



وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la
Recherche Scientifique



Université'Oran2
Institut de Maintenance et de la Sécurité
Industrielle
Département de Maintenance en électromécanique

Mémoire de fin d'étude
Pour l'obtention du diplôme de Master
Filière: Electromécanique
Spécialité: Electromécanique Industrielle

Thème

*Etude des interfaces des prothèses totales de hanche
cimentées*

Présenté et soutenu par:

MILOUDI

Meriem

BAHAR

Zohra

Devant l'honorable jury :

<i>Nom et prénom</i>	<i>Grade</i>	<i>Etablissement</i>	<i>Qualité</i>
Dr. BOUKEZI Farid	MCB	Université Oran 2	Président
Dr. ACHACH Habib	MCA	Université Oran 2	Examineur
Dr. BACHIR BOUIADJRA Bachir	MCB	Université Oran 2	Examineur
Dr. CHAREF Djillali	MCB	Université Oran 2	Encadrant

2022/2023

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Remercîment

Cher Monsieur **CHAREF Djillali**,

Nous tenons à vous exprimer notre profonde gratitude pour votre précieuse guidance et votre soutien tout au long de la réalisation de notre mémoire. Votre expertise, votre disponibilité et votre dévouement ont grandement contribué à l'aboutissement de ce projet. Votre encadrement attentif nous a permis de développer nos compétences académiques et de repousser nos limites. Vos conseils éclairés ont illuminé notre chemin, nous guidant vers une meilleure compréhension des enjeux de notre recherche. Votre passion pour l'enseignement et votre volonté de partager vos connaissances nous ont profondément inspirés.

Remerciements spéciaux à **Dr. AISSANI Nassima** :

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à **Dr. AISSANI** pour son soutien exceptionnel tout au long de la réalisation de ce projet de fin d'études. Sans son aide précieuse, son laboratoire généreusement mis à notre disposition et son prêt de son ordinateur personnel, l'achèvement de ce travail aurait été une tâche insurmontable.

Dr. AISSANI a été bien plus qu'une enseignante pour nous, elle a été une source de motivation, de soutien moral et de conseils avisés. Ses encouragements constants et son expertise ont été cruciaux pour l'amélioration de notre travail. Sa volonté de partager ses connaissances et son temps avec nous a été véritablement inspirante.

Nous tenons à la remercier du fond du cœur pour sa confiance en notre projet, son engagement sans faille, et son dévouement à notre réussite académique. **Dr. AISSANI** incarne l'excellence pédagogique et l'empathie, et nous sommes honorés d'avoir eu la chance de bénéficier de son mentorat.

Encore une fois, merci infiniment, **Dr. AISSANI**, pour avoir fait de notre projet une réalité et pour avoir contribué à notre formation académique de manière significative.

Aussi remerciements spéciaux à Professeur **MILOUDI Abdelkader** enseignant à l'université de sidi- belabes « **Djilali LIABES** » :

Je souhaite exprimer ma profonde reconnaissance envers le **Professeur MILOUDI** pour son inestimable soutien et sa contribution essentielle à la réalisation de ce projet de fin d'études. Sans son expertise et sa précieuse assistance, je n'aurais jamais pu atteindre le terme de ce travail, en particulier en ce qui concerne la simulation numérique sur le logiciel crucial pour ce projet.

Le **Professeur MILOUDI** a été bien plus qu'un membre de ma famille ; il a été un mentor dévoué, prêt à partager son savoir-faire et à consacrer son temps pour m'aider à surmonter les défis techniques rencontrés au cours de cette étude. Sa passion pour l'enseignement et son engagement envers mon succès académique ont été exemplaires.

Ses conseils avisés, sa patience et son expertise ont été des atouts inestimables tout au long de cette aventure académique. Je suis profondément reconnaissante de l'avoir eu comme guide dans ce projet de fin d'études.

Je tiens à le remercier du fond du cœur pour sa générosité, son dévouement et son soutien indéfectible. Sa contribution a été déterminante dans la réussite de ce travail, et je ne saurais jamais assez lui exprimer ma gratitude.

Nous tenons également à remercier les trois membres du jury, **Dr. BOUKEZI**, **Dr. ACHACHE** et **Dr. BACHIR BOUIADJRA**, pour avoir consacré leur temps et leur expertise à l'évaluation de notre travail. Leurs commentaires constructifs et leurs suggestions ont été inestimables pour enrichir notre travail et en faire une contribution significative à notre domaine d'étude.

Nous souhaitons également exprimer notre reconnaissance envers les deux médecins, **Dr. ABDERRAHIM** : médecin rééducatrice au **CHU D'ORAN** et **Dr. BENFADDA** : chirurgien en traumatologie à l'hôpital d'orthopédie **FELLAOUZEN D'ORAN** pour leur participation à notre mémoire en tant que consultants médicaux. Leur expertise professionnelle et leurs précieuses remarques ont apporté une perspective clinique essentielle à notre travail.

Enfin, nous sommes conscients que ce projet n'aurait pas été possible sans le soutien

inconditionnel de nos familles, de nos amis et de tous ceux qui nous ont encouragés tout au long de ce parcours académique. Leur présence et leurs mots d'encouragement ont été une source constante de motivation.

Nous sommes honorés d'avoir eu la chance de travailler avec des professionnels aussi dévoués et compétents que vous tous. Votre contribution à notre formation académique restera à jamais gravée dans notre mémoire. Merci encore pour votre soutien inestimable.

Cordialement,

Dédicace

À **ma MAMAN** et **mon PAPA** bien-aimés,

Votre amour inconditionnel, votre soutien constant et votre encouragement indéfectible ont été les piliers de ma vie et de mon parcours académique. Vous m'avez toujours poussée à donner le meilleur de moi-même, à poursuivre mes rêves et à croire en mes capacités. Votre présence bienveillante m'a donné la force nécessaire pour surmonter les obstacles et atteindre mes objectifs.

Je suis profondément reconnaissante d'avoir été bénie avec une famille aussi aimante et soutenante. Votre soutien financier, moral et émotionnel a été essentiel tout au long de la période de conception de mon mémoire. Vos encouragements, vos mots de réconfort et votre confiance en moi ont été une source de motivation inépuisable.

À mes chères tantes, **Pr. MILOUDI Yamina** et **Dr. MILOUDI Naima**,

Je souhaite dédier ce mémoire à deux femmes extraordinaires dont l'aide précieuse et les conseils éclairés ont été des piliers fondamentaux tout au long de mon parcours académique.

Pr. MILOUDI Yamina, en tant que professeure émérite, votre dévouement à l'éducation et votre expertise dans votre domaine d'enseignement ont été une source constante d'inspiration pour moi. Vos précieux conseils et votre mentorat ont joué un rôle déterminant dans ma formation et ma croissance en tant qu'étudiant.

Dr. MILOUDI Naima, en tant que praticienne chevronnée de la médecine, votre passion pour la santé et le bien-être des autres a été un exemple remarquable. Vos conseils avisés et votre soutien moral inestimable m'ont guidé tout au long de mes études.

Cette dédicace est une humble expression de ma gratitude envers vous deux. Vos contributions à ma réussite académique sont inestimables, et je ne saurais jamais assez vous remercier pour votre générosité, votre sagesse et votre amour. C'est grâce à des personnes comme vous que je suis en mesure d'atteindre mes objectifs.

Avec tout mon respect et ma reconnaissance sincère,

À **ma chère et aimante famille**,

Je souhaite dédier ce mémoire à ma famille, source inépuisable de soutien, d'encouragement et d'amour tout au long de mon parcours académique.

Votre présence constante dans ma vie a été un pilier sur lequel je me suis appuyé(e) à chaque étape de ce voyage. Votre compréhension, votre patience et votre soutien inconditionnel ont été mes plus grands atouts. Vous avez été les premiers à croire en moi, à m'inspirer et à m'encourager à poursuivre mes rêves.

Chaque membre de ma famille a joué un rôle unique dans mon éducation et ma croissance en tant qu'individu. Votre amour et votre confiance m'ont donné la force de persévérer face aux défis et de viser toujours plus haut.

Cette dédicace est un modeste témoignage de ma gratitude envers vous tous. Votre soutien a été la clé de ma réussite académique, et je suis profondément reconnaissant(e) de vous avoir à

mes côtés.

Avec tout mon amour et ma reconnaissance infinie,

À ma **meilleure copine** et à **sa famille**,

Vous avez été mes compagnons de voyage tout au long de cette aventure académique. Votre amitié précieuse et votre soutien indéfectible ont rendu cette expérience encore plus significative. Vos encouragements constants, votre écoute bienveillante et vos précieux conseils ont illuminé mon chemin et dissipé les doutes qui auraient pu surgir. Je suis reconnaissante de vous avoir à mes côtés et de partager ces moments inoubliables avec vous.

À vous tous, maman et papa, mes tantes, ma famille, ma meilleure amie et sa famille, je suis profondément reconnaissante de votre soutien inconditionnel, de votre amour et de votre présence tout au long de ce périple. Votre contribution à mon succès et à ma croissance personnelle ne peut être mesurée.

Merci du fond du cœur pour tout ce que vous avez fait et continuez de faire pour moi. Je vous suis éternellement reconnaissante et je porterai toujours dans mon cœur le souvenir de votre soutien et de votre amour.

Avec tout mon amour et ma gratitude,
MILOUDI Meriem

Dédicaces

Au nom de Dieu Clément et Miséricordieux
Je dédie ce modeste travail à :
À mon frère Karim qui nous a quitté plus tôt
Que Dieu bénisse son âme

À mes chers parents
Quoi que je fasse ou que je dise, je ne saurais point vous remercier comme il se doit, votre affection me couvre, votre bienveillance me guide et votre présence à mes côtés a toujours été ma source de force.

Que vous trouverez ici le témoignage de mon attachement, ma reconnaissance, gratitude et respect, que Dieu vous préserve bonne santé et longue vie.

À Mes chères sœurs Fatima , Leïla , Keltoum , Djamaïa

À Mes frères Larbi , Abdullah

À les enfants de mes sœurs Aymen, Rayane, Alaeerrahmane

À Mes oncles et tout de famille BAHAR .

À Mes chères amies

À la kinésithérapeute Rim BENGUENAB .

Que ce travail soit l'expression de ma profonde affection. Je te remercie pour le soutien moral et l'encouragement que tu m'as accordé, je te souhaite tout le bonheur que tu mérites, en te souhaitant un brillant avenir.

À mon binôme MILOUDI Meriem Pour son soutien moral, sa patience et sa compréhension tout au long de ce projet.

A tous ceux que j'aime.

Merci!

Zohra BAHAR

Sommaire

Remerciement.....	3
Dédicace	5
Dédicaces.....	7
Liste des figures.....	10
Liste des tableaux	11
Introduction générale :.....	15
Chapitre 1 :	18
Anatomie et biomécanique de la hanche	18
1. Anatomie du corps humain :	19
1.1. Plans anatomiques:.....	19
1.2 Appareil locomoteur :	21
2. Hanche :	22
2.1 La biomécanique de la hanche :.....	22
2.2 Ostéologie :.....	28
2.3 Articulation :.....	33
2.4 Anatomie musculaire :	34
2.5 Le système nerveux de la cuisse :.....	35
2.6 Les anomalies de la hanche :	36
2.7 La chirurgie de l'ATH [Arthroplastie] :	38
3. Conclusion	39
Chapitre II.....	41
Ciment osseux et Prothèse Totale de Hanche.....	41
1. LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE :	42
1.1 Les types de fixation des prothèses :.....	43
1.2 Le descellement des prothèses:.....	44
1.3 La biomécanique des prothèses totales de hanche :.....	45
1.4 La Biocompatibilité et la bio compétence de PTH:	45
2. LE POLYMÉTHYL DE MÉTHACRYLATE (PMMA) :.....	46
2.1 PMMA En Orthopédie :.....	47
2.2 Ciment osseux:	48
2.3 Lescomportements du ciments osseux:.....	48
3. FIXATION D'UNE PROTHÈSE FÉMORALE:	55
3.1 Fixation Cimentée:	56
3.2 Fixation hybride - le concept Müller	57
4. Les prothèses INSTRUMENTÉES	59
4.1 Forces transmises par les prothèses totales de hanche (PTH) insérées :.....	60
4.2 Variation de la température des prothèses :	61
5. Conclusion	64
Chapitre III	66

Modélisation et Simulation de la PTH sur le Logiciel Abaqus	66
1. Description du logiciel ABAQUS :.....	67
1.1Généralité sur le code de calcul ABAQUS :.....	67
1.2 ABAQUS/Standard:	67
1.3ABAQUS/Explicit:.....	68
1.4 ABAQUS/CAE:	68
2. Les modules :	70
2.1 Module part :	70
2.2 Module Property :.....	71
2.3 Module Assembly :.....	72
2.4Module Step:.....	73
2.5 Module Interaction:	74
2.6 Module Load:.....	74
2.7Module Mesh:.....	75
2.8Module Job:	75
2.9 Module visualization:	76
3. Les différents types de maillage sur abaqus:.....	76
4. La modélisation d'une prothèse totale de hanche in-vivo :.....	79
5. Le Modèle Numérique :	80
5.1 Modèles Numérique tridimensionnels de la PTH :.....	80
5.2 Propriétés des Matériaux :	83
5.3 Chargement et conditions aux limites:	83
6. Le Cycle de La Marche :.....	84
7. Conclusion	87
Chapitre IV	89
Résultats et discussion.....	89
1. ContraintesinduitesdansunsystèmeOs-Ciment-Implant:	90
1.1 L'os cortical :.....	90
1.2 L'os spongieux :	90
1.3 Le ciment orthopédique :.....	91
1.4 L'implant :	92
.....	92
2. Choix du moment représentatif :.....	93
3. Les lignes de prélèvement (path) :	94
4. Interprétation des graphes :	95
4.1 Interprétation des résultats de la répartition des forcesau niveau des interfacesur le ciment orthopédique :.....	95
4.2 Interprétation des résultats de la répartition des forcesau niveau des interfacesur l'implant métallique	104
4.3 Interprétation des résultats de la répartition des forcesau niveau des interfacesur l'os spongieux :	108
5. Conclusion :	114
Conclusion générale	115

