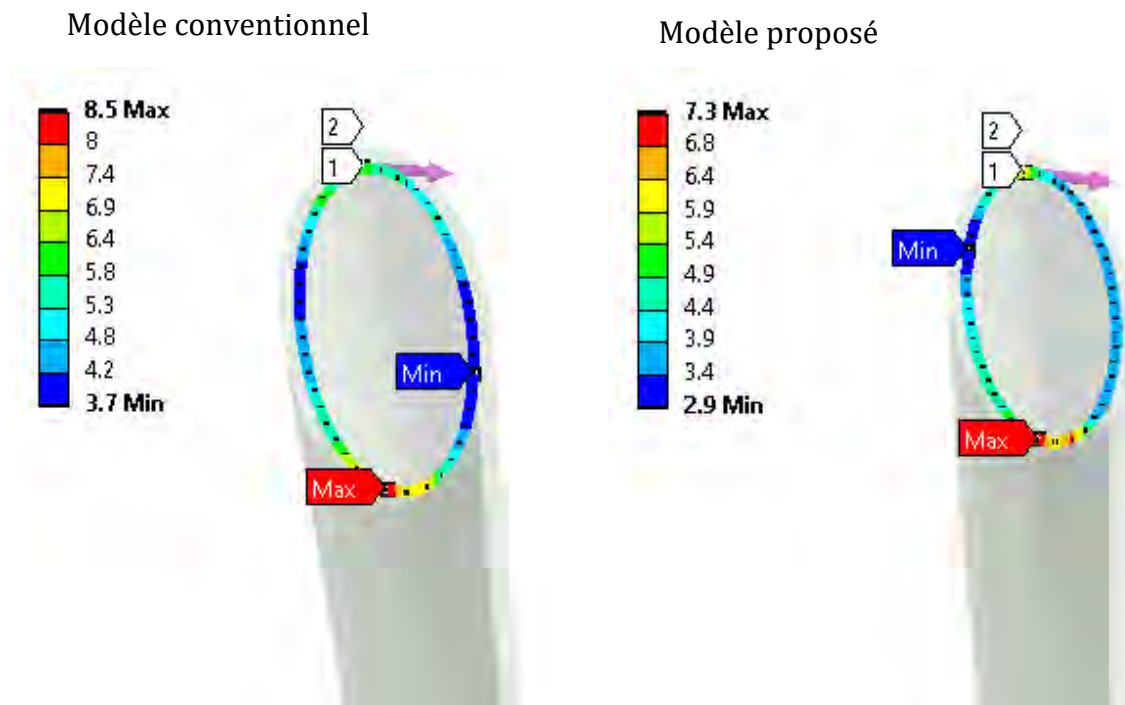


Figure IV.37: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

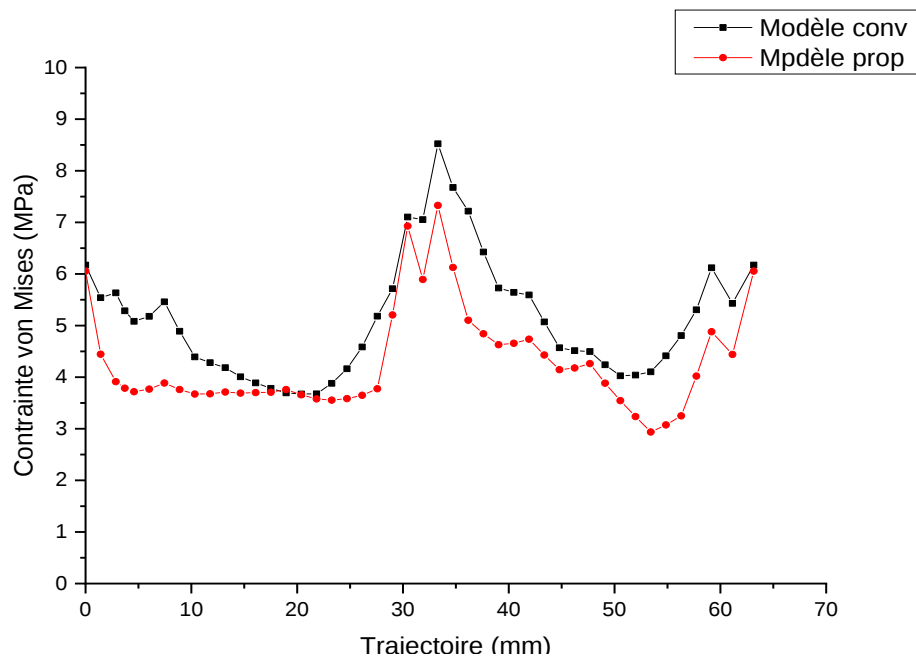


Figure IV.38: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.35, IV.36, IV.37 et IV.38 montrent clairement une variation de 8,821 à 6,4 à l'interface extérieure soit une réduction de 27,44%, tandis que celle à l'intérieure la valeur de la contrainte maximale baisse de 8,5 à 7,3 soit une diminution de 14,11%.

IV.5.5.6. Cas de l'activité F :

Modèle conventionnel

Modèle proposé

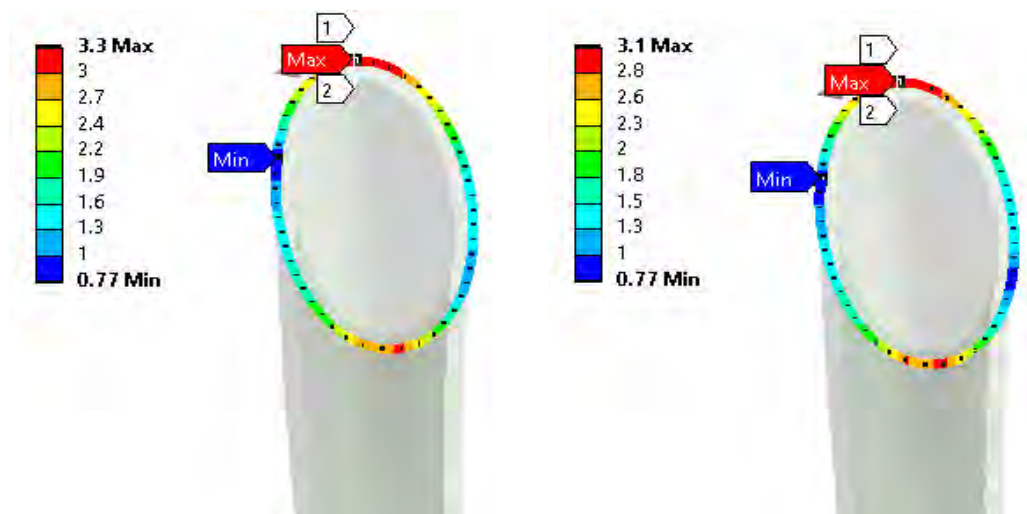


Figure IV.39: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

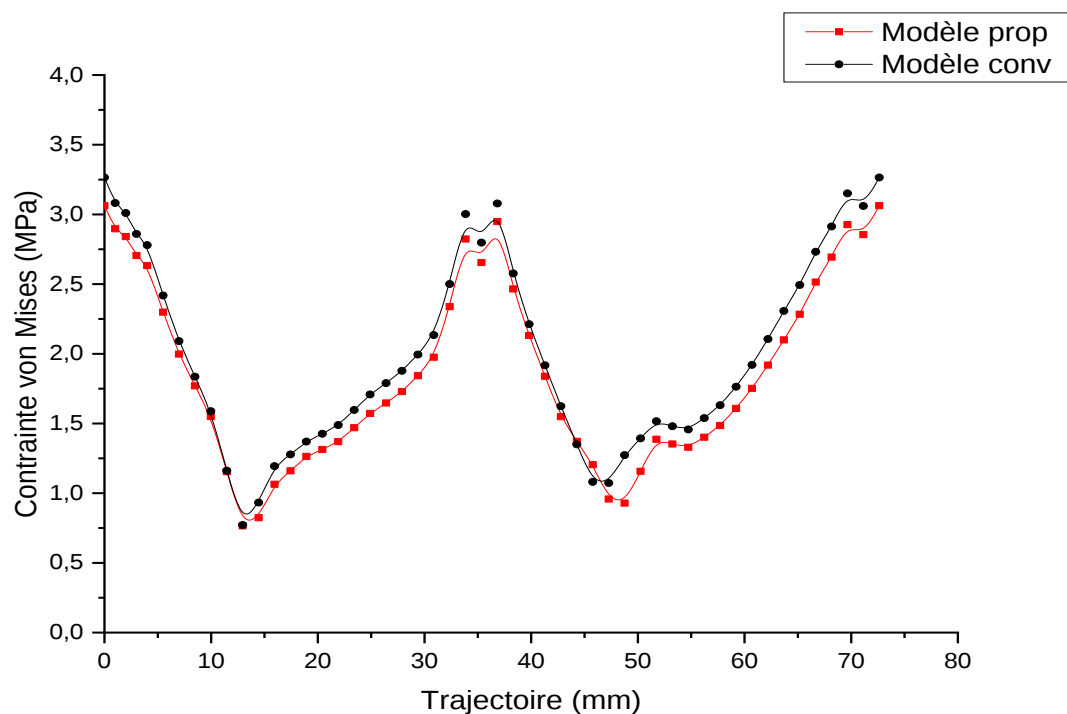


Figure IV.40: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

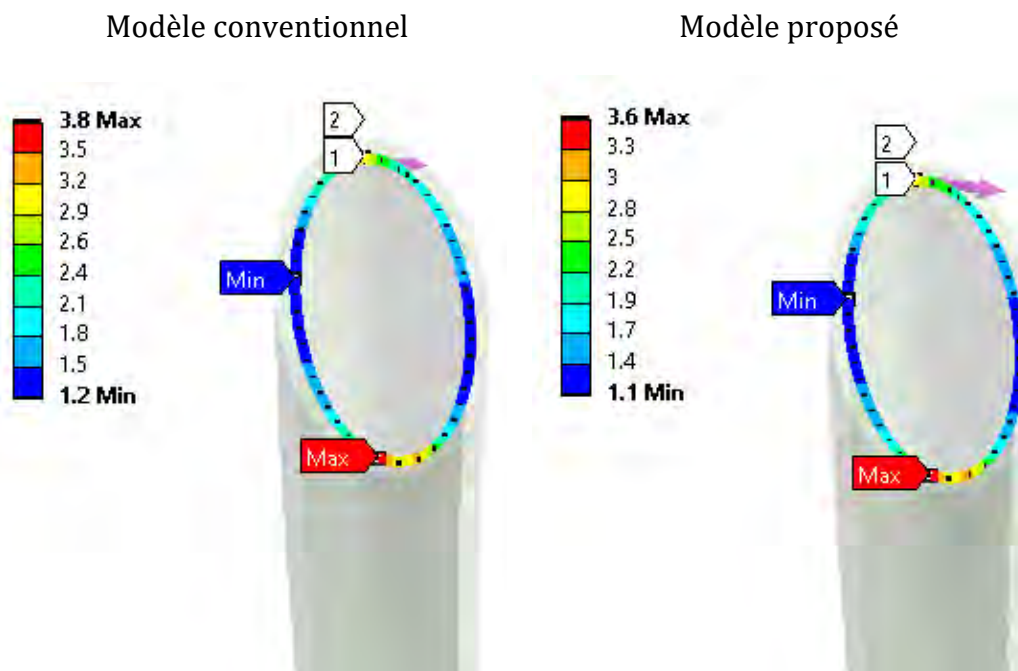


Figure IV.41: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

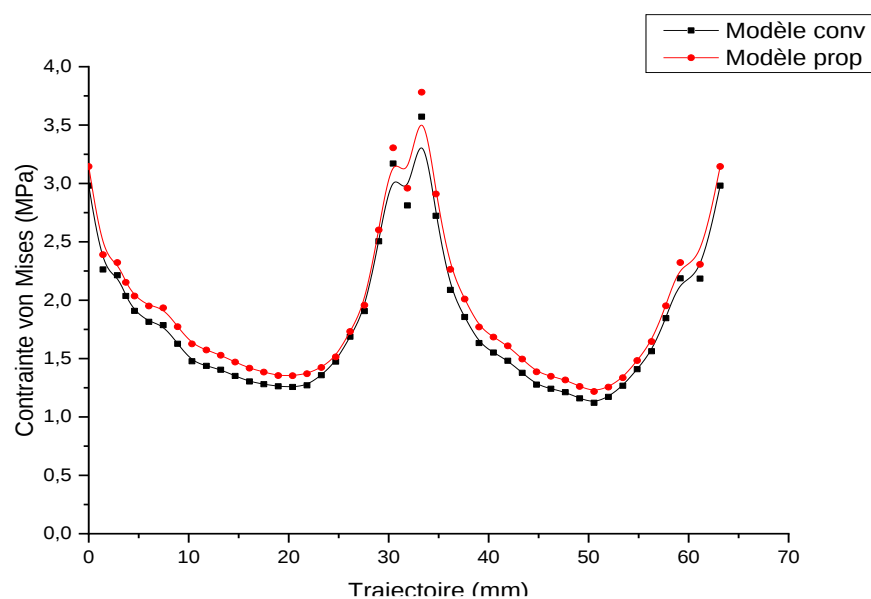


Figure IV.42: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.39, IV.40, IV.41 et IV.42 montrent clairement une réduction de 6,06% à l'extérieur du col car la contrainte maximale a baissé de 3,3 à 3,1. Tandis que la contrainte maximale située à l'interface intérieur atteignant la valeur de 3,78 a chuté 3,54 soit une réduction de 6,34%.