Perspectives	116
Références	118

Liste des figures

Figure I. 1: les plans anatomiques humains	18
Figure I. 2: la position de référence du corps humain	19
Figure I. 3: l'appareil locomoteur humain.....	20
Figure I. 4Résultante transmise à la hanche en position d'appui monopodal.	21
Figure I. 5le transfert de la charge durant un appui bipodal.....	22
Figure I. 6l'interaction hanche-fémur durant un appui monopodal.....	23
Figure I. 7détermination de la force normale sur la tête fémorale	24
Figure I. 8l'interaction tête fémorale-cotyle.....	25
Figure I. 9illustration des contraintes de flexion et de compression dues à une structure un porte-à-faux.....	25
Figure I. 10 l'os du fémur.....	28
Figure I. 11 l'ilium	29
Figure I. 12l'ischium	30
Figure I. 13 le pubis.....	31
Figure I. 14l'anatomie articulaire de la hanche humaine	31
Figure I. 15l'anatomie musculaire de la hanche.....	32
Figure I. 16le système nerveux de la cuisse	33
Figure I. 17 les différents types de fractures de la tête de fémur.....	35
Figure II. 1prothèse métallique de hanche	40
Figure II. 2: prothèse métallique de hanche cimentée.....	40
Figure II. 3 prothèse métallique de hanche non-cimentée.....	41
Figure II. 4le descellement d'une prothèse métallique de hanche.....	42
Figure II. 5la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA.....	44
Figure II. 6porosité par retrait	50
Figure II. 7fissure initié dans le ciment orthopédique.....	51
Figure II. 8 Tige de Charnley	54
Figure II. 9 tige de Muller	54
Figure II. 10 les principales caractéristiques de conception des trois prothèses fémorales étudiées.....	55
Figure II. 11Prothèse métallique orthopédique instrumentée.....	57
Figure II. 12 Comparaison entre les efforts mesurés par une PTH instrumentée (ligne mince), et un modèle mathématique (ligne épaisse). x (carré) y (en x) (triangle).....	58
Figure II. 13 mesure de la température de la hanche du patient.....	59
Figure II. 14 Température après 1h de marche.....	60
Figure III. 1 Structure d'une analyse sous Abaqus	67
Figure III. 2 organisation du logiciel ABAQUS	67
Figure III. 3Réalisation de la mise en données d'un problème	68
Figure III. 4 ModulePart.....	69
Figure III. 5 propriétés Matériaux et section	70
Figure III. 6 Instance et assemblage	70
Figure III. 7 Création du step.....	71
Figure III. 8module interaction.....	72
Figure III. 9 Création des chargements.....	73
Figure III. 10 Création de maillage.....	73
Figure III. 11 Lancement du calcul	74
Figure III. 12 Affichage des résultats.....	74

Figure III. 13 Imagerie en RAYON X d'une PTH cimentée.....	77
Figure III. 14 Maillage par éléments finis de l'os cortical	78
Figure III. 15 Maillage par éléments finis de l'os spongieux.....	78
Figure III. 16 Maillage par éléments finis du ciment orthopédique	79
Figure III. 17 Maillage par éléments finis de l'implant métallique.....	79
Figure III. 18 Maillage Tétraèdre par éléments finis de l'implant métallique	80
Figure III. 19 assemblage des différents matériaux.....	80
Figure III. 20 un cycle de marche.....	83
Figure III. 21 décomposition d'un cycle de marche normale en phases et effort correspondant appliqué à la tête fémorale [33]	85
Figure IV. 1 : cartographie de la répartition des contraintes sur l'os cortical	88
Figure IV. 2 : cartographie de la répartition des contraintes sur l'os spongieux	89
Figure IV. 3: cartographie de la répartition des contraintes sur le ciment orthopédique.....	90
Figure IV. 4: cartographie de la répartition des contraintes sur l'implant métallique	90
Figure IV. 5: les contraintes de von mises en fonction de la distance de perforation osseuse dans une prothèse totale de hanche	92
Figure IV. 6: les points de prélèvement (path).....	92
Figure IV. 7: amplitudes des forces de contact normale "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment.....	94
Figure IV. 8: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment.....	95
Figure IV. 9: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment.....	97
Figure IV. 10: les forces induisant l'ouverture (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment.....	98
Figure IV. 11: amplitudes des forces de contact normale (CNF) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os	99
Figure IV. 12: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (ciment)	100
Figure IV. 13: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (ciment)	102
Figure IV. 14: amplitudes des forces de contact normales "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)	103
Figure IV. 15: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)	104
Figure IV. 16: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)	106
Figure IV. 17: amplitudes des forces de contact normale "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)	107
Figure IV. 18: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)	108
Figure IV. 19: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)	109
Figure IV. 20: les forces induisant l'ouverture (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (os)	111

Liste des tableaux

Tableau III. 1 les propriétés mécaniques des matériaux d'une prothèse totale de hanche	82
Tableau III. 2 les chargements dans une prothèse totale de hanche	83

Abstract:

The thesis examines the interfaces between cement-bone (os for osteosynthesis) and cement-implant in total hip replacements (THR). The main objective is to understand the adhesion mechanisms between these different materials and evaluate their strength and durability.

The research begins with a literature review on the various osteosynthesis methods used in THR, with a focus on the advantages and disadvantages of cement-bone and cement-implant interfaces. Previous studies on this subject are analyzed to understand the main challenges and recent advancements.

Next, a series of experiments are conducted to characterize the properties of cement-bone and cement-implant interfaces. Mechanical tests are performed to evaluate the tensile, compressive, and torsional strength of these interfaces. Physicochemical analyses are also carried out to study molecular interactions and interface stability.

The results show that adhesion between cement-bone and cement-implant is primarily due to chemical and mechanical interactions. Specific surface properties, such as roughness and porosity, play an important role in forming a strong and durable interface. Adhesion enhancement techniques, such as surface treatment and the use of biomimetic coatings, are also explored.

In conclusion, this thesis highlights the importance of cement-bone and cement-implant interfaces in THR. It provides valuable insights into adhesion mechanisms and factors influencing the strength and durability of these interfaces. The findings can contribute to improving osteosynthesis techniques and designing more reliable and durable prostheses for patients undergoing THR.

Abstrakt

Die Dissertation untersucht die Schnittstellen zwischen Zement-Knochen (Knochen für die Osteosynthese) und Zement-Implantat bei Hüftendoprothesen (TEP). Das Hauptziel besteht darin, die Mechanismen der Haftung zwischen diesen verschiedenen Materialien zu verstehen und deren Widerstandsfähigkeit und Haltbarkeit zu bewerten.

Die Forschung beginnt mit einer Literaturübersicht über die verschiedenen Osteosynthesemethoden, die bei TEP verwendet werden, wobei der Schwerpunkt auf den Vor- und Nachteilen der Zement-Knochen- und Zement-Implantat-Schnittstellen liegt. Frühere Studien zu diesem Thema werden analysiert, um die wichtigsten Herausforderungen und jüngsten Fortschritte zu verstehen.

Dann werden eine Reihe von Experimenten durchgeführt, um die Eigenschaften der Zement-Knochen- und Zement-Implantat-Schnittstellen zu charakterisieren. Mechanische Tests werden durchgeführt, um die Zug-, Druck- und Torsionsfestigkeit dieser Schnittstellen zu bewerten. Physikochemische Analysen werden ebenfalls durchgeführt, um die molekularen Wechselwirkungen und die Stabilität der Schnittstelle zu untersuchen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Haftung zwischen Zement-Knochen und Zement-Implantat hauptsächlich auf chemischen und mechanischen Wechselwirkungen beruht. Spezifische Oberflächeneigenschaften wie Rauheit und Porosität spielen eine wichtige Rolle bei der Bildung einer festen und langlebigen Schnittstelle. Techniken zur Verbesserung der Haftung wie Oberflächenbehandlung und die Verwendung von biomimetischen Beschichtungen werden ebenfalls erforscht.

Zusammenfassend betont diese Dissertation die Bedeutung der Zement-Knochen- und Zement-Implantat-Schnittstellen bei TEP. Sie liefert wertvolle Informationen über die Haftmechanismen und die Faktoren, die die Widerstandsfähigkeit und Haltbarkeit dieser Schnittstellen beeinflussen. Die Ergebnisse können dazu beitragen, die Osteosynthesetechniken zu verbessern und zuverlässigere und langlebige Prothesen für Patienten zu entwickeln, die sich einer TEP unterziehen.

Introduction générale :

Le thème de l'étude des interfaces ciment/os et ciment/implant des prothèses totales de la hanche à l'aide du logiciel ABAQUS revêt une importance cruciale pour la santé des patients ayant subi une arthroplastie de la hanche. En effet, les complications liées à cette intervention chirurgicale sont souvent attribuables à des problèmes d'adhésion ou de friction entre les différentes interfaces de l'implant.

Dans ce contexte, le logiciel ABAQUS constitue un outil de simulation numérique puissant permettant de modéliser le comportement mécanique des différentes composantes de l'implant ainsi que celui de l'os environnant. Cette modélisation offre la possibilité d'évaluer les contraintes et les déformations subies par l'implant et l'os, ainsi que d'analyser les interactions entre ces éléments.

L'objectif principal de ce mémoire est de présenter une étude approfondie de l'interface ciment/os et ciment/implant des prothèses totales de la hanche, en utilisant le logiciel ABAQUS. L'analyse se concentrera notamment sur l'influence des propriétés des matériaux sur les performances de l'implant, ainsi que sur l'impact de l'architecture de l'implant sur son comportement mécanique.

Ce travail de recherche reposera sur une méthodologie rigoureuse, découpée en quatre chapitres distincts. Le premier chapitre abordera l'anatomie et la biomécanique de la hanche, fournissant ainsi les bases nécessaires à la compréhension des mécanismes en jeu.

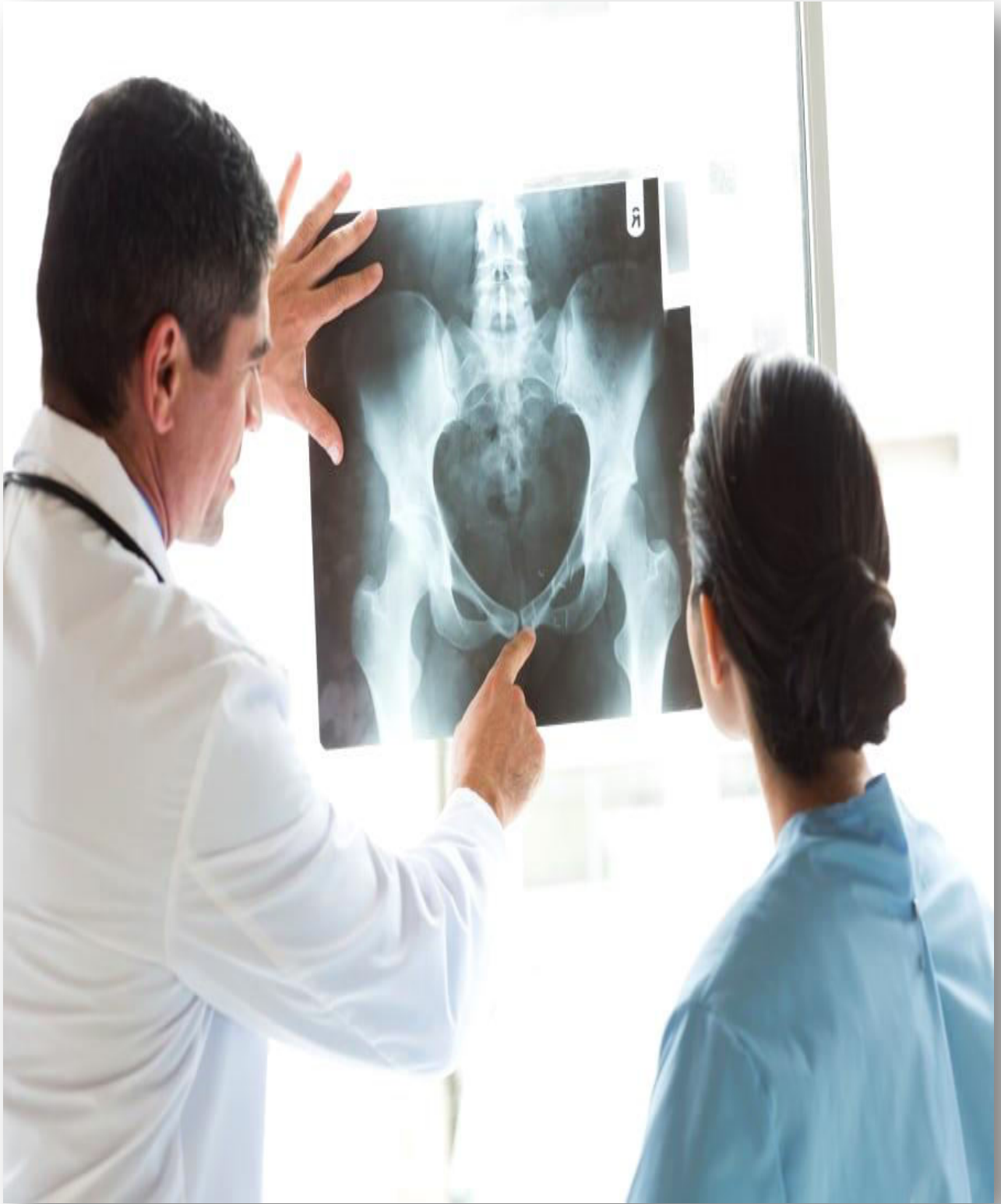
Le deuxième chapitre se penchera sur le ciment osseux et les prothèses totales de la hanche, en exposant les différents types de fixation utilisés. Cette section servira de préambule pour appréhender les spécificités des interfaces ciment/os et ciment/implant.

Le troisième chapitre se consacrera à la modélisation numérique du modèle sur le logiciel ABAQUS. Il expliquera en détail les aspects techniques de la modélisation, incluant la géométrie, le maillage, les propriétés des matériaux et les conditions aux limites. Cette modélisation constitue une étape cruciale pour comprendre le comportement mécanique de l'implant et de l'os environnant.

Enfin, le quatrième chapitre présentera les résultats de la simulation numérique et

interprétera les graphiques obtenus. Les analyses effectuées permettront de mieux saisir les interactions entre les différentes parties de l'implant et de l'os, ainsi que de discuter de l'impact de la géométrie de l'implant et des propriétés des matériaux sur ces interactions.

En résumé, ce mémoire de recherche a pour ambition de contribuer à une meilleure compréhension des interfaces ciment/os et ciment/implant des prothèses totales de la hanche grâce à l'utilisation du logiciel ABAQUS. De plus, il se donne pour objectif de formuler des recommandations en vue d'améliorer les performances et la durabilité de ces dispositifs médicaux, en tenant compte des résultats obtenus dans le cadre de cette étude.



Chapitre 1 :

Anatomie et biomécanique de la hanche

La hanche est une articulation complexe reliant le membre inférieur au bassin, jouant un rôle essentiel dans les mouvements corporels. Elle est composée de plusieurs structures anatomiques, telles que l'os iliaque, le fémur, l'articulation acétabulaire et le cartilage articulaire. En raison de son rôle crucial dans la mobilité, la hanche peut subir une usure et une dégénérescence, entraînant douleur et limitation de la mobilité. Pour remédier à ces problèmes, des spécialistes ont développé des prothèses totales de hanche pour remplacer une hanche abîmée ou arthritique.

Ce chapitre se concentre sur l'anatomie de la hanche, examinant l'ostéologie (les os, les ligaments et les articulations), la musculature et la biomécanique de cette articulation complexe. Il explore également le système nerveux de la cuisse et son rôle dans le contrôle du mouvement et de la sensation dans la région de la hanche. Les anomalies affectant la hanche, telles que les fractures, les luxations et les conditions médicales comme l'arthrose, sont également abordées.

Enfin, l'arthroplastie, une intervention chirurgicale courante utilisée pour remplacer une hanche endommagée ou usée, est explorée. Les différentes techniques chirurgicales et les soins postopératoires nécessaires pour favoriser une guérison réussie sont discutés.

Tout au long de ce chapitre, des illustrations détaillées et des descriptions précises sont utilisées pour faciliter la visualisation et la compréhension de l'anatomie de la hanche ainsi que des affections qui peuvent lui être associées.

1. Anatomie du corps humain :

1.1. Plans anatomiques:

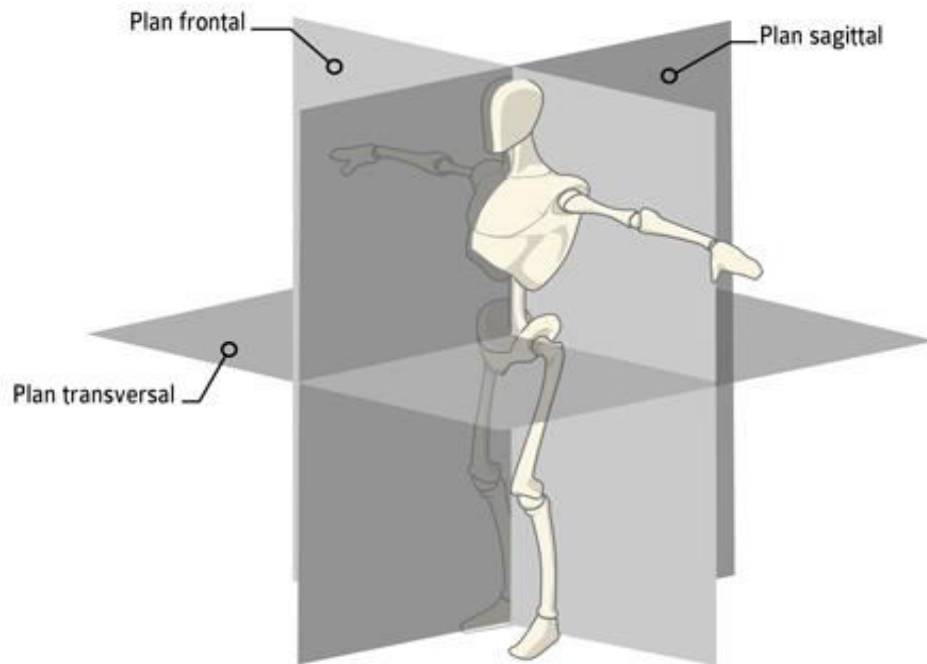
Le plan anatomique humain est utilisé pour décrire la position et la direction du corps humain. Il existe trois types de plans anatomiques qui sont les suivants :

- Plan sagittal : Le plan sagittal divise le corps humain en deux parties symétriques droite et gauche. Il passe verticalement sur le corps, le long de la ligne médiane. Les mouvements dans ce plan incluent la flexion et l'extension.

- Plan frontal/coronal : Le plan frontal/ coronal divise le corps humain en deux parties antérieure et postérieure. Il passe verticalement sur le corps, mais de manière perpendiculaire à la ligne médiane. Les mouvements dans ce plan incluent l'abduction et l'adduction.

- Plan transverse/horizontal : Le plan transverse/horizontal divise le corps humain en deux parties supérieure et inférieure. Il coupe le corps horizontalement, séparant le haut et le bas, Les mouvements dans ce plan incluent la rotation.

L'utilisation de ces plans permet de décrire la position relative des différentes parties du corps et de faciliter la communication entre les professionnels de santé. Lorsqu'on utilise ces



termes.[1]

Figure I. 1: les plans anatomiques humains

Il est important de se rappeler que la position de référence du corps humain est la position debout avec les bras le long du corps et les paumes des mains tournées vers l'avant.

Cette position anatomique se décrit de la manière suivante:

- 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 cotés, 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.[1]

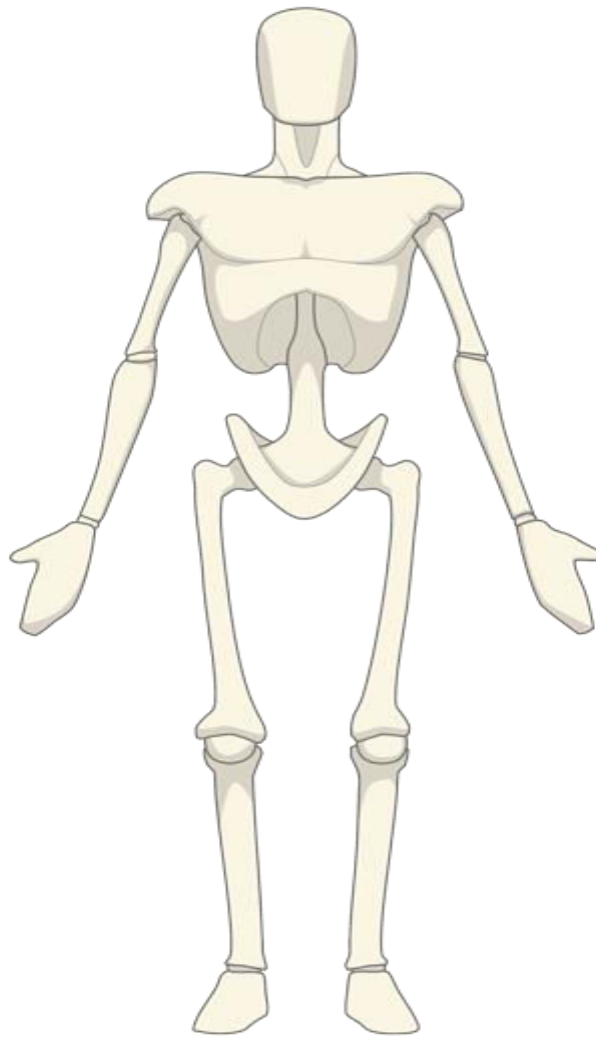


Figure I. 2: la position de référence du corps humain

1.2 Appareil locomoteur :

L'appareil locomoteur humain est celui qui permet à l'homme de se déplacer. Il est composé d'un squelette, de muscles, de tendons, de fascias et d'articulations. Le squelette, qui se compose d'os, de cartilage, de ligaments et de capsules, fournit une charpente solide et des points d'attache pour les muscles. Les articulations permettent de rattacher les os entre eux et de permettre les mouvements du corps.

En somme, l'appareil locomoteur humain est un système complexe et interconnecté qui permet à l'homme de se mouvoir avec efficacité et fluidité.



Figure I. 3: l'appareil locomoteur humain

2. Hanche :

L'articulation coxo-fémorale, connue sous le nom de hanche, est une jointure congruente, c'est-à-dire que les surfaces articulaires s'emboîtent parfaitement, exerçant ainsi une fonction prépondérante lors de la marche, de la flexion et de la rotation du tronc.

2.1 La biomécanique de la hanche :

La stabilité du squelette humain, dépend en grande partie, de la persistance et la qualité fonctionnelle de l'articulation coxo-fémorale.

Sur le plan biomécanique, on distingue trois degrés de liberté activés autour de trois axes propres à l'articulation de la hanche :

- axe antéropostérieur, assurant l'abduction et l'adduction (AB/AD) ; axe vertical confondu

avec l'axe longitudinal du membre inférieur, qui permet les mouvements de rotation externe et rotation interne (RI/RE). [2]

– axe transversal, autour duquel s'effectuent la flexion et l'extension (F/E).

Les amplitudes maximales de ces angulations dépendent de l'état physio-neurologique du patient. Selon Calonius et al. ces angles sont définis par $\theta_1 \pm 6^\circ$ pour l'(AB/AD), $\theta_2 \pm 6^\circ$ pour la (RI/RE) et $\theta_3 \pm 23^\circ$ pour la (F/E).[34]

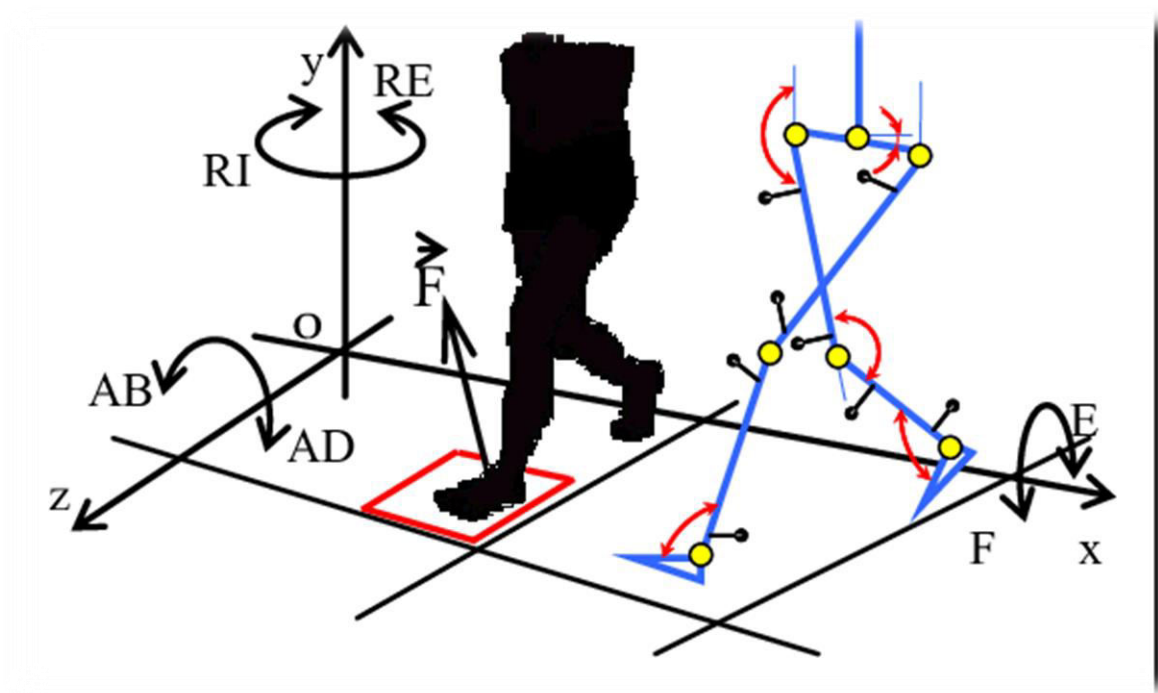


Figure 1. 4:Résultante transmise à la hanche en position d'appui monopodal.

Les bras de levier sont (D) pour la force gravitaire (poids : P), environ trois fois plus important que celui (h) de la force musculaire (action des moyens fessiers F_m).

Il en résulte que, pour qu'il y ait équilibre, il faut que les moments des forces concentrées soient égaux, autrement dit $PD = F_m h$. Sachant que les mesures anatomiques sont définies par $D = 3h$, d'où $F_m = 3P$.