IV.5.5.7. Cas de l'activité G :

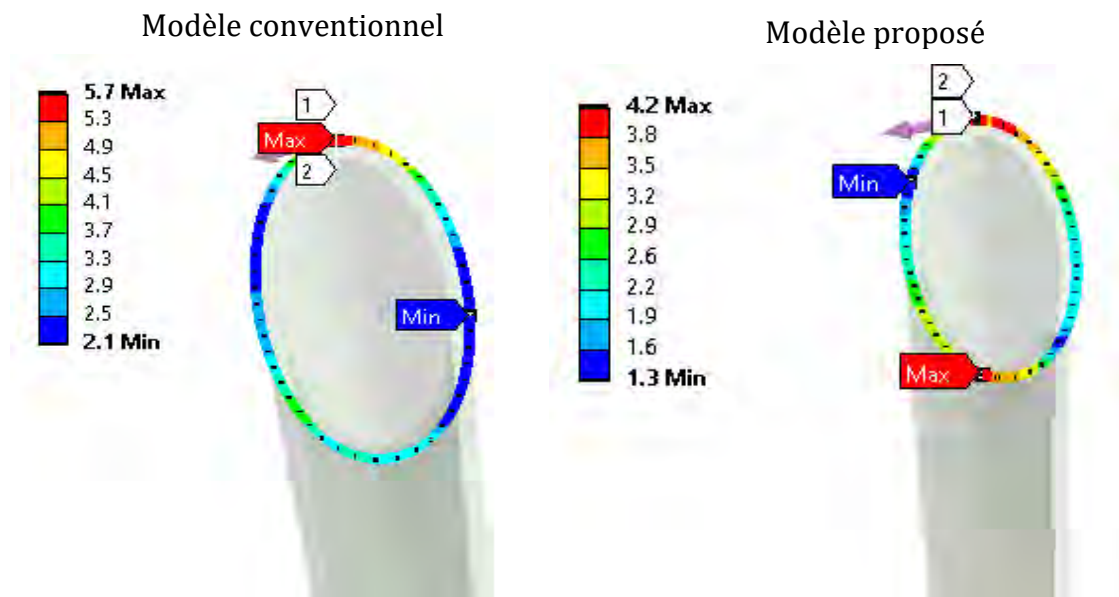


Figure IV.43: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

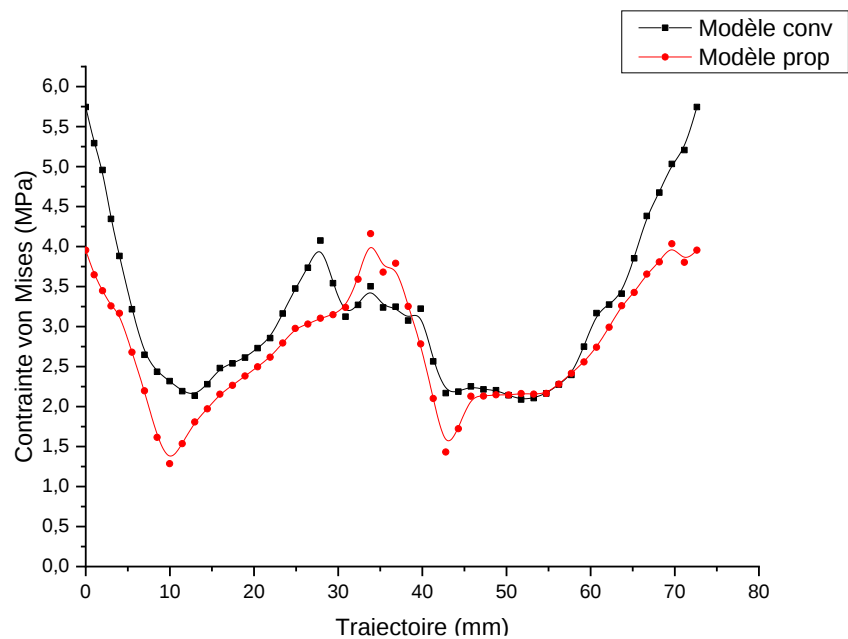


Figure IV.44: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

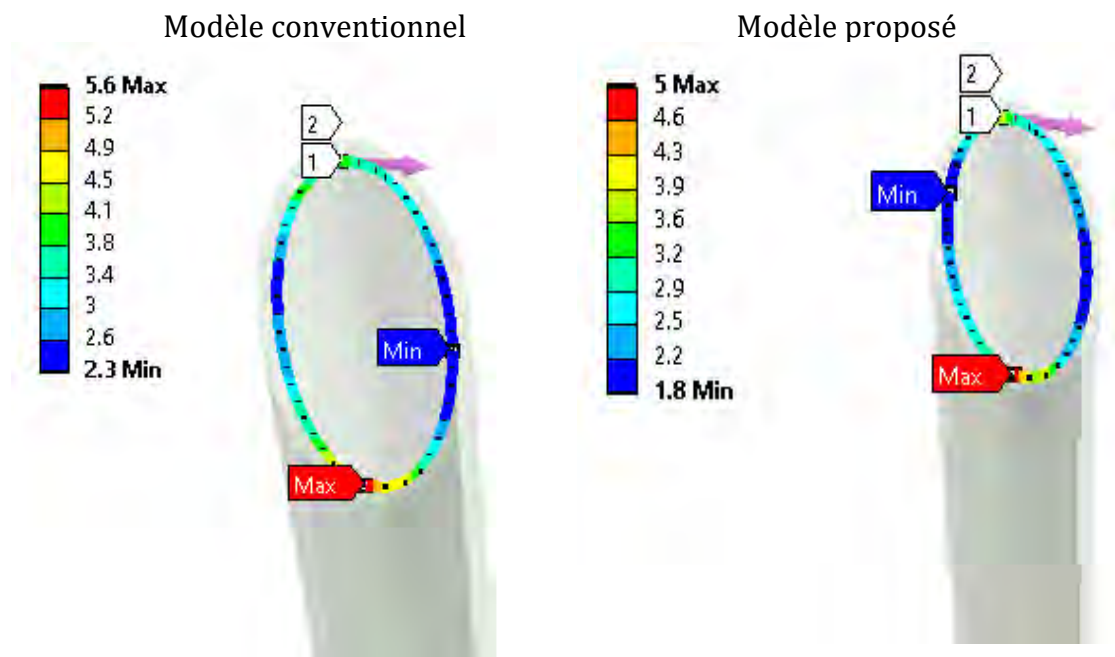


Figure IV.45: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

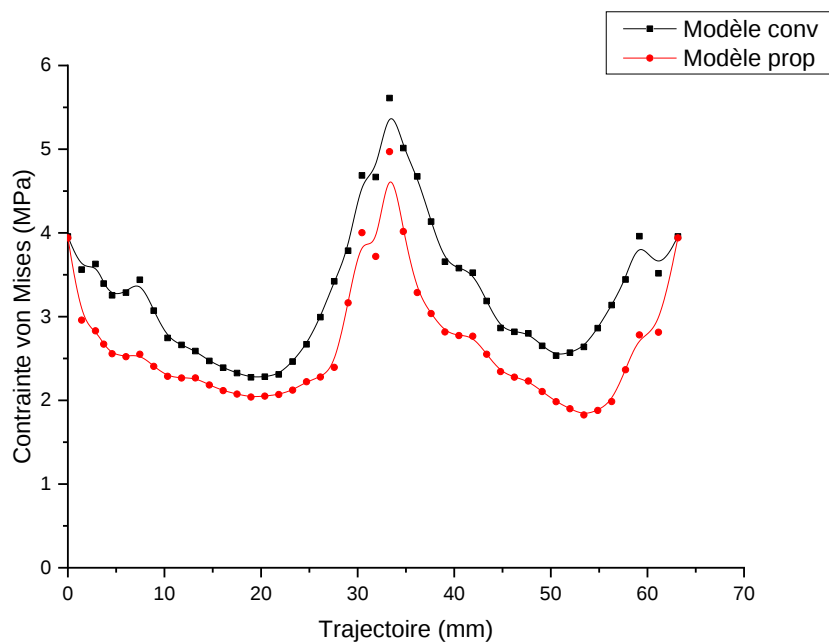
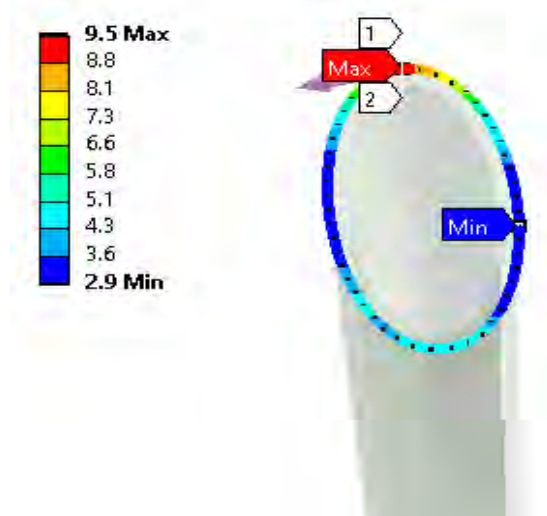


Figure IV.46: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

On remarque dans les figures IV.43, IV.44, IV.45 et IV.46 une baisse au niveau de contrainte à l'interface extérieur du col en ciment. Une chute de 27,20% soit une variation de 5,77 à 4,2. Bien qu'il subit le même sort à l'intérieur mais avec une réduction de 11,25% et d'une variation de 5,6 à 4,97.

IV.5.5.8. Cas de l'activité H :