Au total, la résultante R est égale à la somme algébrique des deux forces, soit $R = 4P$. [34]

2.1.1L'appui bipodal :

Lorsque le patient se tient debout sur ses deux pieds, il répartit son poids corporel de

manière symétrique sur ses deux membres inférieurs. La force exercée sur les têtes fémorales est dirigée vers le bas, et le bassin repose sur ces dernières (Figure 1.2). Ainsi, le poids du corps est directement transféré aux deux têtes fémorales. Par exemple, dans un modèle squelettique simplifié avec un poids total de 58,7 kg, chaque tête fémorale supporte environ 18,41 kg, correspondant à environ un tiers du poids corporel. Cependant, dans un modèle réel, les muscles interviennent en créant des moments équivalents pour maintenir l'équilibre corporel. Par conséquent, ces efforts musculaires s'ajoutent au poids du corps lui-même. Selon les prothèses totales de hanche instrumentées, chaque tête fémorale supporte environ 90% du poids corporel dans cette position.[14]

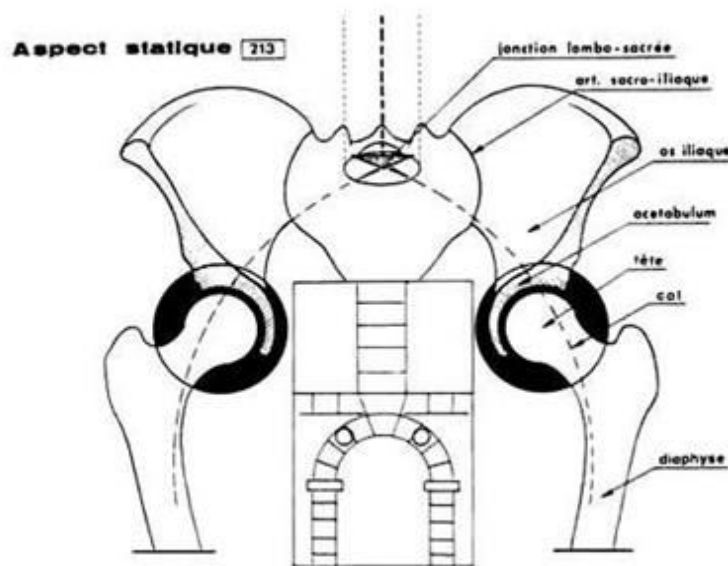


Figure I. 5: le transfert de la charge durant un appui bipodal

2.1.2 L'appui monopodal :

Dans la plupart des activités quotidiennes impliquant les membres inférieurs, les patients porteurs de prothèses totales de hanche sont souvent amenés à adopter la position de l'appui sur une seule jambe, parfois même des centaines de fois par jour. Dans cette position, l'équilibre est assuré grâce à la contraction musculaire entre l'os coxal et le fémur, principalement grâce au muscle moyen fessier. Pour illustrer ce système, Pauwels le compare à une balance, où le fémur joue le rôle de la colonne et le bassin celui du fléau. Ainsi, le système S, constitué du corps entier à l'exception de la jambe d'appui, supporte un poids P appliqué au centre de gravité de la partie du corps reposant sur la tête fémorale. Ce poids est contrebalancé par les forces musculaires M

qui empêchent le basculement du bassin du côté de la jambe en mouvement, ainsi que par la réaction R exercée par la tête fémorale de la jambe en appui sur le cotyle. La somme des forces du moyen fessier et du poids corporel constitue les contraintes mécaniques exercées sur la hanche. Dans des conditions normales, sans pathologies interférant avec le système, cette somme équivaut à environ quatre fois le poids du corps.[14]

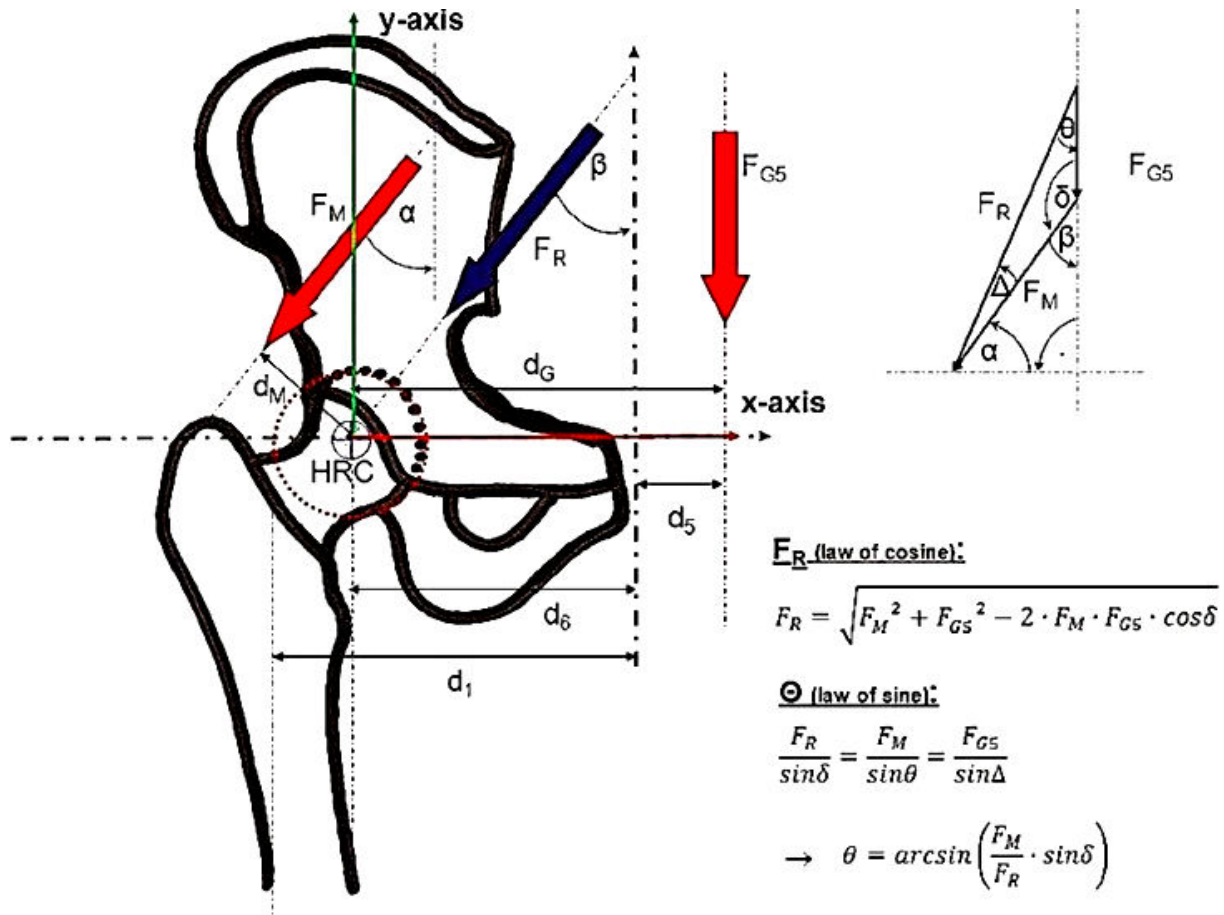


Figure I. 6: l'interaction hanche-fémur durant un appui monopodal

Ou :

HCR: Le centre de rotation de l'articulation de la hanche.

FGS: La masse corporelle réduite.

FM: La force musculaire.

FR: La force résultante au niveau de l'articulation de la hanche.

do: La distance perpendiculaire entre G5 et HRC.

dx: La distance perpendiculaire entre M et HRC.

2.1.3 La répartition des forces agissant sur la tête fémorale

Les forces appliquées sur la tête fémorale sont réparties de manière perpendiculaire à chaque élément de surface. Ces forces sont transmises par le pelvis, soit de manière ascendante, soit de manière descendante. Par conséquent, les contraintes normales dépendent de l'angle a.

Lorsque cet angle est proche de 90° , les contraintes sont plus importantes, tandis qu'elles diminuent jusqu'à zéro à l'équateur.[14]

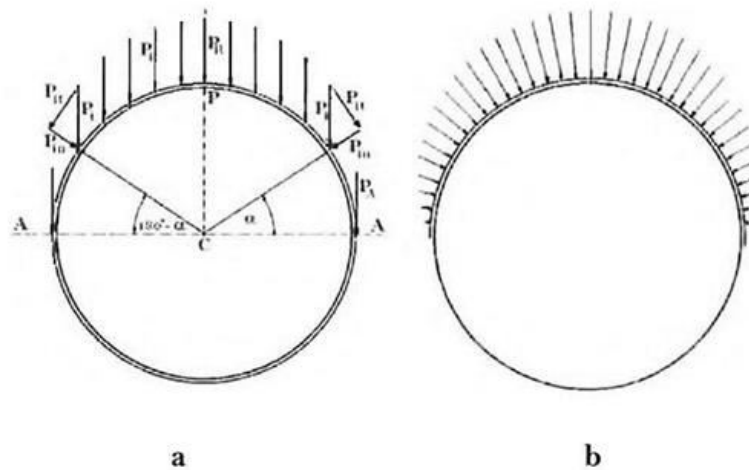


Figure I. 7: détermination de la force normale sur la tête fémorale

Cet effet est particulièrement prononcé lorsque la tête articulée est légèrement plus large que le logement de l'articulation et entre en contact d'abord avec les contours de l'acétabulum, soulageant ainsi la pointe de cette jonction [96]. On peut supposer que le rayon de la tête est légèrement supérieur au rayon du cotyle, mais que la double couche de cartilage compressible est capable de compenser cette incongruité. De plus, les contraintes résultantes de la compression du cartilage à la limite de la douille peuvent être d'autant plus importantes que la contrainte maximale se trouve au niveau de cette articulation. La superposition des deux diagrammes - celui de la charge due aux efforts appliqués sur la tête fémorale et celui de la compression du cartilage causée par l'insertion de la tête fémorale dans le cotyle - permet d'obtenir une contrainte uniforme sur toute la surface de support.[14]

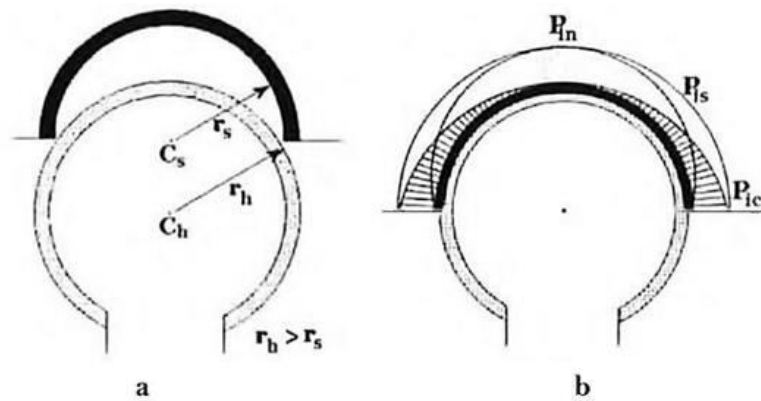


Figure 1. 8: l'interaction tête fémorale-cotyle

2.1.4 Les sollicitations induites dans un fémur

La masse corporelle considérable et l'action puissante des muscles sur l'articulation coxo-fémorale entraînent diverses sollicitations sur l'os fémoral (Figure 1.6). L'état de contrainte dans une structure similaire à celle de l'os fémoral est présenté, tout en expliquant l'effet de l'excentricité sur l'apparition de contraintes de traction-compression lors de la flexion, qui sont nettement plus importantes que les contraintes de compression causées par le poids de la charge.[14]

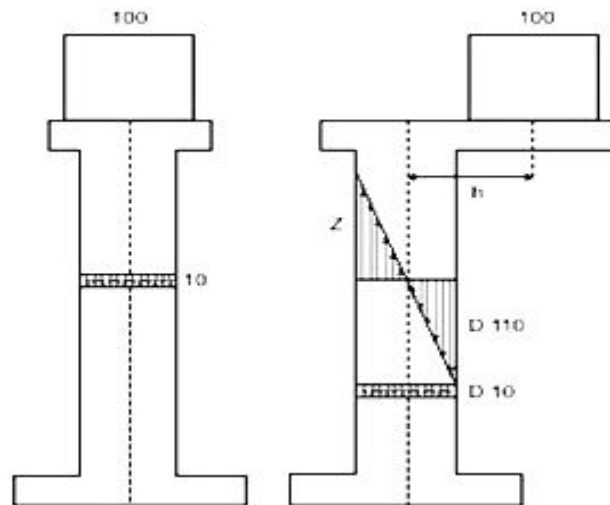


Figure 1. 9: illustration des contraintes de flexion et de compression dues à une structure un porte-à-faux

Les forces résultantes exercées sur la tête fémorale vont principalement affecter le col fémoral, tout en agissant également sur la surface articulaire. Dans un fémur présentant un angle normal entre les deux axes anatomiques du fémur (l'axe du fémur et celui du col fémoral), l'excentricité de la répartition des contraintes est si importante qu'il est impossible de négliger la contrainte de compression exercée sur l'axe fémoral. Cette contrainte, qui apparaît dans le plan neutre, est due à l'effort résultant qui génère une flexion dominée par la compression. [14]

La hanche est une articulation complexe qui doit résister à ces forces tout en maintenant la stabilité et la mobilité du corps. La quantité de force appliquée sur la hanche peut varier selon l'activité physique et la posture du corps. Les forces appliquées sur la hanche peuvent également changer avec l'âge ou à la suite de blessures ou de conditions médicales.[14]

2.2 Ostéologie :

Les os sont composés d'eau, de matières organiques et de sels minéraux inorganiques, tels que le calcium, le phosphore, le magnésium, le fer et le sodium. La plupart des os naissent sous forme de cartilage avant de s'ossifier durant la croissance. Ils contiennent également des tissus hématopoïétiques, cartilagineux et conjonctifs, des vaisseaux et des nerfs.

On peut distinguer trois types d'os : les os longs (tibia, fémur), les os courts (constituant les carpes) et les os plats (côtes).

L'os se compose de trois parties : l'épiphyse, la métaphyse et la diaphyse. La plupart des os ont une zone externe ou périphérique de tissu compact et une zone interne ou centrale constituée de tissu spongieux.

- Le tissu compact est dense, dur et résistant, formant une enveloppe épaisse, principalement constituée d'ostéons et de lamelles osseuses cylindriques. Il protège le tissu spongieux contre les chocs et les pressions. Il constitue la diaphyse des os longs.
- Le tissu spongieux a une structure en éponge, constitué de travées osseuses creusées de petites cavités. Cette structure confère légèreté à l'os. Il est présent dans les os courts et plats, ainsi que dans les épiphyses des os longs, où il offre une grande résistance à l'écrasement.

Le tissu osseux est un tissu qui se renouvelle constamment, ce qui lui permet de maintenir ses fonctions mécaniques et métaboliques.

Le tissu osseux, constituant le squelette, remplit trois grandes fonctions :

- Fonction mécanique : Le tissu osseux étant très résistant, il soutient le corps, protège les organes et le système nerveux.
- Fonction métabolique : C'est un tissu dynamique, en perpétuel renouvellement sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant ainsi le stockage ou la libération de sels minéraux. Il participe, avec l'intestin et les reins, à l'homéostasie phosphocalcique de l'organisme.
- Fonction hématopoïétique : L'espace médullaire des os renferme la moelle hématopoïétique, qui produit les cellules sanguines.

La hanche est une articulation complexe qui relie l'os du bassin (l'ilium, l'ischium et le pubis) à l'os de la cuisse (le fémur). Les os qui composent l'articulation de la hanche sont les

suivants :

- Le fémur : c'est l'os le plus long et le plus fort du corps humain. Il se compose de plusieurs parties, dont la tête fémorale qui s'articule avec l'os du bassin, le col fémoral qui relie la tête fémorale au reste du fémur et la diaphyse fémorale la partie centrale du fémur. Le fémur joue un rôle important dans la stabilité et la mobilité de la hanche.

Il est composé de deux parties principales: la tête fémorale et la diaphyse fémorale. La tête fémorale est la partie arrondie de l'os qui s'articule avec l'acétabulum de l'ilium (l'os du bassin) pour former l'articulation de la hanche. Elle est recouverte de cartilage, qui permet une surface lisse pour le mouvement de la hanche. Le col fémoral est la partie étroite du fémur qui relie la tête fémorale au reste de l'os.

La diaphyse fémorale est la partie centrale et cylindrique du fémur. Elle est constituée de deux surfaces osseuses appelées les condyles fémoraux, qui s'articulent avec le tibia pour former l'articulation du genou. Les condyles fémoraux sont séparés par une surface plate appelée la trochlée fémorale, qui permet le glissement des ménisques des disques de cartilage dans l'articulation du genou.

Le fémur est constitué d'une couche extérieure solide d'os cortical ou os compact et d'une couche intérieure plus légère d'os trabéculaire ou os spongieux. L'os cortical est dense et rigide, tandis que l'os trabéculaire est poreux et plus léger. Cette structure permet au fémur d'être à la fois solide et résistant aux contraintes mécaniques, tout en étant assez léger pour permettre une mobilité optimale de la hanche.[3]

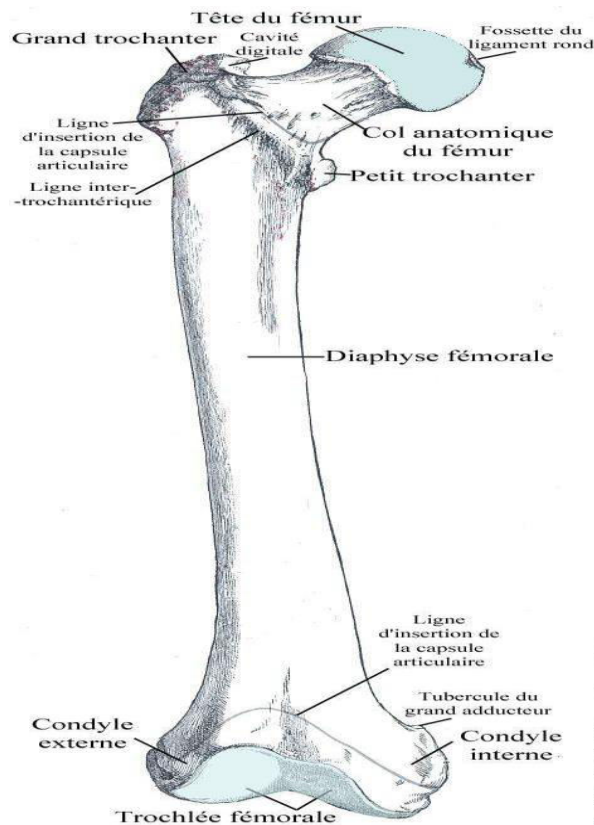


Figure 1. 10: l'os du fémur

- L'ilium : c'est l'os le plus grand et le plus supérieur du bassin. Il est constitué de plusieurs parties, dont la crête iliaque qui peut être palpée sur le côté de la hanche, l'aile iliaque qui forme la partie latérale du bassin et l'épine iliaque antéro-supérieure une protubérance osseuse sur le bord antérieur de l'ilium. L'ilium joue un rôle important dans la stabilité de la hanche.

L'ilium se compose de plusieurs parties: l'aile iliaque, la crête iliaque, l'épine iliaque antérieure et postérieure, la fosse iliaque, le corps de l'ilium et l'articulation acétabulaire.

L'aile iliaque est la partie la plus large de l'os et forme la partie supérieure et latérale de l'os coxal. Elle s'étend depuis la crête iliaque jusqu'à l'articulation sacro-iliaque. La crête iliaque est une crête osseuse qui s'étend le long de l'aile iliaque et est importante pour la fixation des muscles abdominaux et lombaires.

L'épine iliaque antérieure est une saillie osseuse sur la partie antérieure de l'aile iliaque et sert de point d'attache pour les muscles de la hanche et de la cuisse. L'épine iliaque postérieure est une saillie osseuse sur la partie postérieure de l'aile iliaque et sert également de point d'attache pour les muscles de la hanche et de la cuisse.

La fosse iliaque est une dépression située sur la partie latérale de l'os iliaque et est importante pour la fixation des muscles de la hanche.

Le corps de l'ilium est la partie verticale de l'os qui se situe en dessous de l'aile iliaque et forme la partie latérale de la cavité pelvienne.

L'articulation acétabulaire est la partie de l'os iliaque qui s'articule avec la tête fémorale du fémur pour former l'articulation de la hanche.[3]



Figure 1. 11:l'ilium

- L'ischium : c'est l'os postérieur du bassin. Il est constitué de plusieurs parties, dont la tubérosité ischiatique une protubérance osseuse sur la partie postérieure de l'os, le corps ischiatique la partie principale de l'os et la branche ischio-pubienne qui relie l'ischium au pubis. L'ischium joue un rôle important dans la stabilité de la hanche et dans la position assise.

L'ischium se compose de plusieurs parties, notamment la tubérosité ischiatique, la branche ischio-pubienne, la crête ischiatique et la partie du corps de l'ischium.

La tubérosité ischiatique est une grande protubérance osseuse située à l'arrière de l'ischium. Elle est importante pour la fixation des muscles fessiers et hamstrings et constitue le point d'appui lorsque nous sommes assis.

La branche ischio-pubienne est une partie de l'ischium qui s'étend vers l'avant et s'articule

avec le pubis pour former l'arcade pubienne. Cette structure est importante pour la stabilité de l'articulation de la hanche.

La crête ischiatique est une crête osseuse qui s'étend le long de la partie supérieure de l'ischium et est importante pour la fixation des muscles fessiers et hamstrings.

La partie du corps de l'ischium est la partie inférieure de l'os et forme une partie de la paroi latérale de la cavité pelvienne.[3]

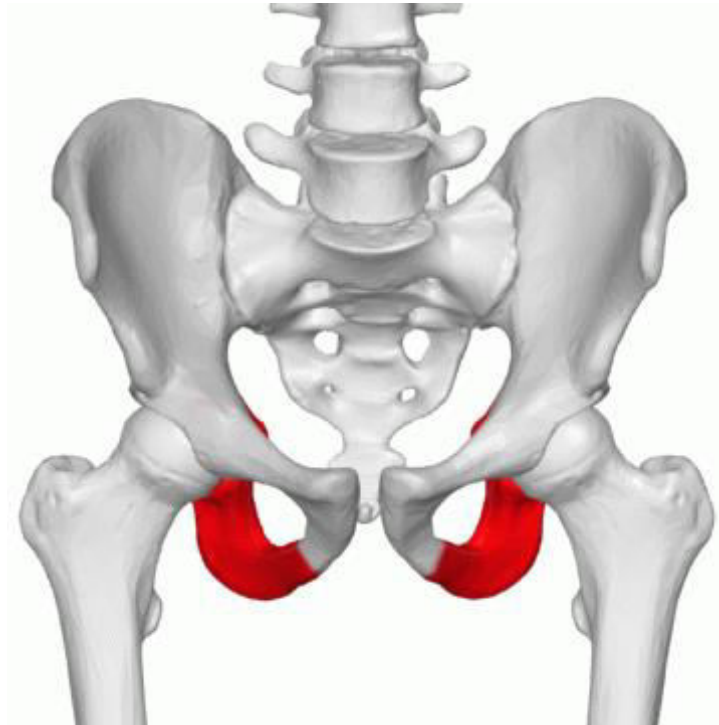


Figure I. 12: l'ischium

- Le pubis : c'est l'os antérieur du bassin. Il est constitué de plusieurs parties, dont la branche supérieure du pubis qui s'articule avec l'ilium pour former l'articulation de la hanche, la symphyse pubienne où les deux os pubiens se rejoignent à l'avant du bassin et la branche inférieure du pubis qui relie le pubis à l'ischium. Le pubis joue un rôle important dans la stabilité de la hanche.

Le pubis se compose de plusieurs parties importantes, notamment la branche supérieure, la branche inférieure, la symphyse pubienne et l'épine pubienne.

La branche supérieure est la partie supérieure du pubis qui s'articule avec l'ilium pour former l'arcade pubienne. Cette structure est importante pour la stabilité de l'articulation de la hanche.

La branche inférieure est la partie inférieure du pubis qui s'articule avec l'ischium pour former la partie inférieure de la cavité pelvienne.

La symphyse pubienne est l'endroit où les deux pubis se rejoignent à l'avant de l'os coxal. Elle est constituée d'un fibrocartilage qui relie les deux os et permet une certaine mobilité entre eux.

L'épine pubienne est une crête osseuse qui s'étend à partir de la branche supérieure du pubis. Elle est importante pour la fixation des muscles abdominaux et des muscles adducteurs de la cuisse.[3]



Figure I. 13: le pubis

En résumé, les os de la hanche sont le fémur, l'ilium, l'ischium et le pubis, et chacun d'entre eux joue un rôle important dans la stabilité, la mobilité et le positionnement de l'articulation de la hanche.

2.3 Articulation :

L'union ostéo-articulaire coxo-fémorale, constitue une jonction incontestable entre la sphère de la tête fémorale et l'hémisphère concave de l'acétabulum osseux.

L'union coxo-fémorale est très solide naturellement, cependant elle est renforcée par une enveloppe capsulaire et des ligaments puissants qui en assurent la sécurité.

Le cartilage, qui recouvre les surfaces osseuses, facilite le glissement et le roulement de la tête fémorale dans l'acétabulum. Le liquide synovial lubrifie cette articulation afin d'assurer une meilleure mobilité et d'entretenir le cartilage.

L'articulation coxo-fémorale est capable de mouvements multi-axiaux, incluant la flexion / extension, l'adduction / abduction et la rotation interne / externe.

Il convient de noter que l'articulation coxo-fémorale constitue la base essentielle de la locomotion humaine.