Modèle conventionnel



Modèle proposé

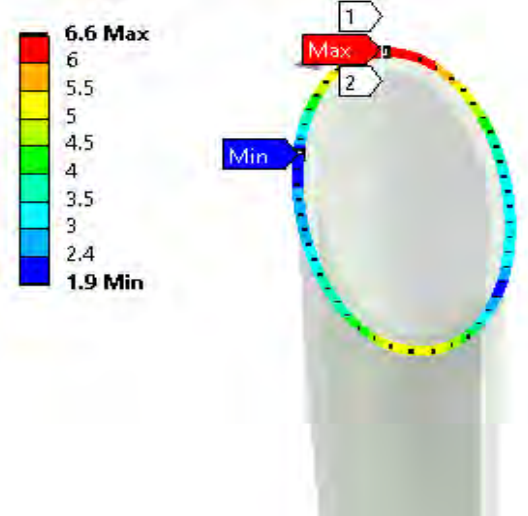


Figure IV.47: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

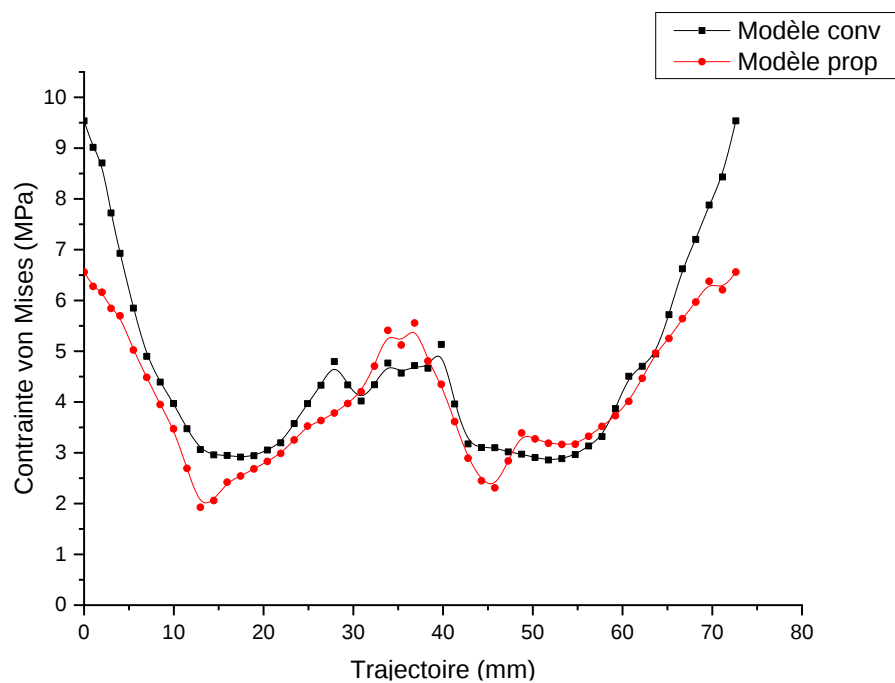


Figure IV.48: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

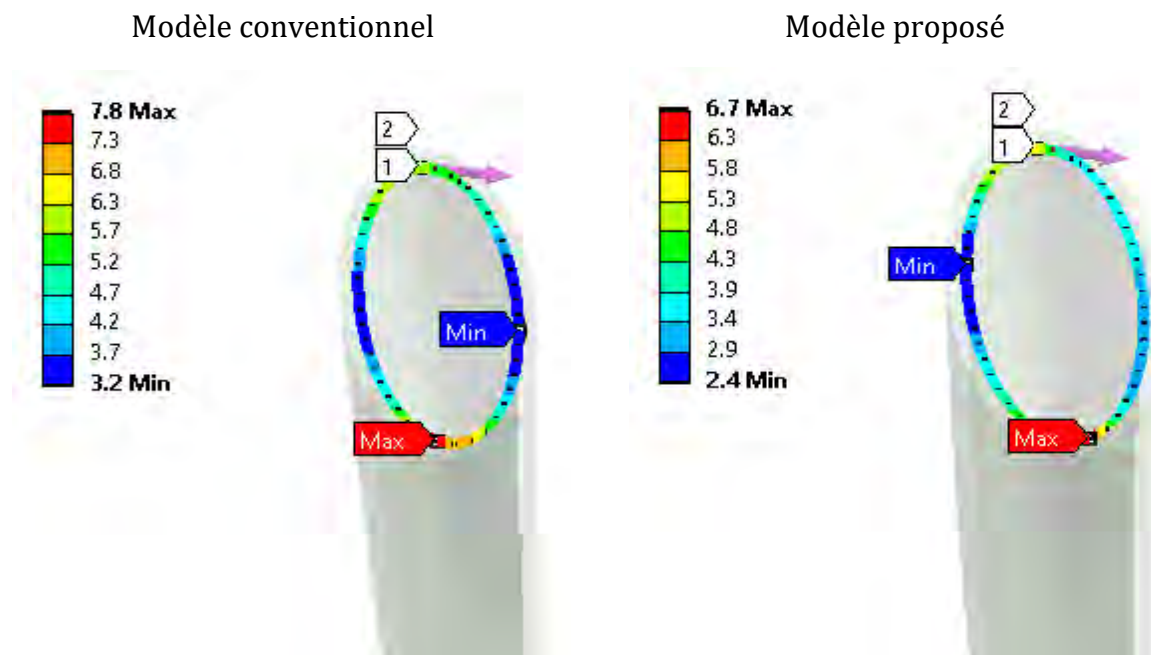


Figure IV.49: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

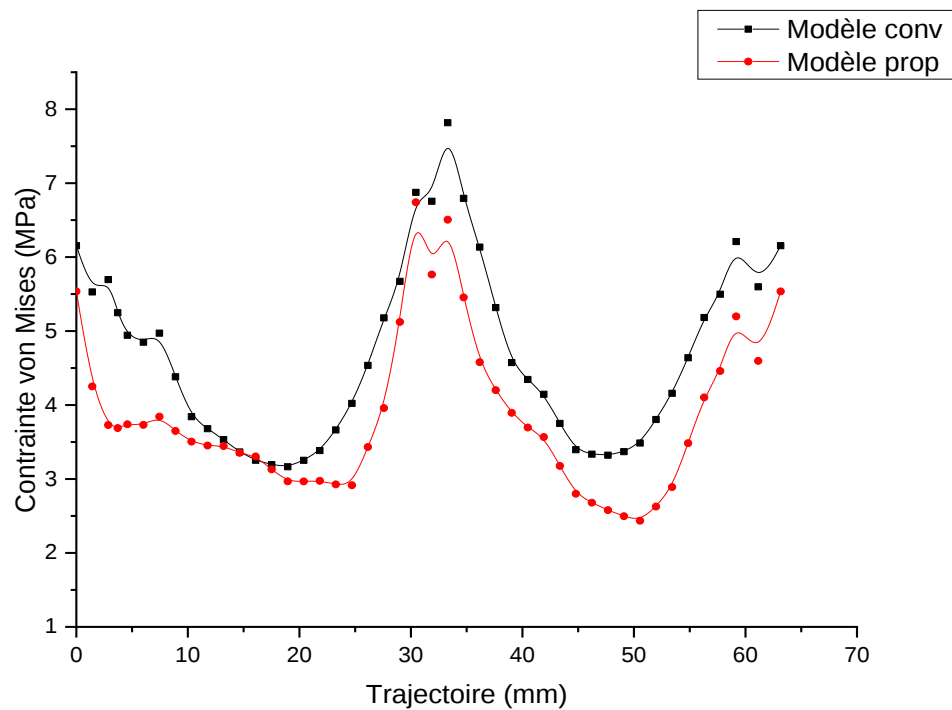


Figure IV.50: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Les figures IV.47, IV.48, IV.49 et IV.50 illustrent une dégradation de 30,78 % de contrainte à l'interface extérieure du col (de 9,53 MPa à 6,6 MPa), et de 13,58% à l'intérieur (de 7,8 MPa à 6,78 MPa),

IV.5.5.9. Cas de l'activité I :

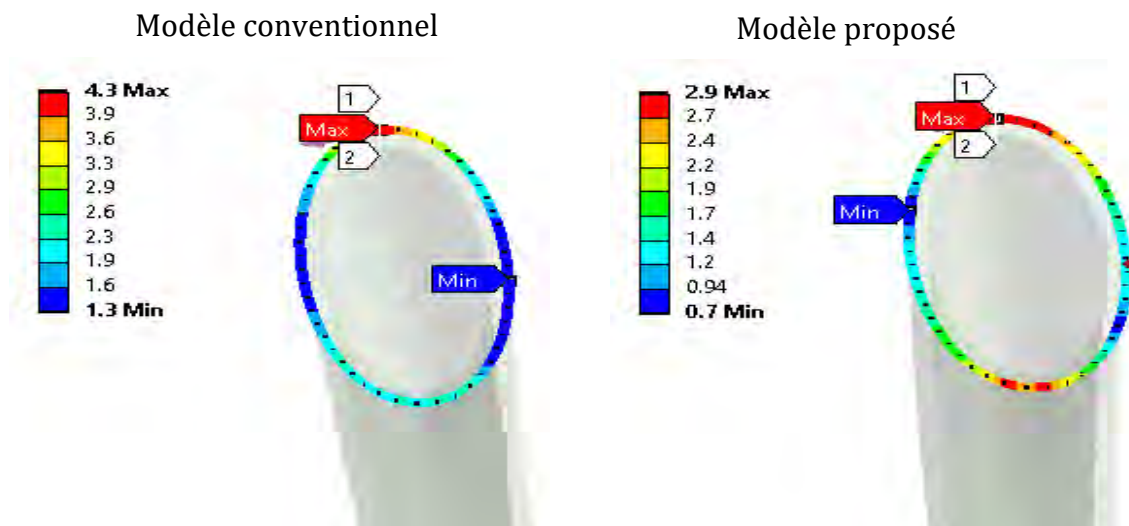


Figure IV.51: Chemin de contraintes dans le contour extérieur du col du ciment.

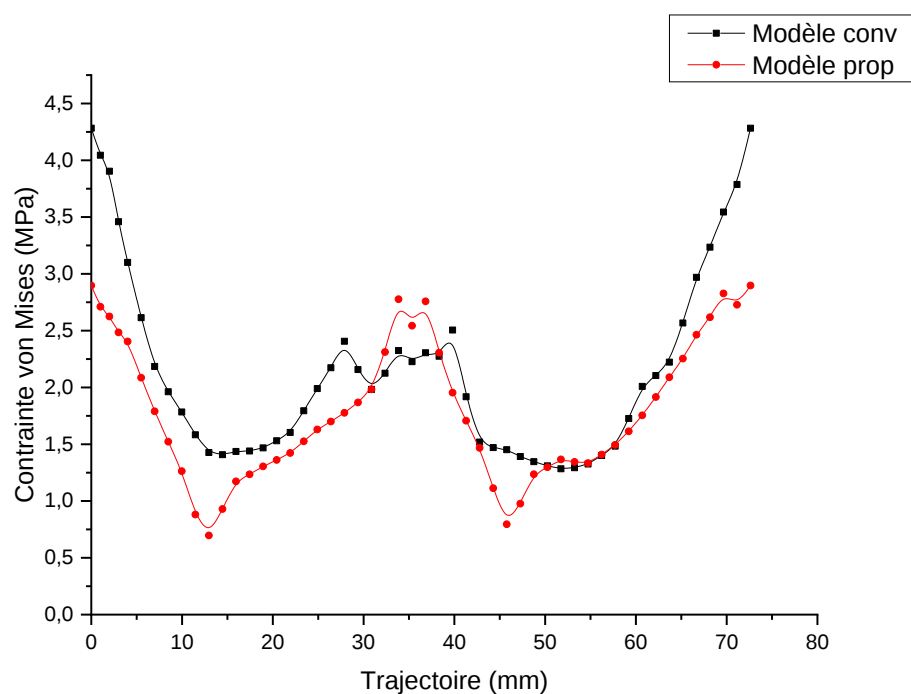


Figure IV.52: Distribution des contraintes von Mises dans le contour extérieur du col du ciment.

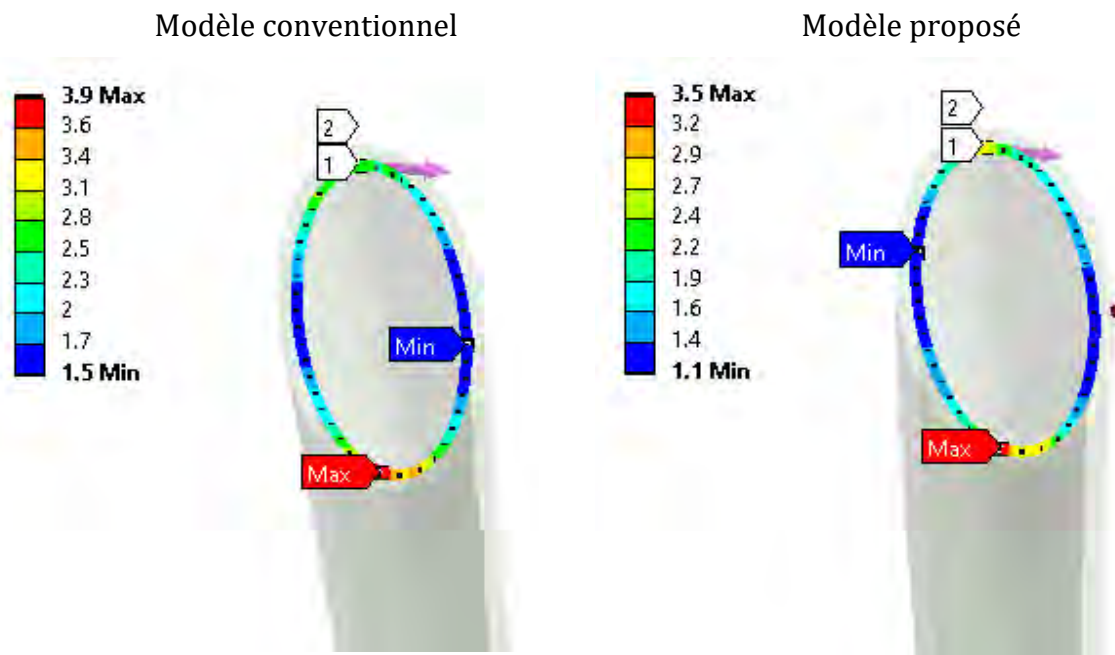


Figure IV.53: Chemin de contraintes dans le contour intérieur du col du ciment.

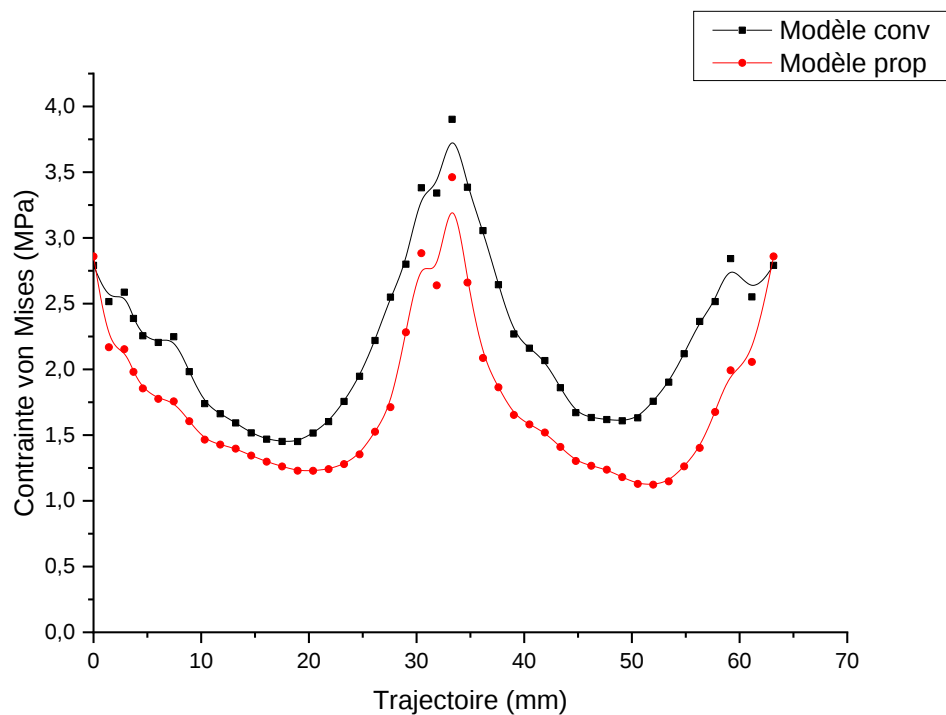


Figure IV.54: Distribution des contraintes von Mises dans le contour intérieur du col du ciment.

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée

Les figures IV.51, IV.52, IV.53 et IV.54 illustre une dégradation de 32,27% de contrainte à l'interface extérieur du col (4,282-2,9), et de 11,28% à l'intérieur (3,9-3,461),

Une étude comparative est menée concernant les contraintes de von Mises pour le ciment PMMA enregistrées lors de l'application des différentes charges sur les deux modèles proposés, répertoriées dans les tableaux IV.9 et IV.10.

Pour mieux illustrer la comparaison des deux modèles étudiés, le calcul du taux de contrainte de von Mises s'est fait selon l'équation suivante :

$$\Delta\sigma_{VM}(\%) = (\sigma_{VM(PTH\ C)} - \sigma_{VM(PTH\ P)}) \times 100 \div \sigma_{VM(PTH\ C)} \quad (IV.2)$$

Ce taux de contrainte est calculé pour le ciment PMMA du PTH étudiée et pour chaque type de charge exercée.

Tableaux IV.9 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises des différentes charges exercées sur le chemin extérieur ciment PMMA, pour PTHC et PTHP.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
PTH C σ_{VM} (MPa)	8,4915	7,813	8,841	8	8,821	3,3	5,77	9,535	4,282
PTH P σ_{VM} (MPa)	6,1	5,5	6,2	7	6,4	3,1	4,2	6,6	2,9
$\Delta\sigma_{VM}$ (%)	-28,15	-29,6	-29,8	-12,5	-27,44	-6,06	-27,20	-30,78	-32,27

Tableaux IV.10 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises des différentes charges exercées sur le chemin intérieur ciment PMMA, pour PTHC et PTHP.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
PTH C σ_{VM} (MPa)	8	7,4	8,2	9,1	8,5	3,78	5,6	7,8	3,9
PTH P σ_{VM} (MPa)	6,9	6,4	7	8,3	7,3	3,54	4,97	6,741	3,461
$\Delta\sigma_{VM}$ (%)	-13,75	-13,51	-14,63	-8,79	-14,11	-6,34	-11,25	-13,58	-11,28

IV.6. Conclusion :

La concentration des contraintes dans le ciment orthopédique est située dans la partie du col. Cette zone concentrée se détériore dans le temps donnant naissance à une fissure qui pourrait se propager le long de des interfaces provoquant ainsi le descellement de la prothèse.

La présence de l'élastomère perturbe le champ des contraintes par l'effet de barrière du transfert des charges en réduisant les pics par une redistribution des niveaux de contraintes dans le corps en gardant un état statiquement équilibré.

Chapitre IV Analyse comparative des prothèses : conventionnelle et proposée

La diminution des niveaux de contraintes de von Mises sur le chemin extérieur du col du ciment PMMA varie d'un minimum de 6% à un maximum de 32% en moyenne. Concernant les autres activités, la réduction de contraintes est intermédiaire. Cependant, sur le chemin intérieur du col la variation passe en moyenne de 6% à 14% pour les activités F et E respectivement.

Chapitre V

*Analyse du
décollement à
l'interface PMMA-tige*

V.1. Introduction :

Les études ont dévoilé que le décollement de l'interface tige-ciment, après l'implantation de la prothèse de hanche due à l'arthroplastie totale, s'élabore suite aux activités quotidiennes du patient pendant une durée de vie tributaire de l'hygiène de vie adoptée. Cette étude consiste à identifier l'impact de chaque activité sur les composantes de la prothèse et notamment le principal liant qui est le ciment acrylique. Les résultats ont montré clairement comment le processus de décollement est susceptible de se dérouler. Ce décollement commençait dans la région de l'extrémité supérieure de la tige dans la région proximale médio-antérieure. Ces zones se sont décollées notamment en raison de l'effet des fortes contraintes normales de traction et de cisaillement à l'interface et par conséquent le risque de descellement de la prothèse à partir du fémur. Il est important de noter que les contraintes normales de compression augmentent l'adhérence à l'interface qui freine l'effet de glissement par cisaillement.

V.2. Analyse du décollement :

V.2.1. Modèle de Hoffman :

Afin de déterminer où se produirait le décollement, un indicateur d'endommagement surfacique FI (Failure Index) de Hoffman défini par l'équation V.1 [67] a été adopté. Hoffman a utilisé cet indice pour déterminer la défaillance au niveau de l'interface exposée à une situation de contrainte multidirectionnelle. La même procédure a été appliquée avec succès par Stone et al. [68] pour établir l'endommagement de l'os spongieux. Weinans et al. [69] ont intégré ce paramètre dans un modèle d'éléments finis simulant le processus de descellement prothèse/os.

$$FI = \frac{1}{S_t S_c} \sigma^2 + \left(\frac{1}{S_t} - \frac{1}{S_c} \right) \sigma + \frac{1}{S_s^2} \tau^2 \quad (V.1)$$

Où σ est la contrainte normale et τ la contrainte tangentielle aux interfaces, $S_t = 8$ MPa la résistance à la traction de l'interface (Keller et al.) [70], $S_c = 70$ MPa la résistance à la compression de l'interface (la résistance à la compression du ciment acrylique selon Saha et Pal, [71]) et $S_s = 6$ MPa la résistance au cisaillement de l'interface [72 ;73 ;74 ;75].

V.2.2. Modèle proposé :

Le FI de Hoffman est un nombre réel qui peut être positif ou négatif car il est fonction des contraintes normales (traction et compression) et cisaillement. En vue de calibrer

cet index FI , un indicateur de décollement potentiel d'une zone de l'interface DZI (Debonding Zone Index) est proposé de telle sorte que $0 \leq DZI < 1$ il n'y a pas de décollement prévu, $DZI = 1$ représente l'initiation du décollement et finalement $DZI > 1$ le décollement est attendu dans cette zone de l'interface. Il est défini comme suit :

$$DZI = \langle FI \rangle = \begin{cases} FI \leq 0 \rightarrow DZI = 0 \\ FI > 0 \rightarrow DZI = FI \end{cases} \quad (V.2)$$

$\langle \rangle$: Crochets de Mc.Cauley définis par $\langle x \rangle = \begin{cases} 0 & \text{si } x \leq 0 \\ 1 & \text{si } x > 0 \end{cases}$

Le ciment résistant beaucoup moins en traction qu'en compression, DZI est plus élevé pour les sollicitations en traction que pour celles en compression. Par conséquent, une sollicitation de traction combinée au cisaillement est plus dangereuse pour la liaison interfaciale que celle de la compression en combinaison avec le cisaillement. Le DZI est visualisé sur la Figure V.1.

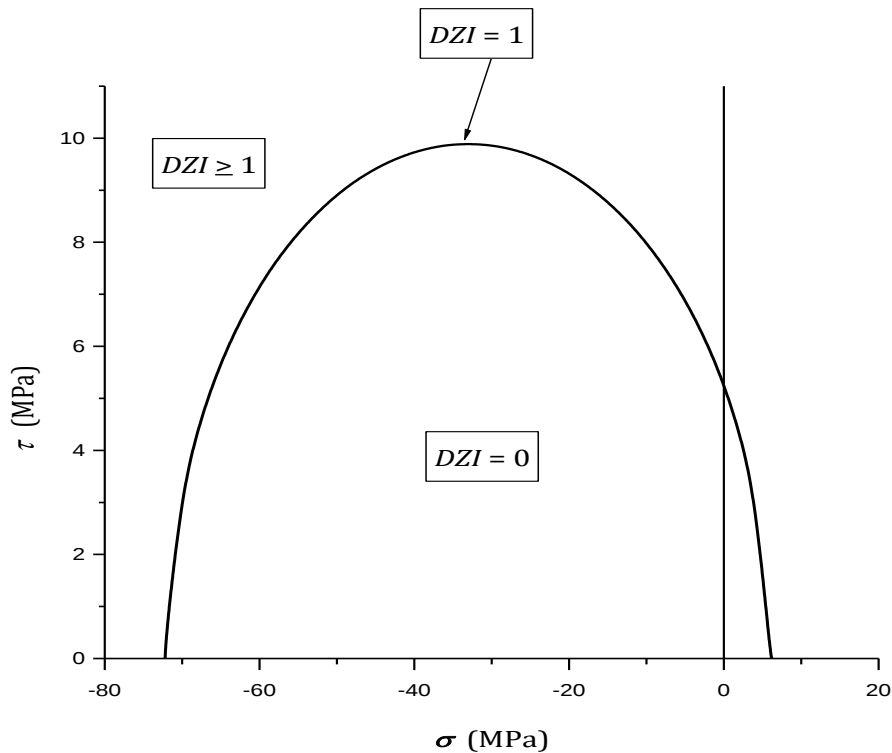


Figure V.1 : L'indicateur DZI de l'interface tige-ciment : défini par les contraintes normales (en compression ou en traction) et les contraintes de cisaillement [76] (selon l'équation V.2) .

L'index DZI est utilisé pour prédire le décollement potentiel des zones affectées des interfaces du ciment en identifiant l'étendue et la sévérité. Dans la simulation, les niveaux de contrainte aux interfaces du ciment ont été évalués, ainsi que les valeurs de l'index DZI à chaque point nodal de la surface. A l'endroit où l'index DZI est maximal ($DZI \geq 1$), on pourra supposer que le début du processus de décollement de la prothèse ait lieu. L'initiation de ce décollement permet de propager progressivement par fatigue la séparation des interfaces jusqu'à la résistance ultime aboutissant au descellement de la prothèse.

L'analyse des 9 mouvements quotidiens du patient définis dans le chapitre 4, tableau IV.3 concernant les deux prothèses conventionnelle et proposée, a donné les résultats des contraintes normales (σ), des contraintes tangentielles (τ) et de l'indicateur des zones potentiellement décollables (DZI), (figures V.2.a jusqu'à V.2.i).

On observe dans ces figures V.2 l'action des contraintes normales en compression, qui tend à coller entre elles les deux surfaces en contact, freinent le glissement que peuvent générer les contraintes de cisaillement. Cela se situe généralement dans l'interface inférieure ciment-os spongieux d'autant plus que la forme très rugueuse de ce dernier permet l'inter-diffusion avec le PMMA. De ce fait, cette interface est très stable sous la sollicitation combinée compression normale-cisaillement. L'indicateur de décollement, quasi nul, montre clairement que cette interface est complètement hors du risque d'endommagement.

Cependant, l'action des contraintes normales en traction, qui tend à séparer les deux surfaces en contact, favorise le glissement généré par les contraintes de cisaillement. Les zones concernées par cette sollicitation combinée sont localisées à la partie supérieure de l'interface ciment-tige. Cela prédit l'étendue du décollement attendu à cette partie de l'interface par l'indicateur en couleur rouge ($DZI \geq 1$).

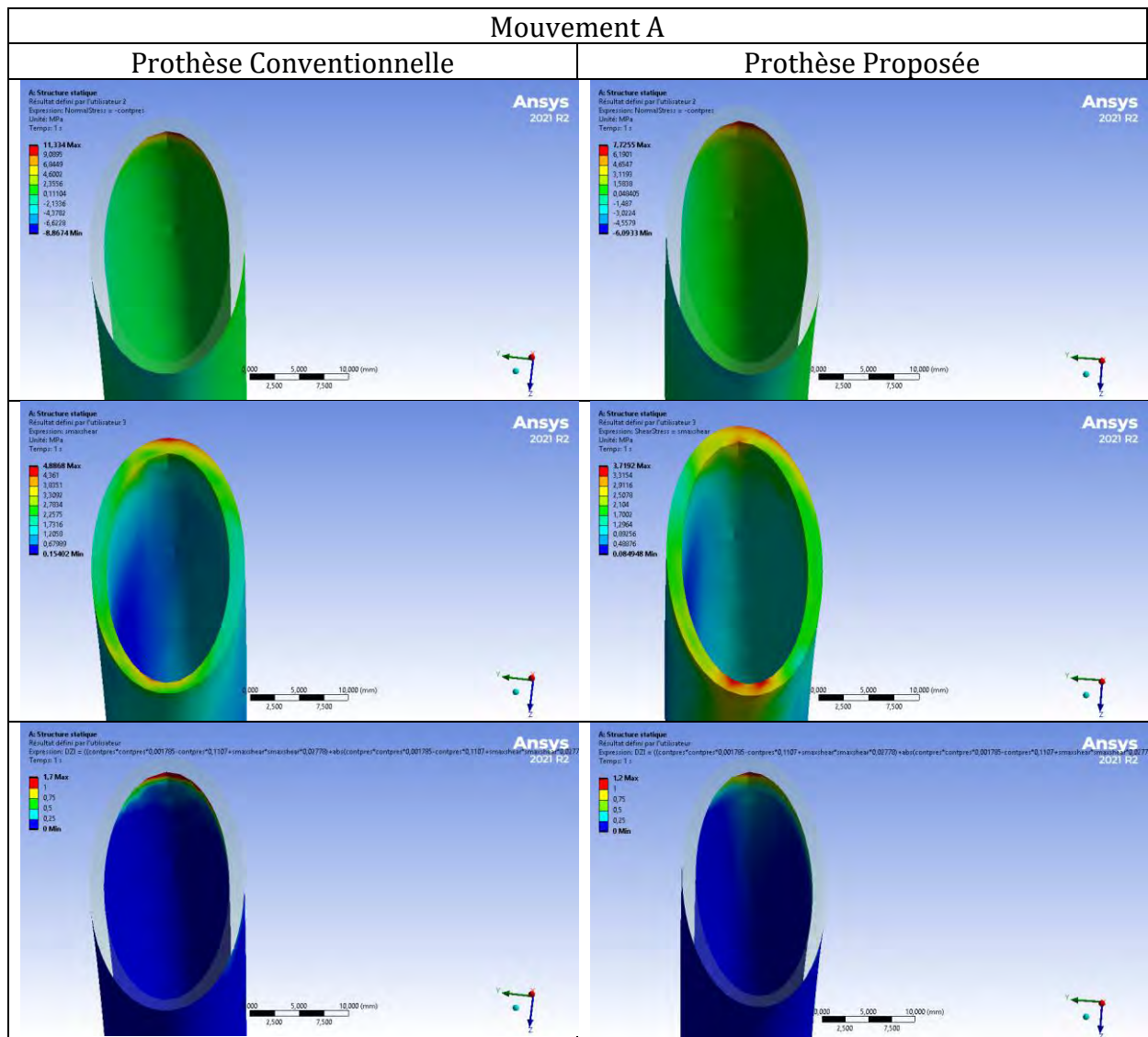


Figure V.2.a : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement A.

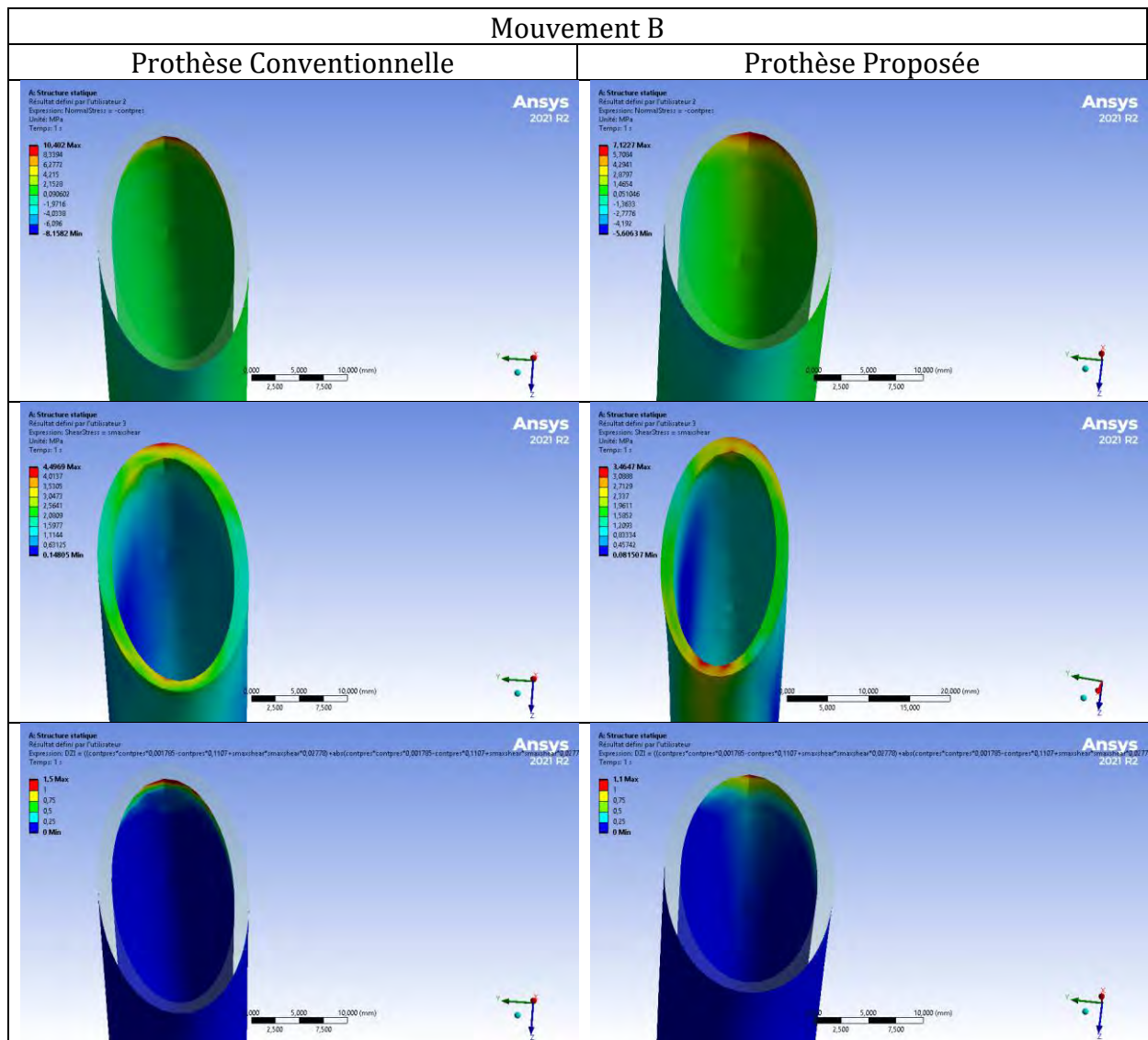


Figure V.2.b : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement B.