De plus, l'ensemble musculaire le plus robuste du corps, notamment les muscles fessiers, est chargé de son animation.[4]

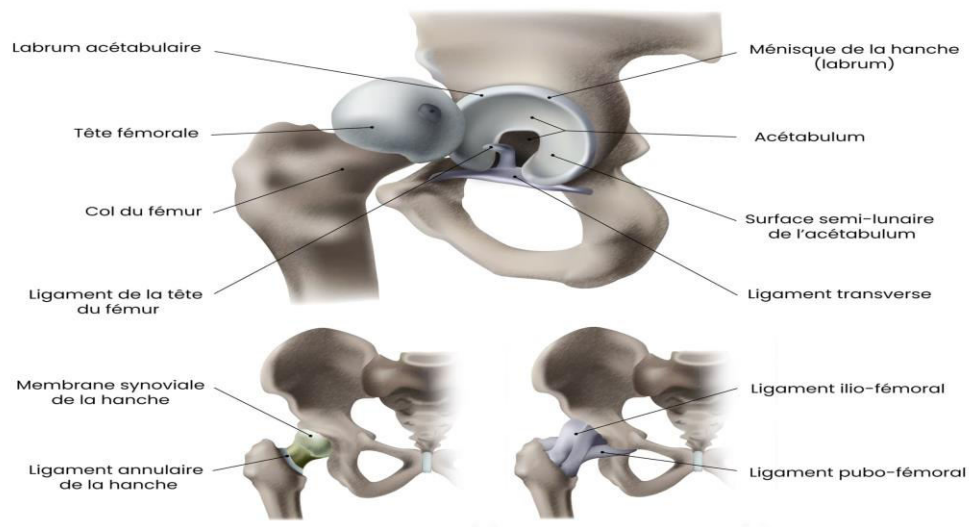


Figure I. 14: l'anatomie articulaire de la hanche humaine

2.4 Anatomie musculaire :

La hanche humaine est anatomiquement complexe en termes de muscles qui y sont attachés pour effectuer les mouvements nécessaires. Les principaux muscles qui constituent l'anatomie musculaire de la hanche humaine sont les suivants :

- Les muscles abducteurs : ces muscles sont situés sur la partie latérale de la hanche et sont responsables de l'écartement de la cuisse. Les principaux muscles abducteurs de la hanche sont le muscle moyen fessier, le muscle petit fessier et le muscle grand fessier.[5]
- Les muscles adducteurs : situés sur la partie médiale de la hanche, ces muscles sont responsables de rapprocher les cuisses. Les principaux muscles adducteurs de la hanche sont le muscle adducteur long, le muscle adducteur court et le muscle adducteur moyen.[5]
- Les fléchisseurs de la hanche: situés sur la partie antérieure de la cuisse, ces muscles sont responsables de mouvements de flexion de la hanche et sont nécessaires pour marcher, courir et sauter. Les principaux fléchisseurs de la hanche sont le muscle ilio-psoas, le muscle droit fémoral et le muscle sartorius. [6]
- Les extenseurs de la hanche: situés sur la partie postérieure de la cuisse, ces muscles sont responsables de l'extension de la hanche, telle que celle qui se produit lorsqu'on se lève d'une chaise. Les principaux muscles extenseurs de la hanche sont le muscle grand glutéal et le muscle ischio-jambier.[6]

- Les rotateurs de la hanche : ces muscles sont responsables de la rotation de la cuisse, que ce soit en interne ou en externe. Les principaux rotateurs de la hanche sont le muscle piriforme, le muscle petit glutéal, le muscle obturateur interne, le muscle obturateur externe et le muscle gémeau supérieur.[3]

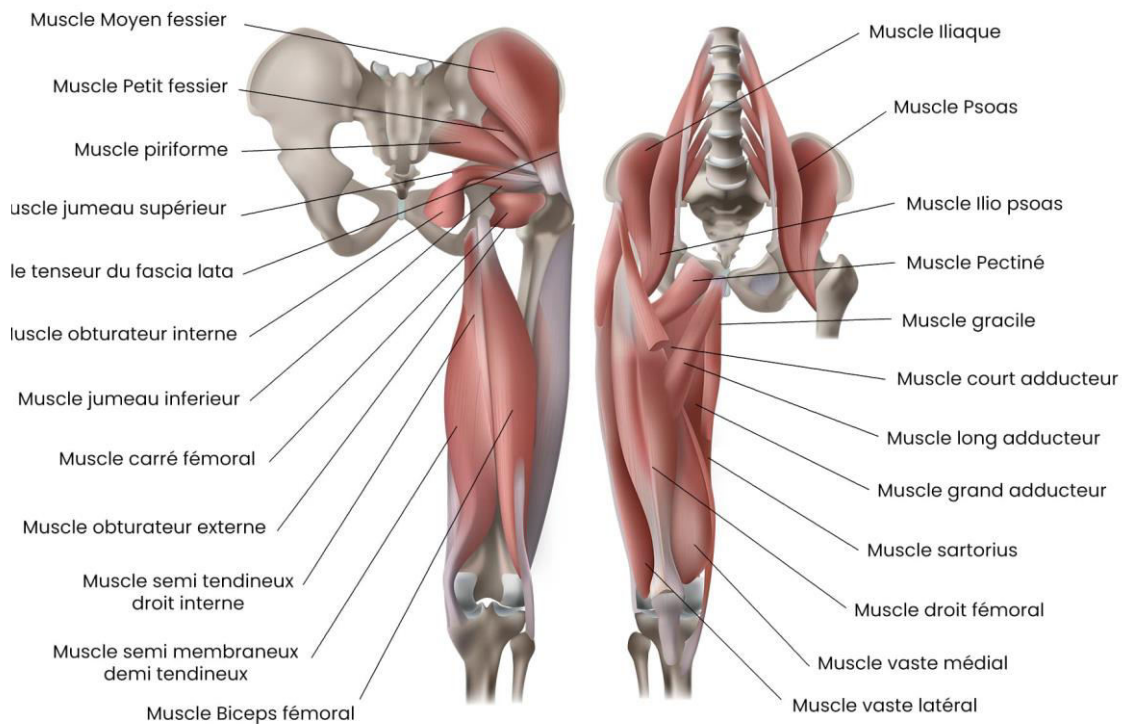


Figure I. 15: l'anatomie musculaire de la hanche

2.5 Le système nerveux de la cuisse :

Le système nerveux de la cuisse est composé de plusieurs nerfs qui innervent les muscles de la cuisse, ainsi que la peau et les articulations de cette région. Voici une liste des principaux nerfs de la cuisse :

- Le nerf fémoral : il est le plus gros des nerfs de la cuisse et innervent principalement les muscles quadriceps fémoraux ainsi que la peau de la face antérieure de la cuisse et du genou.
- 2. Le nerf obturateur : il innervent principalement les muscles adducteurs ainsi que la peau de la face interne de la cuisse.
- 3. Le nerf sciatique : il est le plus gros des nerfs du membre inférieur et se divise en deux branches (tibiale et fibulaire) au niveau du genou. Il innervent principalement les muscles ischio-jambiers ainsi que la peau de la face postérieure de la cuisse et de la jambe.

- 4. Le nerf cutané latéral de la cuisse : il innervent la peau de la face latérale de la cuisse.

Ces nerfs sont importants pour la sensibilité et la fonction motrice de la cuisse. Les lésions ou les compressions des nerfs peuvent causer des troubles de la sensation ou de la force musculaire dans cette région.[35]

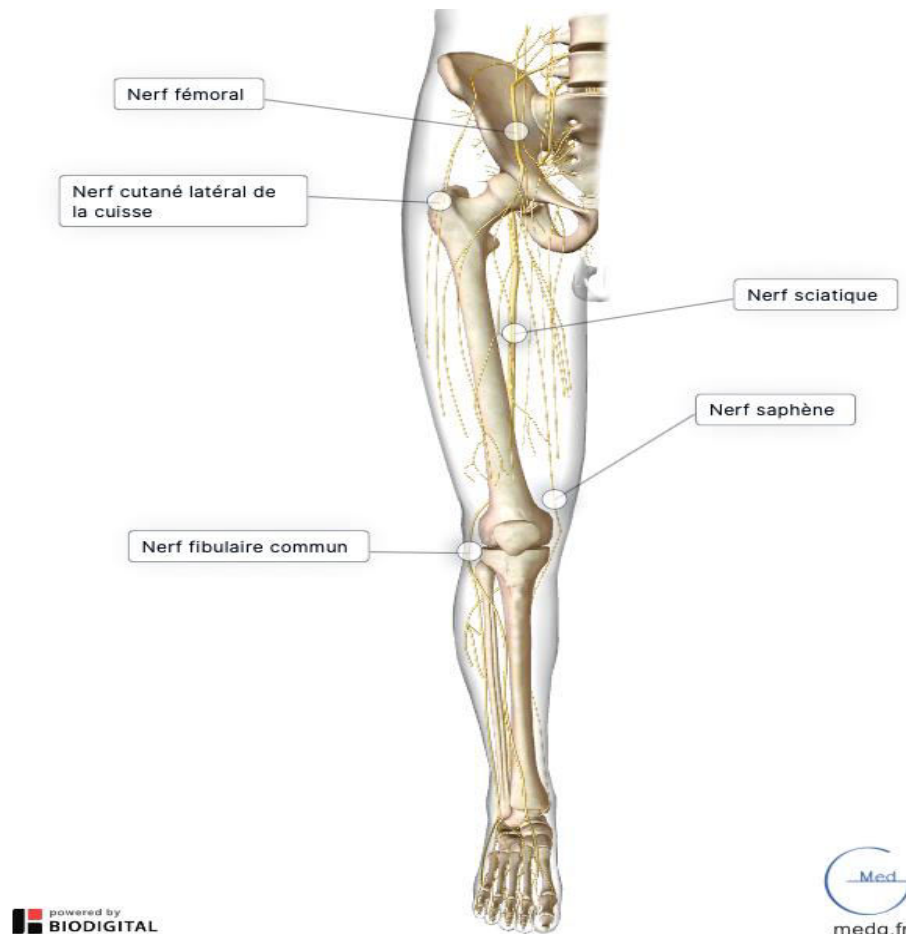


Figure I. 16: le système nerveux de la cuisse

2.6 Les anomalies de la hanche :

Il existe plusieurs maladies et conditions qui peuvent affecter la hanche, notamment :

- L'arthrite : L'arthrite de la hanche est l'une des causes les plus courantes de douleur à la hanche. Il peut s'agir d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose ou d'autres types d'arthrite.
- La bursite : La bursite de la hanche est une inflammation de la bourse qui se trouve près de la hanche. Elle peut être causée par une surutilisation ou une blessure.
- La tendinite : La tendinite de la hanche est une inflammation des tendons qui se connectent aux muscles de la hanche. Elle peut être causée par une surutilisation ou une blessure.

- La dysplasie de la hanche : La dysplasie de la hanche est une condition congénitale dans laquelle la hanche ne se développe pas normalement. Cela peut entraîner une instabilité de la hanche et une usure prématurée.

- La nécrose de la tête fémorale : La nécrose de la tête fémorale est une maladie qui affecte la circulation sanguine de la hanche, ce qui peut entraîner la mort des cellules osseuses dans la tête fémorale.

- Les fractures de la hanche : Les fractures de la hanche sont des blessures graves qui peuvent entraîner une douleur, une perte de mobilité et des complications graves.

Les différents types de fractures du col fémoral :

La fracture sous-trochantérienne, la fracture transcervicale et la fracture sous-capitale sont toutes des types de fractures de la tête de fémur, mais elles se produisent à des endroits différents et ont des caractéristiques différentes :

- Fracture sous-trochantérienne : Cette fracture se produit juste en dessous du grand trochanter, qui est une saillie osseuse sur le côté de la tête fémorale. Elle peut être causée par une chute ou un traumatisme direct. Les fractures sous-trochantériennes sont généralement plus graves que les fractures transcervicales ou sous-capitales, car elles affectent souvent la zone où les muscles attachent l'os de la cuisse.

- Fracture transcervicale : Cette fracture se produit à travers le col fémoral, qui relie la tête fémorale au reste de l'os de la cuisse. Les fractures transcervicales sont plus courantes chez les personnes âgées et peuvent être causées par une perte de densité osseuse due à l'ostéoporose.

- Fracture sous-capitale : Cette fracture se produit dans la partie supérieure de la tête fémorale, juste sous le col fémoral. Les fractures sous-capitales peuvent être causées par une chute ou un traumatisme direct, et peuvent également être associées à une nécrose aseptique de la tête fémorale.[13]

TYPES DE FRACTURES DE LA HANCHE

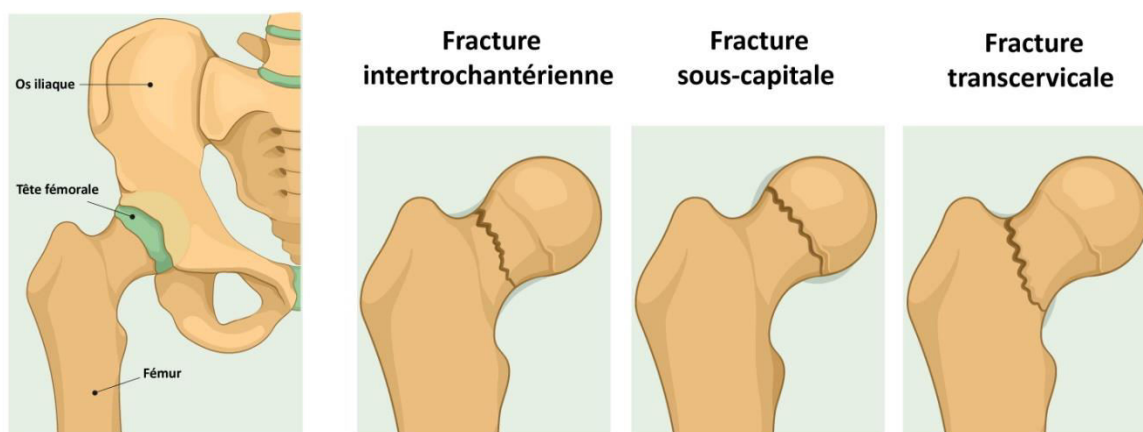


Figure I. 17: les différents types de fractures de la tête de fémur

Les fractures de la tête fémorale sont des blessures graves qui nécessitent une attention médicale immédiate. Le traitement dépendra de la gravité de la fracture et peut inclure une immobilisation, une intervention chirurgicale ou une combinaison des deux.

2.7 La chirurgie de l'ATH [Arthroplastie] :

L'arthroplastie est une intervention chirurgicale qui consiste à remplacer une articulation endommagée par une prothèse. Cela peut être nécessaire en raison d'une arthrose sévère, d'une fracture ou d'une autre maladie qui cause une douleur importante et une limitation des mouvements.[10]

L'arthroplastie peut être pratiquée pour remplacer différentes articulations du corps, mais la plus courante est la hanche.

La pose d'une prothèse totale de hanche est une intervention qui a connu une évolution importante depuis les années 1960. Les progrès réalisés en matière de conception des implants, de choix des matériaux et de techniques chirurgicales ont permis de réduire considérablement les complications postopératoires et d'améliorer les résultats sur le long terme.[11]

La chirurgie de prothèse totale de hanche peut être réalisée soit par voie antérieure, soit par voie postérieure, tout en préservant les muscles de la hanche. Cette méthode offre de nombreux avantages tels qu'une récupération rapide et une meilleure stabilité de la prothèse.

Le chirurgien commence par pratiquer une incision au niveau de la hanche pour accéder à l'articulation en écartant les muscles. Il procède ensuite au retrait de la tête fémorale et à la séparation du fémur et de la cotyle afin de pouvoir placer la prothèse. La cupule est fixée dans la cotyle, tandis que la tige, équipée d'une bille remplaçant la tête fémorale, est insérée dans le fémur et s'articule avec la cupule. Une fois l'opération terminée, la plaie est refermée et suturée,

puis un pansement stérile est appliqué par le chirurgien.

Les matériaux utilisés pour les prothèses de hanche ont également évolué. Les implants les plus couramment utilisés sont des implants en métal, en céramique ou en plastique. Les dernières générations d'implants sont conçues pour résister à l'usure et pour durer le plus longtemps possible.

L'arthroplastie de la hanche peut considérablement améliorer la qualité de vie des patients souffrant de douleurs chroniques et d'une limitation dans les mouvements de la hanche. Les patients qui subissent une intervention chirurgicale de ce type peuvent s'attendre à une douleur réduite, une amélioration de leur capacité à effectuer des activités quotidiennes et une amélioration globale de leur qualité de vie.[11]

3. Conclusion

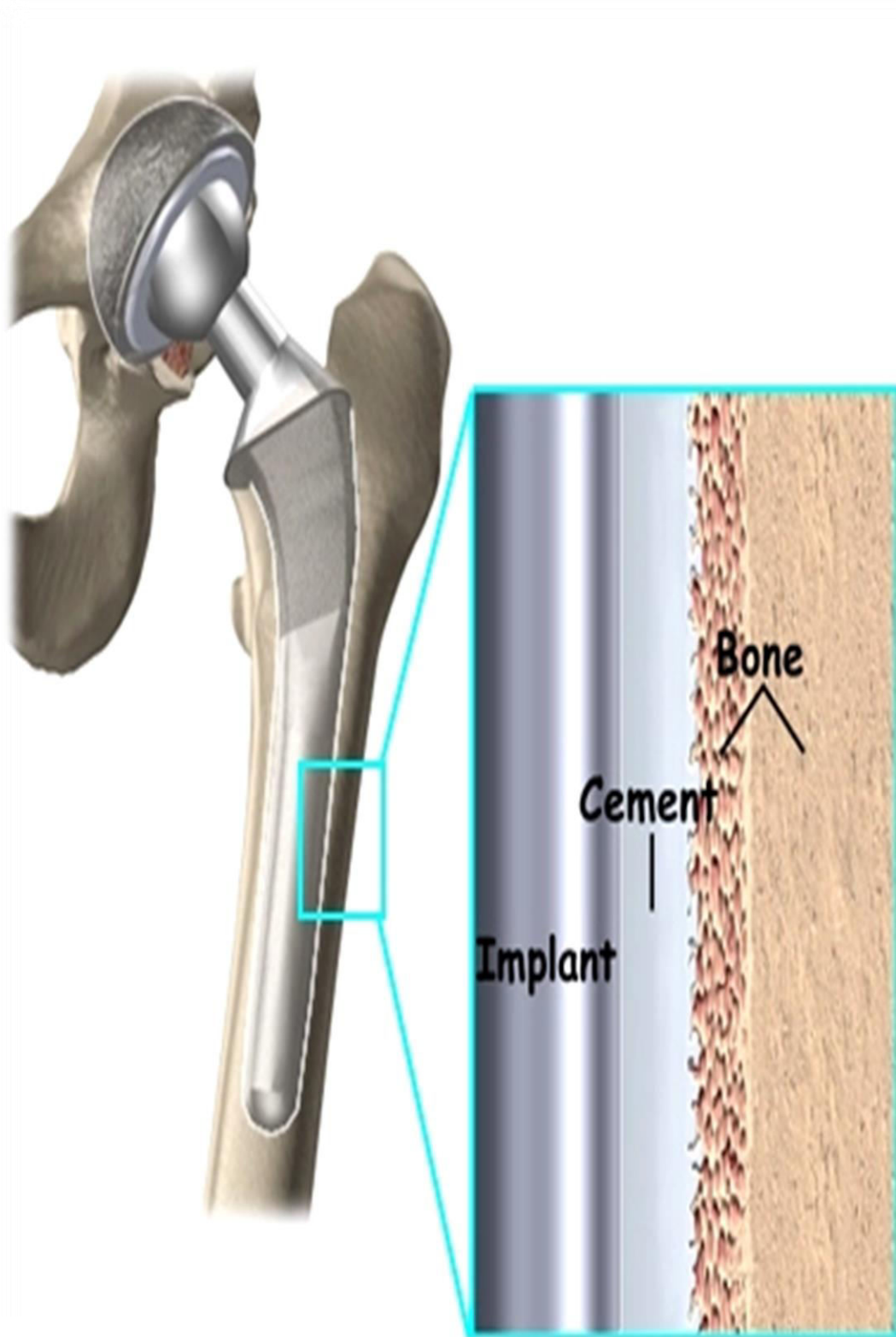
En guise de conclusion à cet opuscule, nous avons pu étudier avec grande sagacité la complexité de l'articulation de la hanche, laquelle est apte à un mouvement fort gracieux.

Toutefois, lorsqu'elle est affligée par un mal ou un choc violent, elle peut se voir endommagée irréparablement, engendrant des douleurs aiguës et des répercussions graves sur la qualité de vie de l'individu.

Nous avons examiné l'ostéologie de la hanche, en détaillant les différents os, ligaments et articulations qui composent cette région complexe du corps. Nous avons également étudié les muscles qui sont attachés à la hanche et qui permettent le mouvement de cette articulation. En plus de l'ostéologie et de la musculature de la hanche, nous avons examiné le système nerveux de la cuisse et son rôle dans le contrôle du mouvement et de la sensation dans la région de la hanche.

Nous avons également discuté des anomalies qui peuvent affecter la hanche, telles que les fractures et les luxations, ainsi que des conditions médicales telles que l'arthrose qui peuvent affecter

En somme, l'arthroplastie totale de hanche demeure une intervention courante qui procure une amélioration sans pareil de la qualité de vie des patients atteints de pathologies ou de traumatismes de la hanche. La parfaite appréhension de la biomécanique des prothèses totales de hanche est cruciale pour améliorer la conception des implants et amoindrir les complications postopératoires, en particulier le descellement.



Chapitre II

Ciment osseux et Prothèse Totale de Hanche

Le remplacement total de la hanche est une intervention chirurgicale courante pour traiter l'arthrose sévère ou les fractures graves de la hanche. Cette intervention consiste à retirer l'articulation de la hanche endommagée et à la remplacer par une prothèse totale de hanche. Cette prothèse est composée de plusieurs composants, notamment une tige fémorale, une cupule acétabulaire, un ciment osseux et des fixations.

Le choix des composants de la prothèse, ainsi que la technique chirurgicale utilisée pour l'implantation, dépendent de plusieurs facteurs, notamment la condition du patient, l'âge, le poids et l'activité physique. Les prothèses totales de hanche modernes sont conçues pour durer de nombreuses années, voire des décennies, et offrent des résultats fonctionnels améliorés pour les patients souffrant de douleur et de limitations de mouvement.

Dans ce chapitre, nous examinerons les différents types de prothèses totales de hanche, les matériaux utilisés pour leur fabrication, les mécanismes de fixation, ainsi que les considérations de biocompatibilité et de biomécanique. Nous aborderons également le rôle du ciment osseux dans la fixation des prothèses totales de hanche et les avantages et les inconvénients des différents types de fixations, notamment les fixations sans ciment et hybrides.

1. LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE :

Une prothèse totale de hanche est composée de deux parties principales : la tige fémorale, qui est insérée dans l'os du fémur, et le composant acétabulaire, qui est inséré dans l'os du bassin. Ces deux parties sont reliées par une articulation sphérique qui permet la mobilité de la hanche. En ce qui concerne les matériaux, les prothèses totales de hanche peuvent être composées de différents matériaux, tels que le métal, le polyéthylène et la céramique.[4]

- La tige fémorale est généralement en métal, telle que l'alliage de titane, le zirconium ou le cobalt-chrome. Ces métaux sont choisis parce qu'ils sont résistants à la corrosion, biocompatibles et ont une résistance suffisante pour supporter le poids corporel.⁴²
- Le composant acétabulaire peut être en métal, en polymère ou en céramique. Le polymère, en particulier le polyéthylène, est souvent utilisé car il a une bonne résistance à l'usure. La céramique a également été utilisée pour les composants acétabulaires en raison de sa dureté et de sa résistance à l'usure. Le choix des matériaux peut affecter le couple de frottement de la prothèse. Le couple de frottement est la résistance à la rotation entre les deux parties en contact, c'est-à-dire la résistance à la friction. Le couple de frottement peut affecter l'usure de la prothèse, qui peut à son tour affecter la durée de vie de la prothèse.
- Les couples de frottement métal-polymère ont été largement utilisés, mais ont été associés à une usure de la surface de la prothèse et à la production de particules de polyéthylène, qui peuvent causer une réaction inflammatoire dans les tissus environnants.
- Les couples de frottement en céramique sont de plus en plus populaires en raison de leur résistance à l'usure et de la production de moins de particules. Cependant, les prothèses en céramique peuvent être plus cassantes que les prothèses en métal et peuvent être plus sensibles aux fractures de la prothèse et la réaction des tissus environnants.

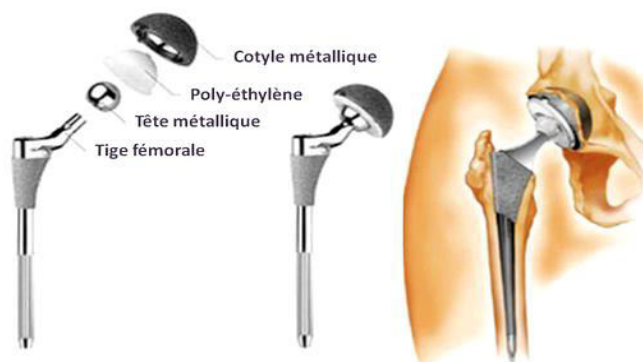


Figure II. 1: prothèse métallique de hanche

1.1 Les types de fixation des prothèses :

Il existe deux modalités distinctes de fixation des implants osseux:

- la première consiste en une cimentation, qui repose sur l'utilisation d'un matériau ciment se rapprochant d'une résine à double composante (composée d'une poudre et d'un durcisseur liquide). Cette méthode assure une interface étroite entre le dispositif prothétique (en métal ou en plastique dit "polyéthylène") et l'os. [30]



Figure II. 2: prothèse métallique de hanche cimentée

- La seconde modalité repose sur une fixation sans ciment, dans ce cas, le dispositif prothétique, en métal (en acier inoxydable ou en titane), est recouvert d'une texture poreuse et/ou d'une substance chimique (l'hydrox apatite), qui s'adhère à l'os au bout de six semaines. Cette méthode permet à la prothèse de s'ancrer dans l'os grâce à une impaction initiale (ce que l'on appelle la stabilité primaire), avant de se fixer définitivement grâce à une intégration osseuse et/ou une adhérence à l'hydrox apatite.⁴³



Figure II. 3 : prothèse métallique de hanche non-cimentée

1.2 Le descellement des prothèses:

Le descellement aseptique ou le décollement, désigne l'état de relâchement de la connexion entre le dispositif prothétique et l'os, qui se caractérise par une perte de la fixation. Le descellement d'une prothèse totale de hanche peut être causé par plusieurs facteurs. Les principales causes comprennent :

- L'usure: La prothèse articulaire de hanche est exposée à une usure constante due au mouvement, ce qui peut causer des dommages à la prothèse elle-même ou à l'os qui l'entoure.
- L'infection: Les infections peuvent provoquer la destruction de l'os autour d'une prothèse, ce qui peut entraîner le descellement de celle-ci. Les infections peuvent être liées à une intervention chirurgicale antérieure, une infection péri-opératoire ou encore à des foyers infectieux éloignés comme les pathologies dentaires.
- L'instabilité: La prothèse de hanche peut devenir instable lorsqu'elle ne reste pas en place ou ne fonctionne pas normalement. L'instabilité peut être causée par un mauvais alignement de la prothèse ou un déséquilibre musculaire causant une luxation, entraînant dans une minorité de cas le descellement de la prothèse.[16]

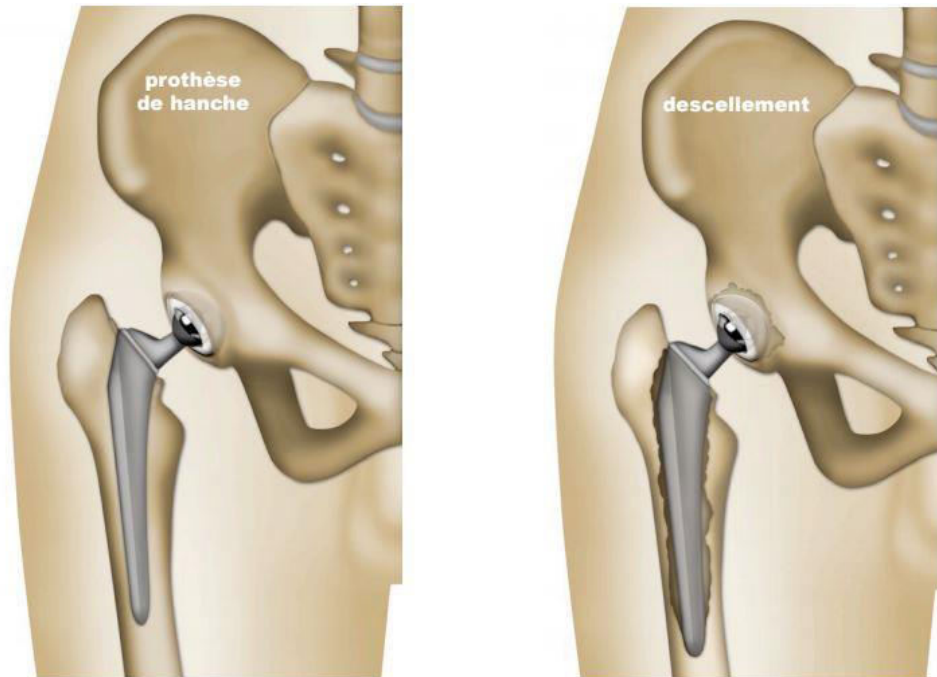


Figure II. 4: le descellement d'une prothèse métallique de hanche

1.3 La biomécanique des prothèses totales de hanche :

La biomécanique des prothèses totales de hanche étudie le fonctionnement des implants prothétiques dans le corps humain. Elle comprend l'analyse des charges et des contraintes qui sont exercées sur l'implant et sur les os environnants lors de l'activité physique du patient, ainsi que l'évaluation de la durabilité et de la fiabilité de l'implant.