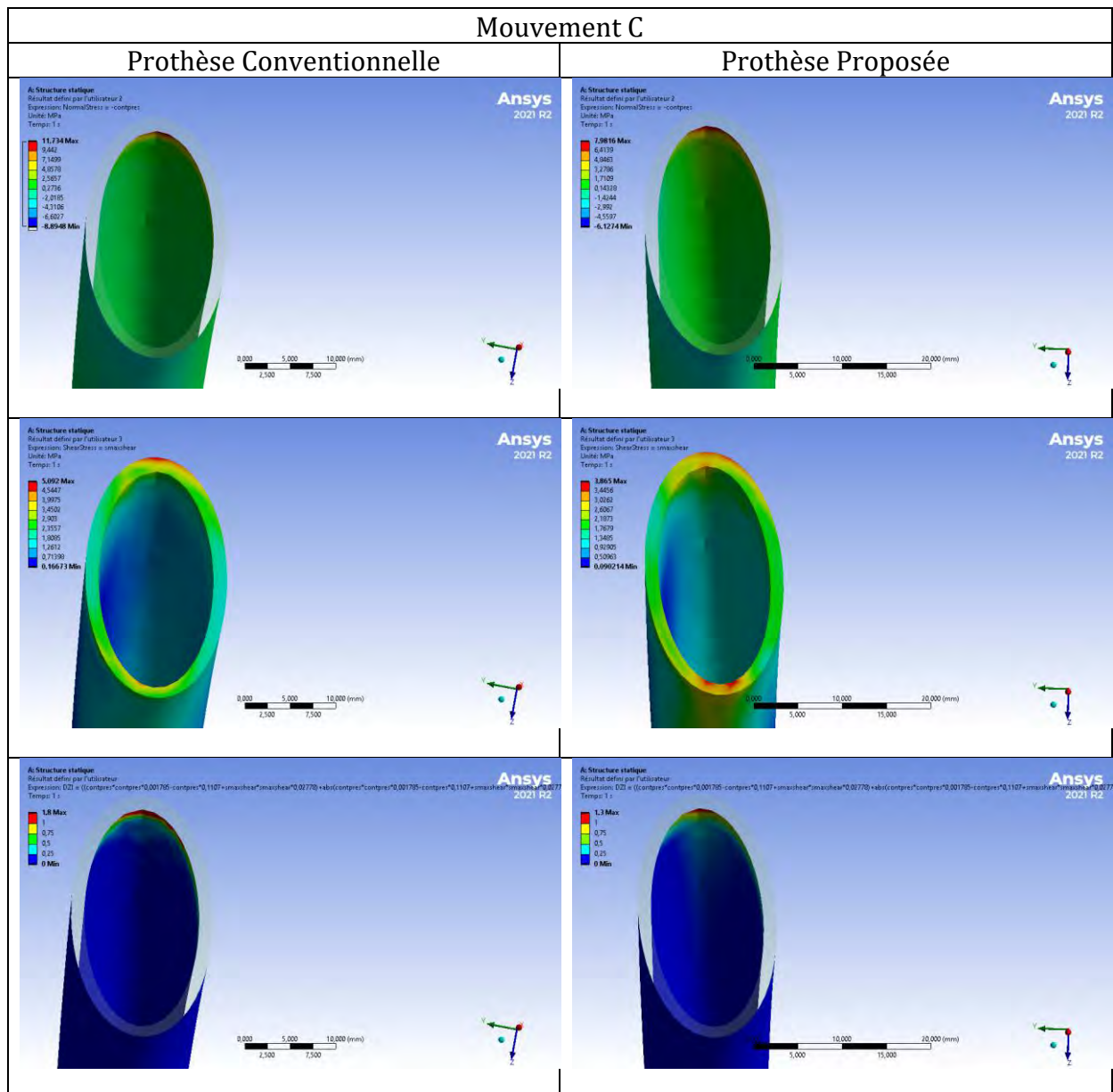


Figure V.2.c : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement C.

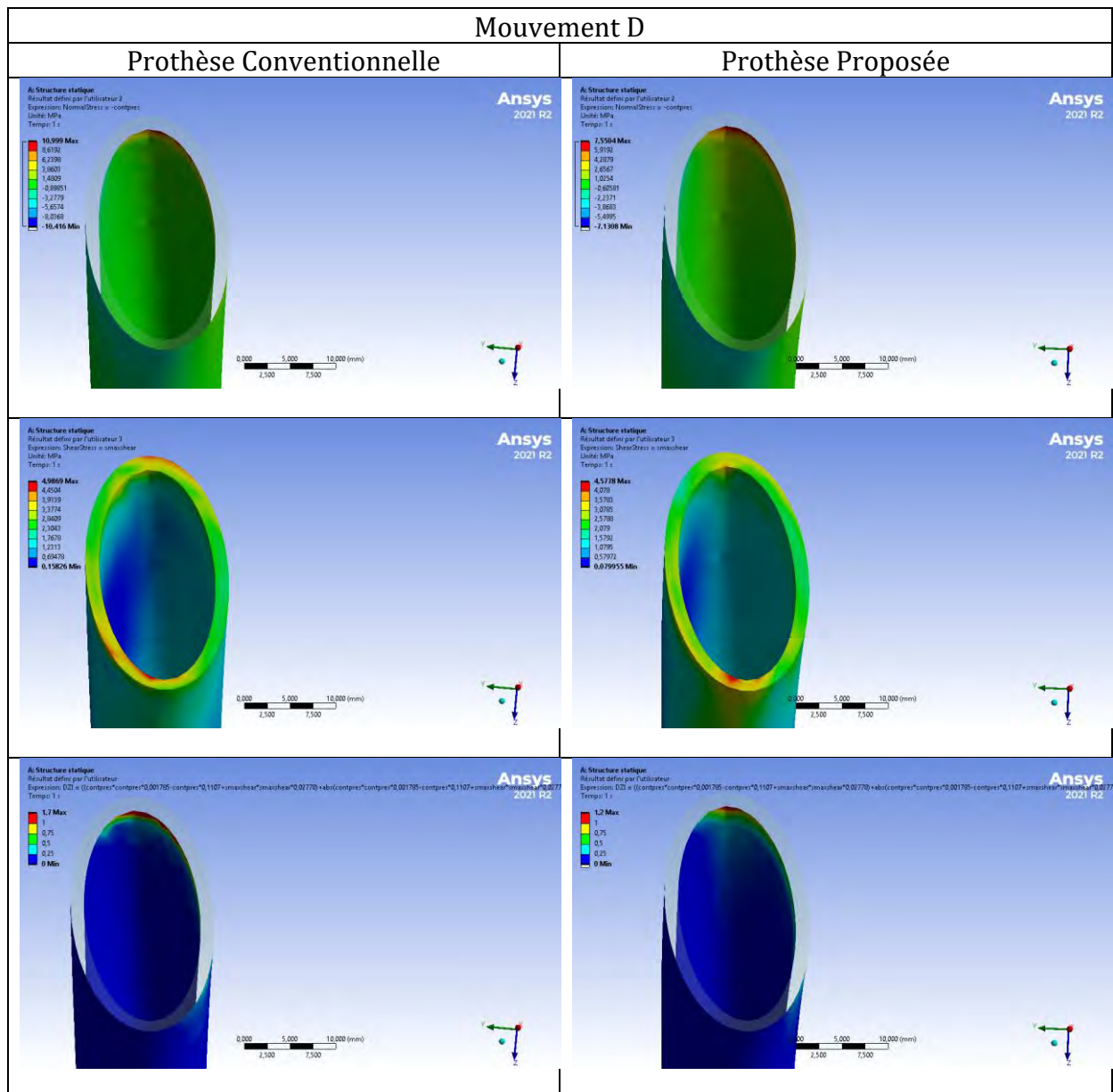


Figure V.2.d: Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement D.

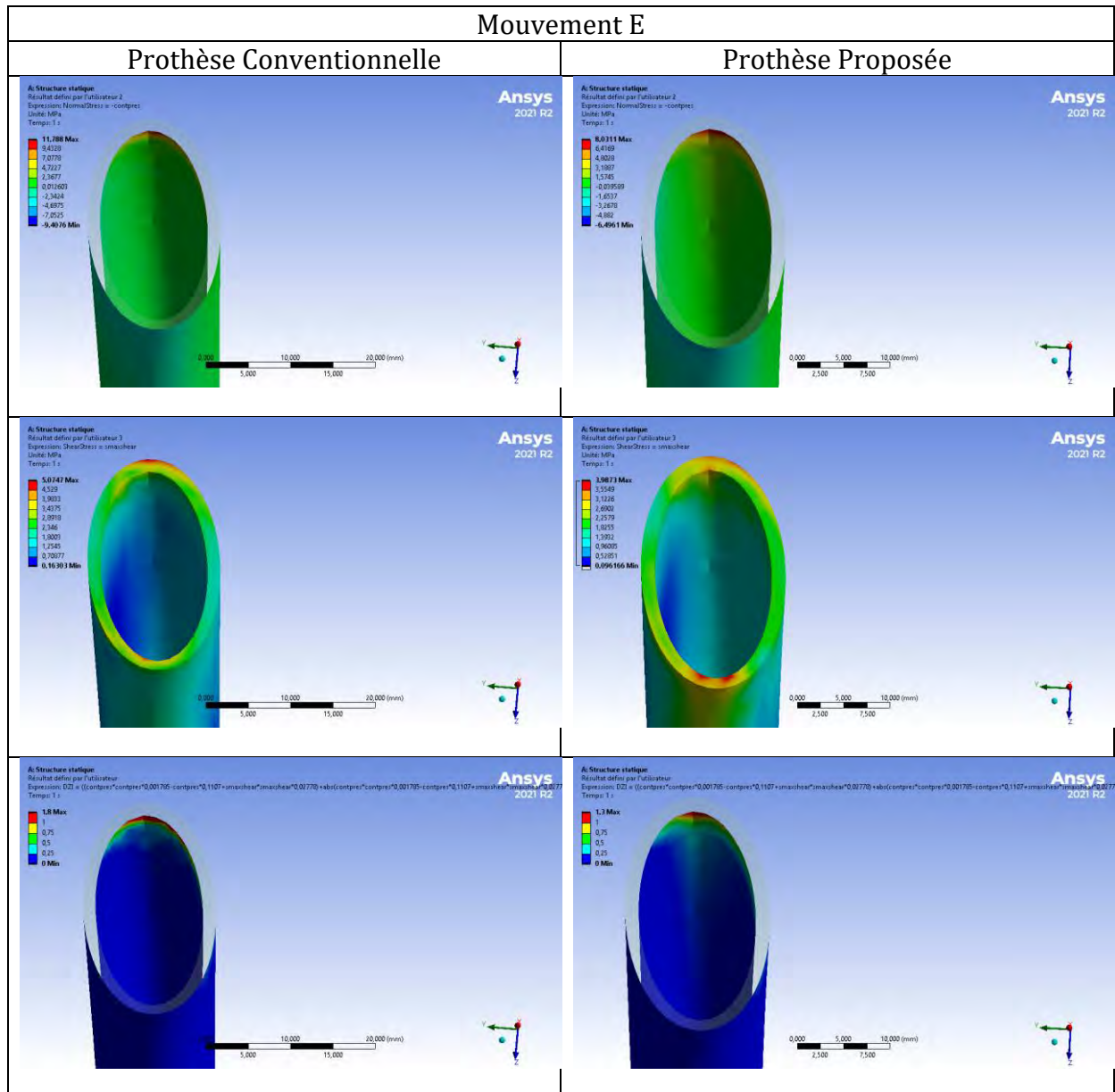


Figure V.2.e : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement E.

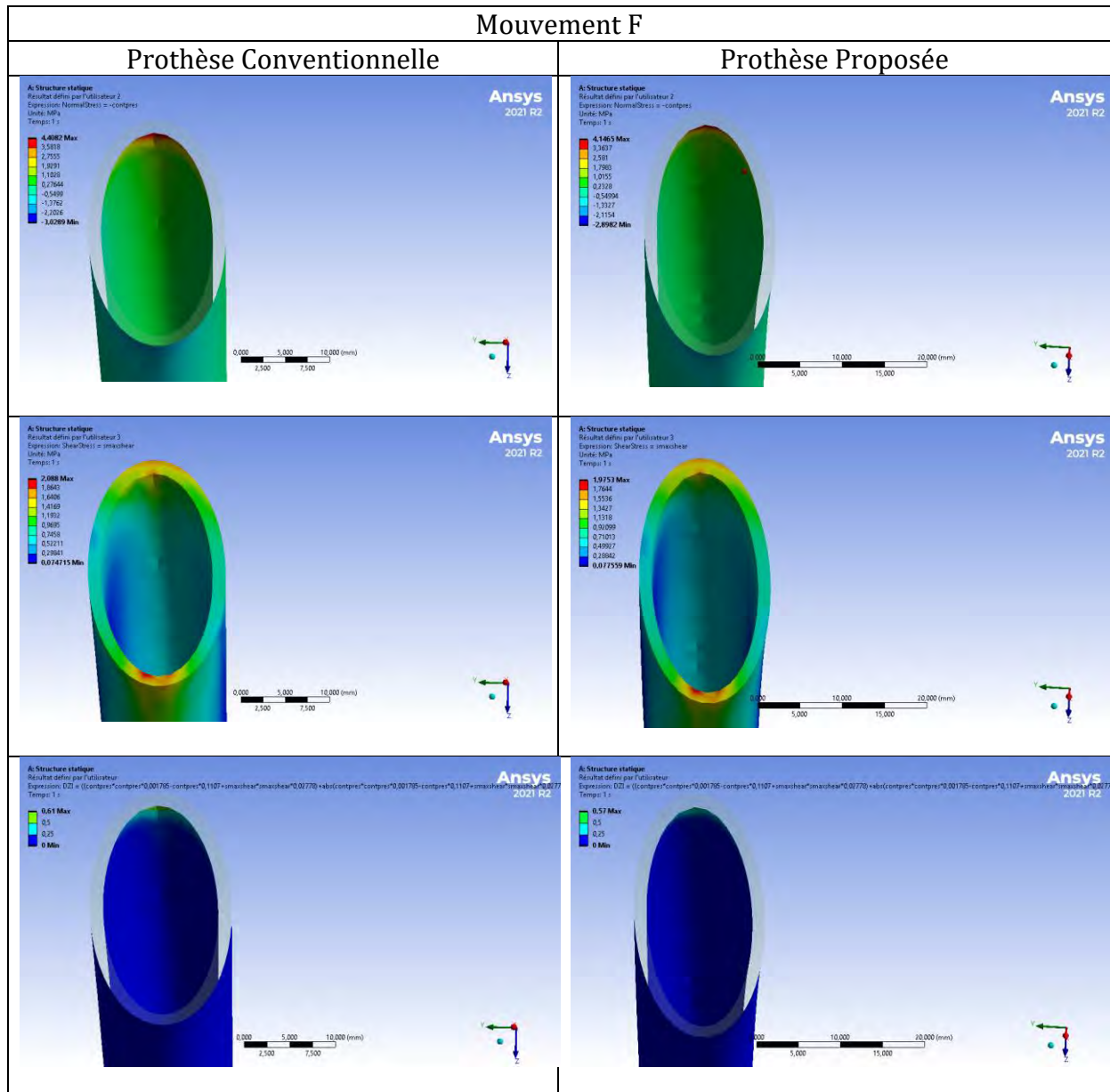


Figure V.2.f : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement F.

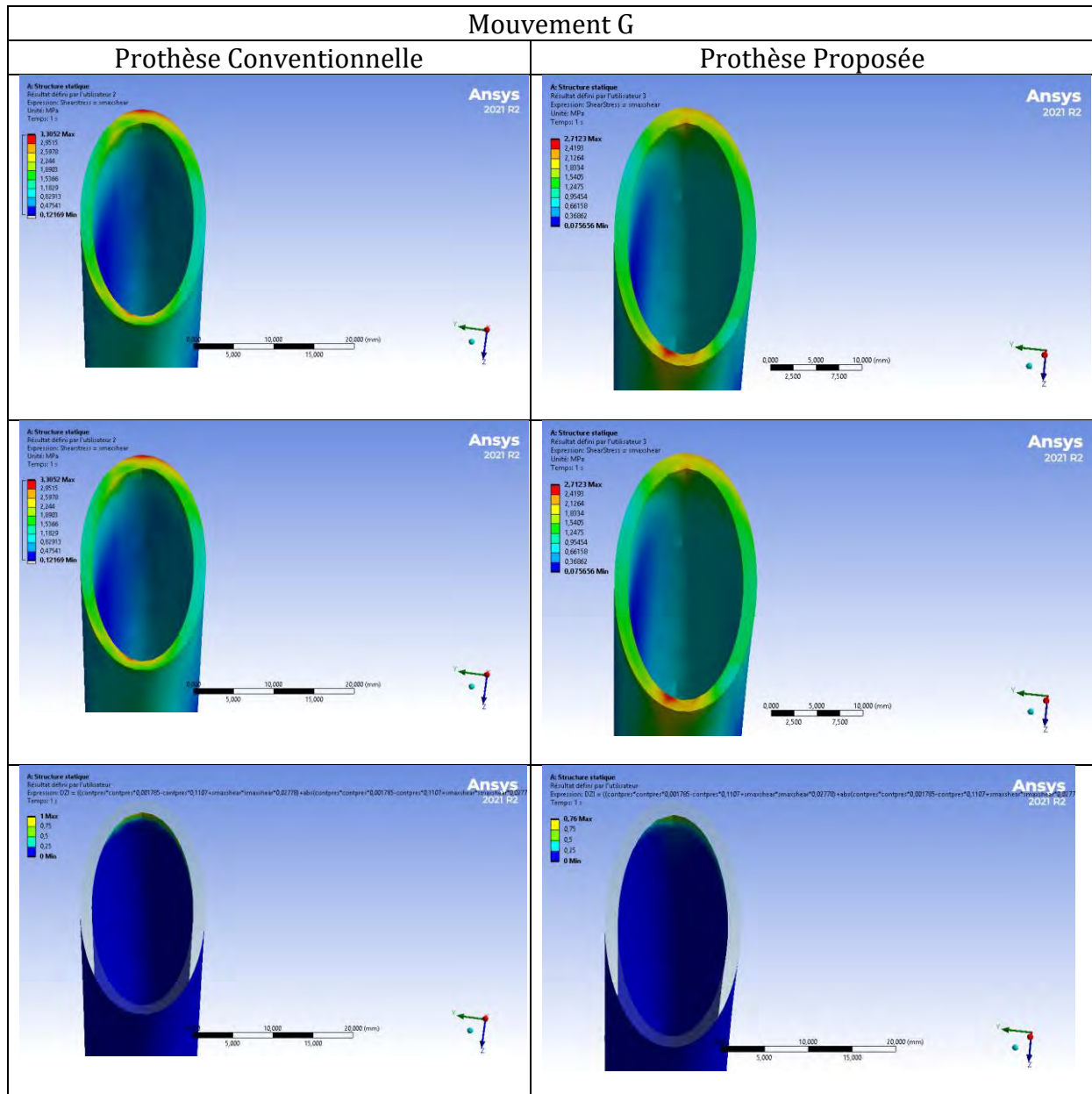


Figure V.2.g : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement G.

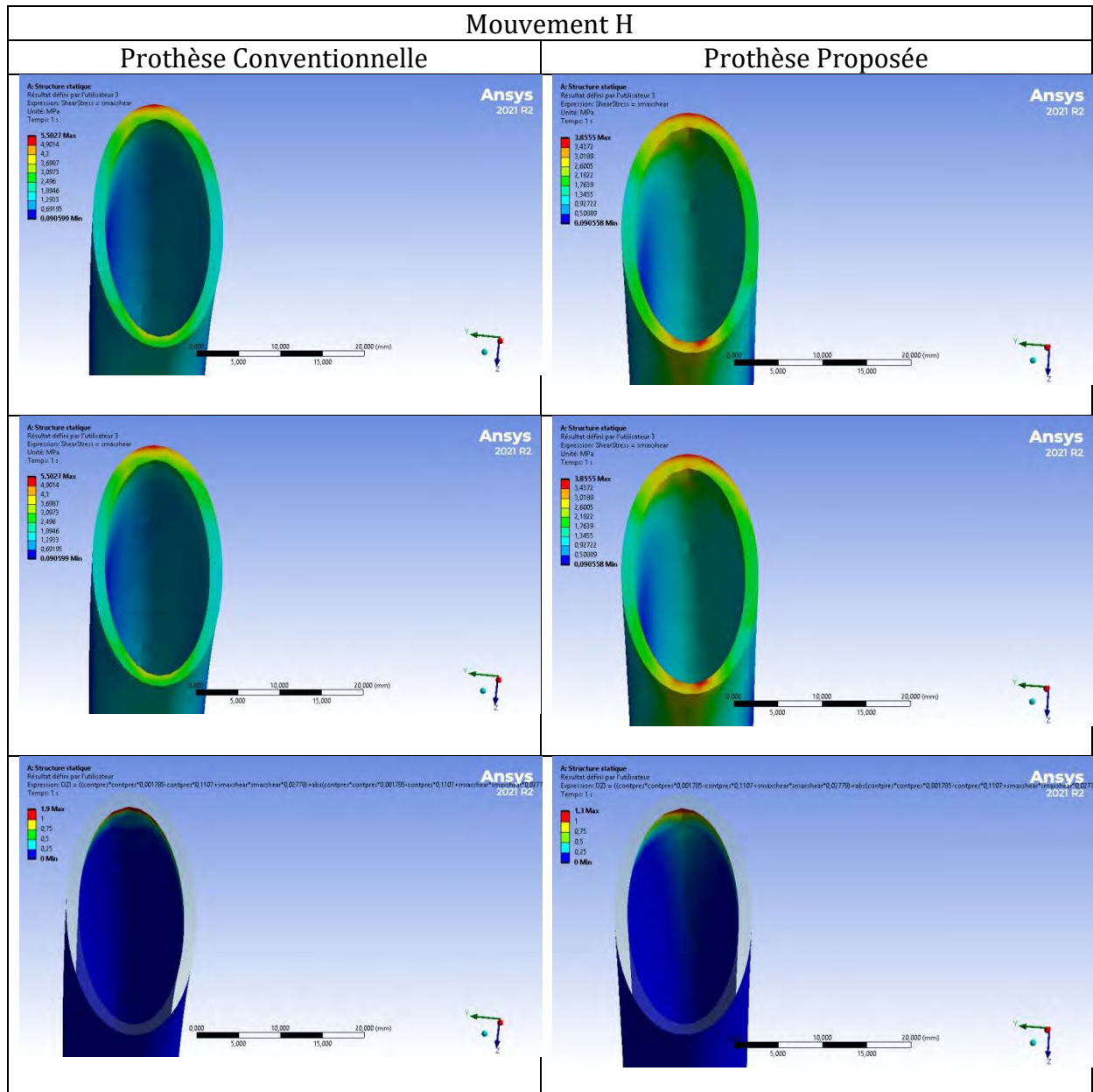


Figure V.2.h : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement H.

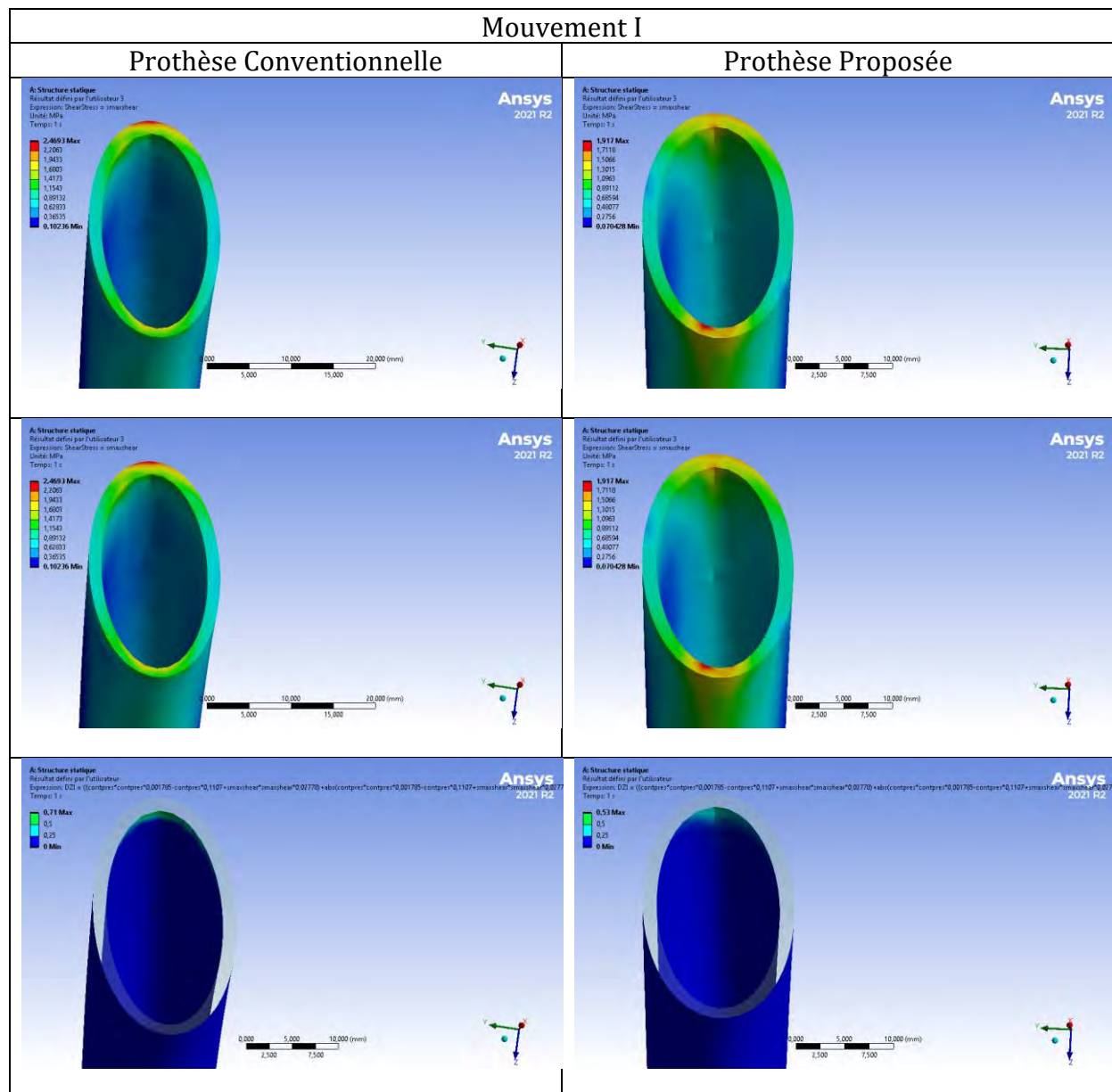


Figure V.2.i : Contrainte normale, contrainte tangentielle et index de décollement pour le mouvement I.

Parmi les 9 activités quotidiennes faites par le patient, il n'y a que les mouvements F,G et I qui ne risquent pas d'affecter la prothèse selon l'indicateur de décollement qui affiche des valeurs inférieures à l'unité. Les 6 autres présentent relativement, selon leur sévérité, un risque de décollement potentiel dans la partie supérieure de l'interface PMMA-tige.

L'intégration de l'élasromère, matériau à comportement hyperélastique du type Ogden de 3^{ème} ordre [63] entre la tête fémorale et la tige, a agit en guise de barrière au transfert

de forces à la partie inférieure de la prothèse. Par conséquent, la réduction du niveau de valeurs des contraintes normales et tangentielles a permis d'atténuer le risque caractérisé par la réduction de la valeur de l'indicateur de décollement, ce qui renseigne sur la réduction de l'étendue de la zone potentiellement décollable. En conclusion, le modèle de la prothèse proposée présente moins de risque de décollement que celui de la prothèse conventionnelle, autrement dit un descellement à une plus longue échéance, permet une durée de vie plus longue .

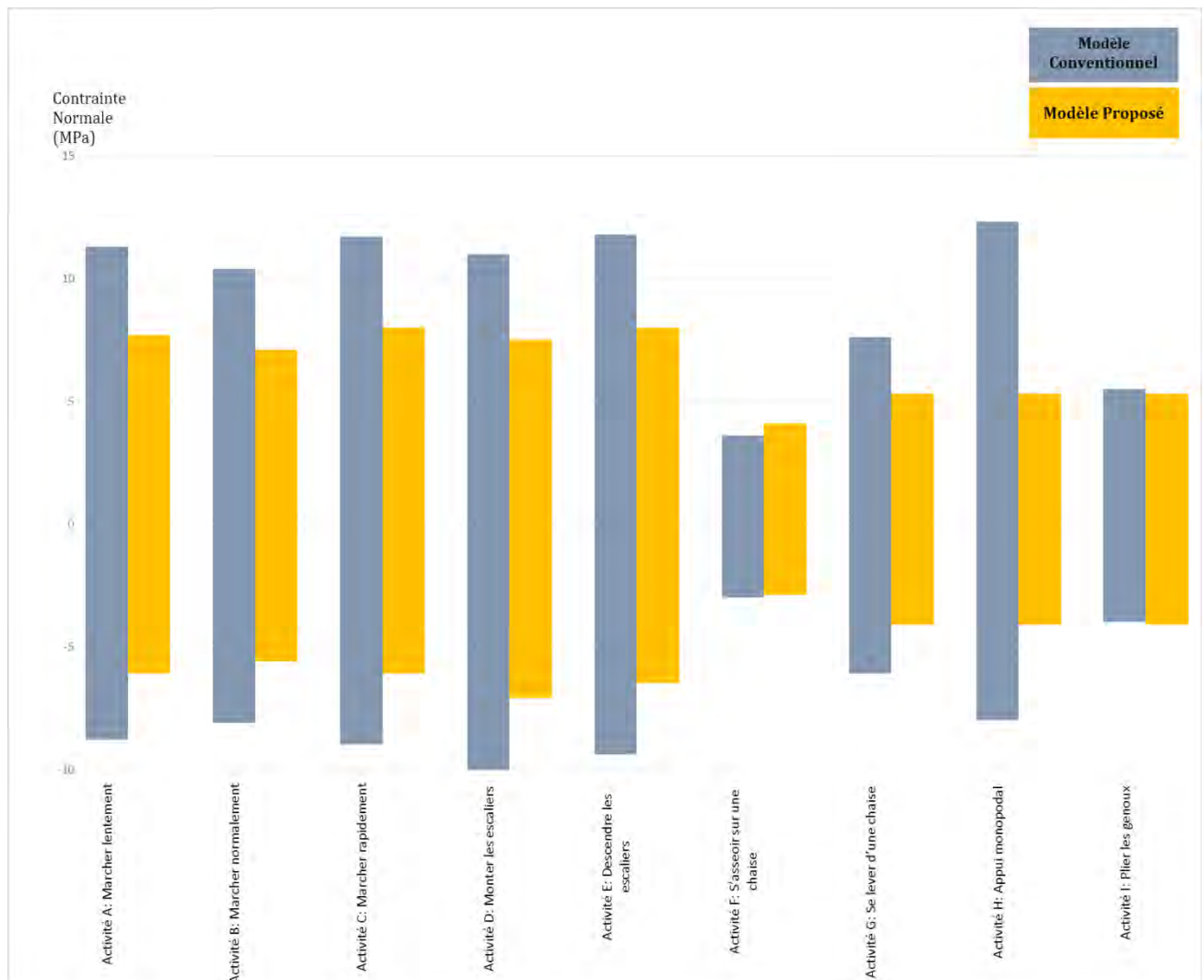


Figure V.3.a : Comparaison des contraintes normales dans les 2 modèles de prothèses.

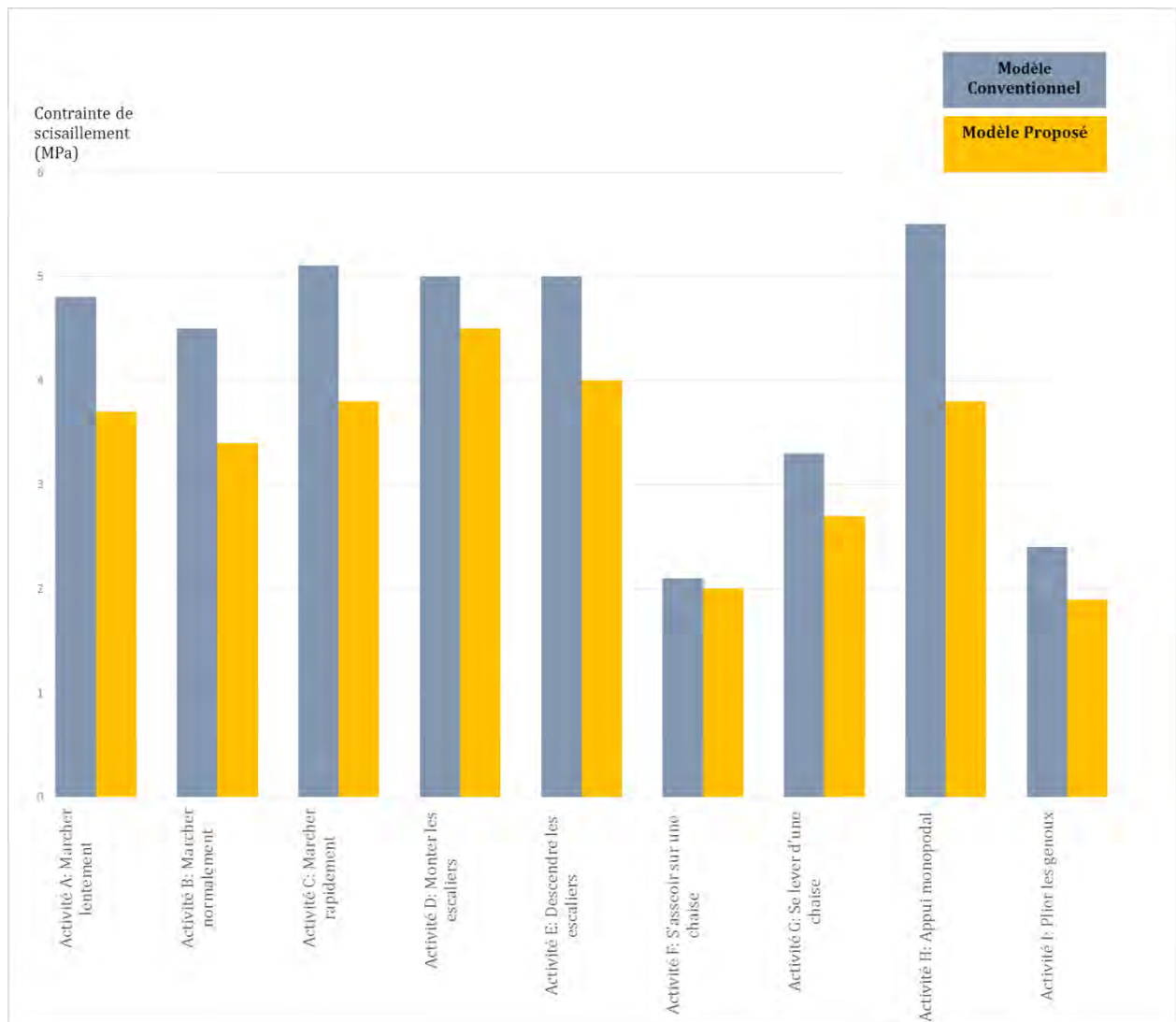


Figure V.3.b : Comparaison des contraintes de cisaillement dans les 2 modèles de prothèses.

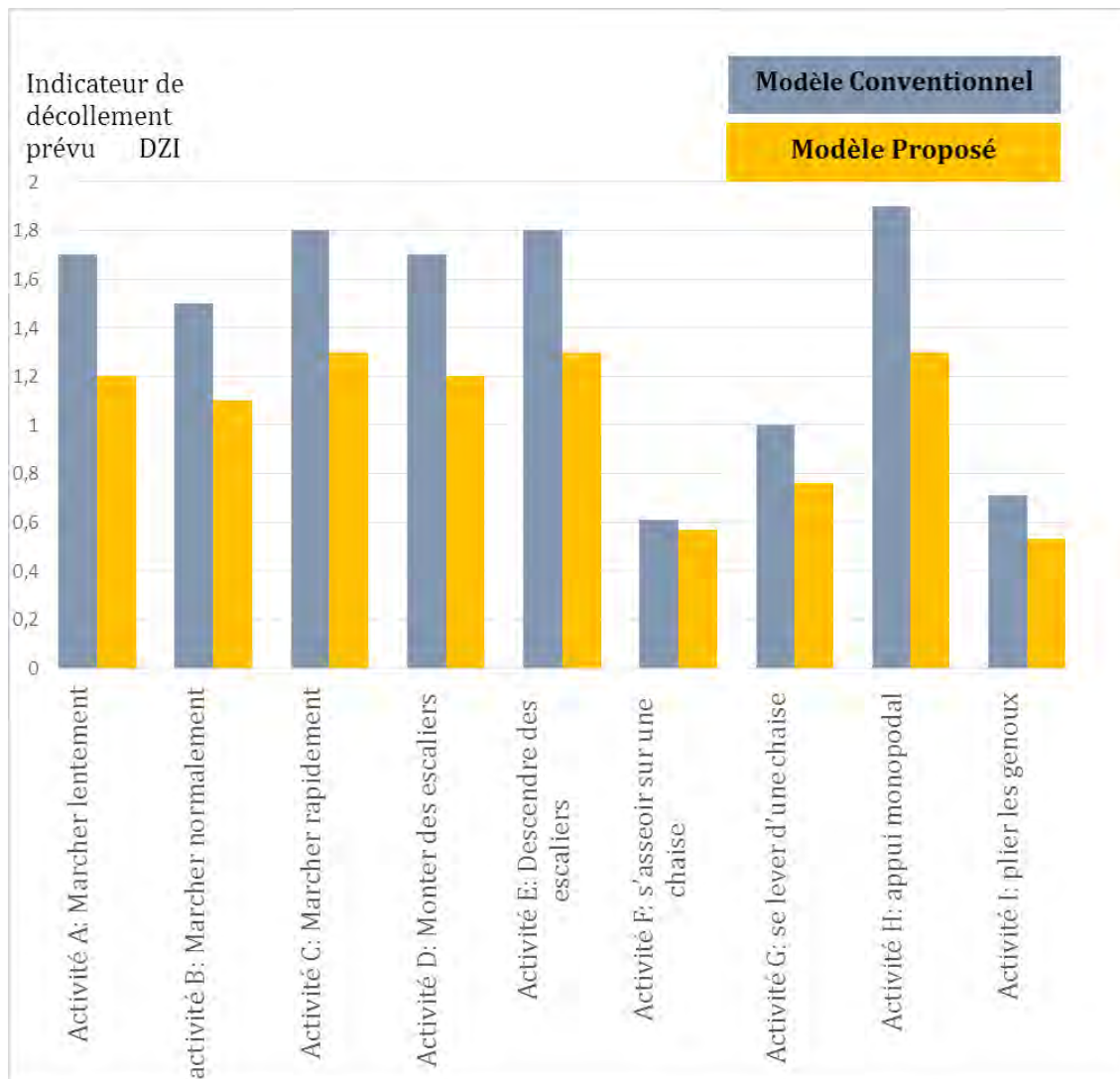


Figure V.3.c : Comparaison des indicateurs de décollement dans les 2 modèles de prothèses.

Les histogrammes dans les figures V.3 montrent la réduction des contraintes normales et de cisaillement ainsi que celle de l'indicateur *DZI*.

On observe dans la figure V.3.a que la réduction des contraintes normales en traction varie entre 3,6% (mouvement *I*) et 50,9% (mouvement *H*) à l'exception du mouvement *F* dont l'augmentation est de 13,6% où le *DZI*, malgré cela, demeure très inférieur à l'unité. L'augmentation ou la réduction des contraintes normales en compression importent peu puisqu'elles ne contribuent pas au risque de décollement. La figure V.3.b montre que la réduction des contraintes tangentielles varie entre 1% (mouvement *H*) et 46,7% (mouvements *A* et *B*). La faible atténuation 1% du cisaillement au mouvement *H* est largement compensée par la plus grande réduction 50,9% de la contrainte normale de traction qui évite la séparation prévue des surfaces en contact à l'interface PMMA-

ciment. Par ailleurs, la réduction de 46,7% du niveau de contraintes de cisaillement pour les mouvements *A* et *B* n'ont pas d'effet néfaste car elles sont localisées en zone de contraintes normales de compression qui maintiennent les surfaces en contact dans l'interface fermées.

La comparaison des valeurs de l'indicateur de décollement prévu dans la figure V.3.c indique un intérêt majeur du comportement de l'interface PMMA-tige dans le modèle de la prothèse proposée. La plus grande surface de décollement prévu $DZI=1,9$ dans le mouvement *H* pour la prothèse conventionnelle est celle qui a la plus forte réduction $DZI=1,3$ dans le modèle proposé, soit 31,6%, alors que la plus faible surface attendue à la limite du décollement $DZI=1$ dans le mouvement *G* est réduite à hors risque $DZI=0,76$. Concernant le mouvement *F*, il ne présente aucune indication de décollement dans les deux modèles, de $DZI=0,61$ à $DZI=0,57$.

V.3. Conclusion :

Le descellement d'une prothèse de hanche suite au décollement progressif au niveau des interfaces du ciment PMMA pose un réel problème de durée de vie. La prise en charge de l'opération chirurgicale concernant le remplacement de la tête fémorale par une prothèse est très lourde pour le patient du point de vue coût, traitement post-opératoire, rééducation, blocage partiel de locomotion ou de certains mouvements, et ce jusqu'à la guérison totale avec, bien sûr, des recommandations d'hygiène de vie, à savoir les restrictions de pratiquer du sport, de s'exposer aux chocs, de pousser les grosses articulations au pliage extrême etc. La solution proposée qui consiste à une nouvelle prothèse a montré que la zone potentiellement décollable à l'interface ciment-tige, pouvant aboutir au descellement d'une prothèse conventionnelle, a été réduite substantiellement favorisant ainsi une durée de vie plus longue de la prothèse. Les 9 activités quotidiennes que pratique le patient sont amorties par le comportement hyperélastique de l'élastomère qui, de par sa déformation, absorbe partiellement l'énergie de déformation transférée du point d'application de la charge (tête fémorale) au interfaces du ciment qui est le principal liant des autres composants de la prothèse. Par conséquent, les sollicitations sont atténuées et le risque de descellement est amoindri sinon totalement évité.

Conclusion générale

Cette étude numérique sur deux modèles géométriques 3D de PTH (modèle conventionnel et modèle proposé) dans le code de calcul éléments finis ANSYS a permis de conclure d'une manière substantielle sur les résultats obtenus. L'analyse des contraintes équivalentes maximales dans les différentes parties du système prothèse/os fémoral nous a permis la localisation des zones de concentration de contraintes, notamment dans le ciment PMMA dont le rôle principal de liant est d'assurer la stabilité entre la tige et l'os.

La concentration des contraintes dans le ciment orthopédique est située dans la partie du col. Cette zone concentrée se détériore dans le temps donnant naissance à dégradation matérielle qui pourrait se propager le long de des interfaces provoquant ainsi le descellement de la prothèse.

Pour pallier l'inconvénient des valeurs maximales des contraintes dans le ciment d'une prothèse conventionnelle, un nouveau modèle de prothèse a été présenté en introduisant un élastomère à comportement hyper élastique entre la tête fémorale et le cône de la tige de l'implant, ce qui a permis de répartir les niveaux élevés des contraintes sur l'ensemble du corps du ciment. Les pics de contraintes dans les zones concentrées ont été réduits d'une manière substantielle tandis que certaines autres zones se verront augmenter leurs niveaux de contraintes sans pour autant atteindre les pics relevés précédemment. La présence de l'élastomère a permis d'absorber partiellement, grâce à sa déformation, un taux transfert de force au reste des composantes de la prothèse, entre autres le ciment.

La présence de l'élastomère perturbe le champ des contraintes par l'effet de barrière du transfert des charges en réduisant les valeurs maximales par une redistribution des niveaux de contraintes dans le corps en gardant un état statiquement équilibré.

La diminution des niveaux de contraintes de von Mises sur le chemin extérieur du col du ciment PMMA varie d'un minimum de 6% à un maximum de 32% en moyenne. Concernant les autres activités, la réduction de contraintes est intermédiaire. Cependant, sur le chemin intérieur du col la variation passe en moyenne de 6% à 14% pour les activités *F* et *E* respectivement.

Finalement, cette prothèse munie d'élastomère s'avère une solution qualitative et quantitative concernant la durée de vie du ciment PMMA évitant les complications précoces du descellement aux patients. Toutefois, les caractéristiques mécaniques de l'élastomère doivent être définies par le fabricant d'une part et d'autre part une biocompatibilité de ce matériau est exigée afin de ne pas exposer les patients aux phénomènes de rejet et d'infections.

Le nouveau modèle de prothèse proposée, c'est avéré une solution d'un intérêt majeur dans la mesure où elle a permis de réduire ou d'éviter les zones potentiellement décollables aux interfaces ciment-tige évitant ainsi un descellement de la prothèse et augmentant par conséquent sa durée de vie.

Perspectives :

L'objectif visé est de tester le nouveau modèle de prothèse complète. La partie inférieure est traitée et les travaux futurs consisteront à :

- Optimiser notre modèle en essayant plusieurs types d'élastomères pour en retenir la réduction plus significative des contraintes.
- Tester l'élastomère pour la partie supérieure de la prothèse de hanche et déduire sur le comportement du ciment qui lie la cupule à l'os iliaque.
- Appliquer les charges cycliques des activités du patient pour une étude en fatigue et évaluer les durées de vie en termes de nombres de cycles.
- Analyser les deux modèles géométriques complets des prothèses (conventionnelle et proposée) si les moyens matériels le permettront.

Références bibliographiques

- [1] A. Mnolova , Sciences du Sport | Description anatomique du mouvement, 2022.
- [2] Armelle Bauer, Modélisation anatomique utilisateur-spécifique et animation temps-réel. Application à l'apprentissage de l'anatomie, 2016.
- [3] Monique Remillieux , Membre inférieur, un extrait du Gray's Anatomie – Les fondamentaux, chapitre 6, ELSEVIER Aout 2018.
- [4] CH. Chagnaud, T. Pham, C. Lapierre, F-X. Dehaut, Congrès thématique de juin 2007 Bassin et hanche, pièges diagnostiques des fractures de fatigue et par insuffisance osseuse du bassin, p. 87-97.
- [5] Audrey Pustoc'h, Élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques, décembre 2007.
- [6] Emmanuelle LEFÈVRE, Caractérisation multimodale des propriétés de l'os cortical en croissance, décembre 2015.
- [7] Y. BALA et all, Respective roles of organic and mineral components of human cortical bone matrix in micromechanical behavior: An instrumented indentation study, October 2011.
- [8] T. Hoc et all, Effect of microstructure on the mechanical properties of Haversian cortical bone, December 2005.
- [9] S. Hengsberger, A. Kulik and PH. Zysset, Nano-indentation Discriminates the Elastic Properties of Individual Human Bone Lamellae Under Dry and Physiological Conditions, Janvier 2002.
- [10] Pr.M.D. Elamrani, Myologie de la hanche et de la cuisse, polycopie des enseignements dirigés d'anatomie du membre inférieur, université cadi ayyad faculté de médecine et de pharmacie de Marrakech.
- [11] Eve Donnelly et all, Contribution of Mineral to Bone Structural Behavior and Tissue Mechanical Properties, Aout 2010.
- [12] Janardhan S. Yerramshetty a, Ozan Akkus, The associations between mineral crystallinity and the mechanical properties of human cortical bone, Décembre 2007.
- [13] Roger M.D. Zebaze et all, Differences in the degree of bone tissue mineralization account for little of the differences in tissue elastic properties, Mars 2011.
- [14] G. Boivin et all, The role of mineralization and organic matrix in the micro-hardness of bone tissue from controls and osteoporotic patients, Juin 2008.

- [15] John D.Currey, Kevin Brear and Peter Zioupos, THE EFFECTS OF AGEING AND CHANGES IN MINERAL CONTENT IN DEGRADING THE TOUGHNESS OF HUMAN FEMORA, 1995.
- [16] H. Follet et al, The degree of mineralization is a determinant of bone strength: a study on human calcanei, Décembre 2003.
- [17] P. Roschger et al, Bone mineralization density distribution in health and disease, Novembre 2007.
- [18] Dr BOUKHATMI L., Muscles du membre pelvien : Muscles du bassin et de la cuisse, Cour Anatomie générale, Faculté de médecine d'Oran, 2021.
- [19] D. FOLINAIS et al, Apport de l'EOS pour la compréhension des anomalies morphologiques et fonctionnelles des coxo-fémorales,
- [20] Larousse médical, 2011.
- [21] Jean Philippe LEPOUTRE, Modélisation biomécanique du mouvement : Vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie, Décembre 2007.
- [22] B. Jacquemaire, Rappel des principales notions de biomécanique, 1991.
- [23] Frédéric VELARD, Etude de l'activation des polynucléaires neutrophiles humains en réponse aux particules d'hydroxyapatite et de sa modulation par le zinc : implications dans le contrôle de la réponse inflammatoire aiguë, Octobre 2009.
- [24] Dr. SIDIBE Moussa, Arthroplastie de la hanche au CHU GABRIEL Touré et CHU Pr. BOCAR SIDY SALL de KATI BAMAKO, 2020.
- [25] Health Pages.org. "A Patient's Guide to Total Hip Replacement Surgery". <http://www.hcalthpagcs.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM>.
- [26] www.orthopale.org.
- [27] www.hopital-dcss.org
- [28] D.B. McGregor, Evaluation of the carcinogenic risks to humans associated with surgical implants and other foreign bodies Ð a report of an IARC Monographs Programme Meeting, Octobre 1999.
- [29] J. Geringer, B. Boyer, F. Farizon, Understanding the Dual mobility concept for total hip arthroplasty. Investigations on a multiscale analysis Highlighting the role of arthrofibrosis, Septembre 2011.
- [30] Bendaouia Meryem, Les arthroplasties de hanche : quelle prothèse, pour quelle indication ?2011.

- [31] Anthony VISTE, Optimisation du positionnement des implants lors d'arthroplastie totale de hanche primaire, Aout 2007.
- [32] Ligia Miriam Amavizca Ruiz, Reconstruction 3D du bassin humain à partir d'images médicales multimodales incomplètes. Application à l'assistance de la chirurgie de la prothèse totale de la hanche (PTH). Janvier 2009.
- [33] Doriot, J.-M., Bailon, J.P., & Masounave, J. Des matériaux (2e ed.). Montréal : Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 1999. p.733
- [34] Lee, H. B., Khang, G., & Lee, J. H. "Polymerie Biomaterials". Dans : Biomaterials - Principales and Applications, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003.
- [35] Burdairon, G. Abrégé de biomatériaux dentaires. Paris : Masson, 1981. p. 292.
- [36] Biomet inc. "Palacos® G Antibiotic Loaded Bone Cement". tiré de <http://www.biomet.com/products/index.cfm?n=090F06>.
- [37] <https://k-dental.ca/media/catalog/product>.
- [38] MERCKX D. : Les ciments orthopédiques in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, p. 44, 67-76.
- [39] Levai J. P., Boisgard S. : Techniques pour optimiser les propriétés du ciment chirurgical. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, p.199-209.
- [40] 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.
- [41] Dunne, N. J., & Orr, J. F. "Thermal characteristics of curing acrylic bone cement". ITBM-RBM. Vol. 22, n° 2, 2001. p. 88-97.
- [42] Belgherras mohammed elnedhir, Comportement mécanique du ciment orthopédique sous chargement dynamique, 2018.
- [43] Quinn, J. C. et all "Shrinkage stresses in bone cement". Biomaterials. Vol. 24, n° 17, 2003. p. 2933-2940.
- [44] 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 Volumetrie Behavior of Bone Cement." Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME. Vol. 104, n° 1, 1982a. p. 21-27.

- [45] 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.
- [46] Roques, A., Browne, M., Taylor, A., New, A., & Baker, D. "Quantitative measurement of the stresses induced during polymerization of bone cement". *Biomaterials*. Vol. 25, n° 18, 2004. p. 4415-4424.
- [47] AMIRI Riad, Etude de l'endommagement des ciments chirurgicaux sous chargement de fatigue, 2019.
- [48] 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.
- [49] 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.
- [50] Bhambri S. K., Gilbertson L. N.: Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1995, Vol. 29, p. 233-237.
- [51] Pernod P., Hernigou P. : Aspect morphologique de la porosité du ciment. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, p. 235-240.
- [52] Schmidt, R. *Comportement des matériaux dans les milieux biologiques - Application en médecine et en biotechnologie* (Vol. 7). Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 1999. p. 449.
- [53] Huiskes, R. "Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement". *Current Orthopedics*. Vol. 7, n°, 1993. p. 239-247.
- [54] Benjamin J. B., Gie G. A., Lee A. J. C., Ling R. S. M., Vilz R. Z.: Cementing technique and the effects of bleeding. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1987, Vol. 69-B, N° 4, p. 620-624
- [55] Haverlin L. I., Espehaug B., Vollset S. E., Engesaeter L. B.: The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian arthroplasty register. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, Vol. 77-A, N° 10, p. 1543-1550

- [56]** Herberts P., Malchau H.: How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 1997, Number 344, p. 44-60.
- [57]** Van Hille W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999.
- [58]** Krause W. R., miller J., NG P.: The viscosity of acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1982, Vol. 16, p.219-243.
- [59]** Harroug mohammed redha, Analyse du phenomene tribologique des protheses par l'approche numerique, 2012.
- [60]** WELSIM - Engineering Simulation Software, Mooney-Rivlin hyperelastic model for nonlinear finite element analysis, Janvier 2020.
- [61]** WELSIM - Engineering Simulation Software, Neo-Hookean hyperelastic model for nonlinear finite element analysis, avril 2021.
- [62]** WELSIM - Engineering Simulation Software, Yeoh hyperelastic model for nonlinear finite element analysis, Janvier 2020.
- [63]** WELSIM - Engineering Simulation Software, Ogden Hyperelastic Model for Nonlinear Finite Element Analysis, Janvier 2020.
- [64]** wufengyun.com : [888/v6.14/books/bmk/default.htm ? startat=ch03s01ach170.html](http://888/v6.14/books/bmk/default.htm?startat=ch03s01ach170.html).
- [65]** Dominique Foucat, Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique. Septembre 2003, p. 91,155.
- [66]** R. W Ogden et all. Fitting hyperelastic models to experimental data, HAL open science Id : hal-01727230, Mars 2018.
- [67]** Hoffman O (1967) The brittle strength of orthotropic materials. *J. Corp. Mat.*, 1, p. 200-206.
- [68]** Stone JL, Beaupré GS, Hayes WC (1983) Multiaxial strength characteristics of trabecular bone. *J. Biomech.*, 16, p. 743-752.
- [69]** Weinans H, Huiskes R, Grootenboer H J (1993) Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interface. *J. Biomech.*, 26, p. 1271-1282.

- [70] Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Meyer PR (1980) Factors affecting surgical alloy-bone cement interface adhesion. *J. Biomed. Mat. Res.*, 14, p. 639-1651.
- [71] Saha S, Pal S (1984) Mechanical properties of bone cement: A review. *J. Biomed. Mat. Res.*, 18, p. 435-462.
- [72] Arroyo NA, Stark CF (1987) The effect of textures, surface finish and precoating on the strength of bone cement/stem interfaces *Proc 13, h Soc Biomat*, New York, p.218.
- [73] Barb W, Park JB, Kenner GH, Recum AF (1982) Intramedullary fixation of artificial hip joints with bone cement-precoated implants Interfacial strengths *J Biomed Mat Res* , 16, p. 447-458
- [74] Stone MH, Wilkinson R, Stother IG (1989) Some factors affecting the strength of the cement-metal interface. *J. Bone Jt. Surg.*, 71-B, p. 217-221.
- [75] Raab S, Ahmed A, Provan JW (1981) The quasistatic and fatigue performance of the implant/bone interface. *J. Biomed. Mat. Res.*, 15, p. 159-182.