Les facteurs biomécaniques tels que la géométrie de l'implant, la taille et la forme de l'insert en polyéthylène, la fixation de l'implant et les matériaux utilisés dans sa fabrication, peuvent affecter la stabilité de l'implant, l'usure et les risques de défaillance.

Les études en biomécanique des prothèses totales de hanche ont permis d'améliorer la conception des implants et de minimiser les complications postopératoires telles que les luxations, les fractures péri-prothétiques et l'usure de l'implant. Ces études ont également permis d'optimiser les résultats fonctionnels et de qualité de vie des patients ayant subi une arthroplastie de la hanche.[17]

1.4 La Biocompatibilité et la bio compétence de PTH:

La biocompatibilité d'une prothèse totale de hanche se réfère à la capacité du matériau utilisé pour la prothèse à être toléré par les tissus environnants sans provoquer de réaction allergique ou de rejet. Les matériaux les plus couramment utilisés pour les prothèses de

hanche sont le métal, le polyéthylène et la céramique.

Les prothèses de hanche modernes sont conçues pour être biocompatibles, ce qui signifie qu'elles sont conçues pour minimiser la réponse immunitaire et éviter la corrosion et l'usure excessives. Les prothèses de hanche en céramique sont généralement considérées comme les plus biocompatibles en raison de leur résistance à l'usure, de leur faible coefficient de frottement et de leur capacité à être polies à un niveau de surface très lisse.[18]

La biocompétence d'une prothèse totale de hanche se réfère à la capacité de la prothèse à résister à l'usure, à la corrosion et à l'endommagement tout en maintenant sa fonctionnalité. Les prothèses de hanche modernes sont conçues pour être résistantes à l'usure, ce qui est particulièrement important car la prothèse est constamment soumise à des charges et à des mouvements répétés. Les prothèses de hanche en métal sont souvent renforcées avec du titane ou du chrome pour améliorer leur résistance à l'usure et à la corrosion.[19]

En général, les prothèses totales de hanche modernes sont considérées comme biocompatibles et biocompétentes, mais il est important de noter que chaque cas est unique et que chaque patient peut avoir des besoins différents en matière de prothèses de hanche en fonction de leur âge, de leur état de santé et de leur niveau d'activité. Il est donc important de discuter avec son médecin des options de prothèses disponibles pour déterminer celle qui convient le mieux à ses besoins individuels.

2. LE POLYMÉTHYL DE MÉTHACRYLATE (PMMA) :

Le PMMA est un polymère thermoplastique hautement transparent, obtenu par polymérisation du monomère méthacrylate de méthyle. Sa transparence, son aspect visuel et sa résistance aux rayures font que le PMMA peut être considéré comme une alternative légère au verre. Il est parfois appelé verre acrylique. La figure 2.5 représente la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA.

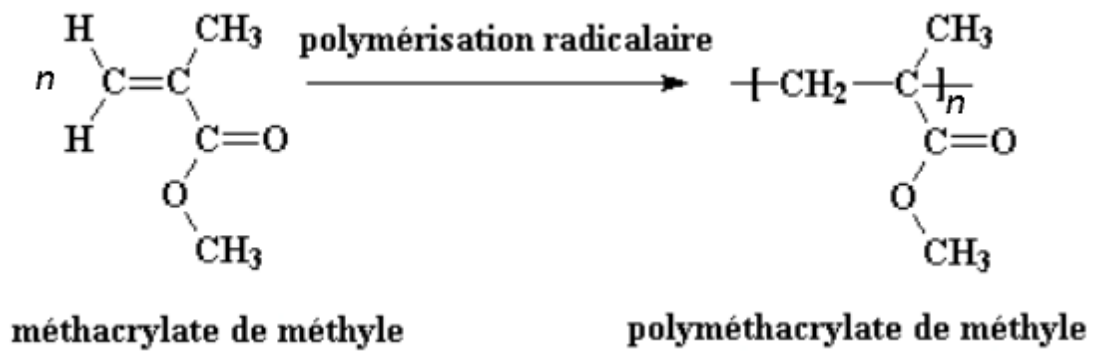


Figure II. 5: la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA.47

Le PMMA peut remplacer le polycarbonate (PC) dans les applications nécessitant une plus grande clarté, une résistance aux UV et/ou une résistance aux rayures, et où la résistance aux chocs n'est pas critique pour l'application.

Le PMMA a été fabriqué pour la première fois par Rohm and Haas en 1933. Les plus grandes marques de PMMA sont Altuglas, Plexiglas et Diakon.

Les propriétés susmentionnées font du PMMA un polymère adapté à de nombreuses applications industrielles dans les domaines de l'automobile, de l'éclairage, de la construction, des cosmétiques et de la médecine.

De plus, le PMMA peut polymériser en sphères parfaites (billes) ou former des polymères de billes de méthacrylate. Selon la composition, la taille, la température de transition vitreuse et le poids moléculaire, les billes de PMMA peuvent être utilisées dans une variété d'applications. [20]

2.1 PMMA En Orthopédie :

En orthopédie PMMA est utilisé comme un « ciment » pour les systèmes de fixation, de remodeler des parties de l'os perdu ou « réparer » vertèbres fracturées (vertébroplastie). Il est vendu sous forme de poudre à mélanger au moment de l'emploi avec un liquide de méthacrylate de méthyle (MMA) pour former une pâte qui durcit peu à peu. Chez les patients traités de cette manière, l'odeur de méthacrylate de méthyle peut être perceptible dans leur respiration. Bien que le PMMA est biocompatible, le MMA est un irritant. Même les amalgames dentaires Ils sont fabriqués avec un analogue « ciment ». en chirurgie esthétique, injections de microsphères de PMMA sous la peau sont utilisés pour réduire les rides et les cicatrices.[21]

2.2 Ciment osseux:

Le ciment osseux a été développé par Kulzer à partir de 1936. Otto Rohm pour ses travaux sur la polymérisation du matériau de base méthacrylate ciment osseux. En 1943, le premier ciment osseux durcissant à froid est breveté. Développé par la société Heraeus. Embauché pour la première fois par Sir John Charnley en 1958 une prothèse fémorale au ciment "acrylique auto-durcissable". mais en fait c'est la première application était en dentisterie en utilisant la "résine acrylique".

Le ciment osseux est également utilisé en chirurgie pour les tumeurs et les infections. depuis Vingt ans, technologie de stabilisation les fractures vertébrales par compression, appelées vertébroplastie, se sont récemment améliorées, Connue sous le nom de cyphoplastie.

Le ciment osseux n'a pas d'adhérence chimique ou biologique que se soit au niveau l'os ou implant. Son action repose sur la pénétration mécanique de l'os. il fonctionne comme du mortier, pas de la colle. Agit comme un adaptateur de Volume, calage et répartition des charges entre l'os et l'implant. il peut être augmenté la surface de contact entre la tige et l'os et donc de diminuer les zones de transmission de contraintes importantes : «high-spots ». Les contraintes, reflet de la biomécanique de la hanche, polyvalent entre compression, tension, torsion, et sont maximales lors l'impact au sol, Parce qu'il touche le sol qui peut atteindre 9 fois son poids corporel.[22]

2.3 Les comportements du ciments osseux:

2.3.1 Propriétés Chimiques:

- Composition:

Le ciment osseux est composé d'un mélange d'une poudre et d'un liquide .la poudre de polyméthylméthacrylate (PMMA) contient également un initiateur : Le dibenzoïdépéroxyde, un radio-opacifiant et éventuellement un antibiotique, Le liquide contient de méthyle méthacrylate (MMA) et un activateur : Le diméthyle para-toluidine.

La réaction chimique entre l'activateur et l'initiateur libéré des radicaux libres qui sont à l'origine de la polymérisation de MMA.

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines :

- La poudre :

- Poly-méthyle-méthacrylate (PMMA) 90%

- Dibenzoïdépéroxyde (initiateur ou catalyseur) 2 à 3%

- BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) 4 à 8%

- Le liquide :

-Méthyle-méthacrylate MMA (monomère) 83% (ou 98% en l'absence d'agent de liaison)

-Co-monomère : butyle-méthacrylate (agent de liaison) 15%

-Diméthyle para-toluidine (activateur) 2 à 3%

-Hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des aides :

-Des opacifiants radiologiques :

- sulfate de baryum, dioxyde de zirconium, tétra-oxyde de zirconium

- Des antibiotiques (gentamicine, érythromycine et colistine).

- Des colorants (complexe chlorophylle

- cuivre dans une solution d'huile de cacahuète chlorophylle) : la coloration verte donnée au ciment est destinée à le rendre visible dans le champ opératoire lors d'une intervention ultérieure. [22]

- Polymérisation:

On distingue 04 phases différentes dans le processus de polymérisation :

- La phase de mélange permet d'obtenir une pâte homogène.

- La phase de repos permet d'atteindre la viscosité nécessaire à l'utilisation du ciment.

- La phase de travail correspond un moment où le ciment peut être utilisé.

- La phase de durcissement correspond à la polymérisation finale du manomère.

- La différence de comportement durant ces 04 phases va permettre de distinguer les ciments de basses ou haute viscosité. Ceux de bases viscosité ont une phase liquidienne plus longue et un durcissement rapide tandis que ceux de haute viscosité ont une phase de travail longue.[22]

- Température de la polymérisation :

La polymérisation du MMA, au moment de la phase de durcissement est une réaction exothermique qui dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspond à ± 100 g) .

In vitro, cela correspond à des températures avoisinant les 60-80 °C, qui furent longtemps considérées comme une cause du descellement par nécrose thermique osseuse.

In vivo, ces températures atteignent seulement 40-46 °C cette différence s'explique par la présence de l'interface os-ciment et des échanges thermiques avec les tissus vitaux notamment si une couche suffisante d'os spongieux persiste. [24]

- Manomère résiduel :

La polymérisation du MMA n'est jamais complète, minimisant ainsi la libération de MMA dans la circulation sanguine. Cela a longtemps été considéré comme une cause de complications pendant la chirurgie.

En fait, les manomères résiduels sont métabolisés en dioxyde de carbone et en eau dans le cycle critique de l'acide, et leurs taux sanguins sont trop faibles pour expliquer leurs effets vasodilatateurs ou cardiotoniques négatifs.

Nous savons que ces complications sont probablement liées à une augmentation de la pression intramédullaire et à une embolie graisseuse.[25]

- Antibiotique :

L'ajout d'antibiotiques au ciment a été introduit pour la première fois en 1969 par le professeur Buchholz. La gentamicine est l'antibiotique le plus couramment utilisé en raison de son excellent spectre antibactérien, de sa stabilité à la chaleur et de son excellente solubilité dans l'eau.

La libération est proportionnelle au potentiel hydrophile du ciment et se produit superficiellement dans une fine couche superficielle de ciment. Les études de libération montrent un taux initial élevé suivi d'une baisse significative au cours des prochains jours. Cependant, certaines études ont montré des valeurs mesurables même après 5 ans¹⁰. Cela correspond à une très faible concentration. Cela pourrait expliquer l'émergence de la résistance. Il est clair que la valeur atteinte doit être supérieure à la concentration minimale inhibitrice (CMI) de la bactérie respective. La gentamicine est initialement mesurée à 200 µg/L, alors que la plupart des bactéries ont des CMI de 20 µg/L. Des concentrations locales élevées d'antibiotiques augmentent le potentiel de toxicité systémique, un problème qui n'a

pas été cliniquement prouvé. Un problème majeur est l'utilisation de ciments contenant des antibiotiques pour le remplacement articulaire primaire. Certaines études ont montré que l'utilisation de ciment rempli d'antibiotiques dans les prothèses primaires réduit les taux d'infection et augmente la longévité des implants, mais au prix d'une augmentation des résistances .[26]

2.3.2 Propriétés Physiques :

- Temps de prise ou de durcissement :

C'est l'intervalle de temps entre le début du mélange des composants et la fin de la réaction. Le ciment durcit (Figure 2.6), lorsqu'il atteint la moitié de la température de mi-chemin entre la température ambiante et la température maximale. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant. période de repos suivre les extrémités du mélange est nécessaire pour libérer les radicaux libres, ce qui permet polymérisation. L'étape de gel (G) se termine lorsque le ciment "ne colle plus au doigt". Commencer ensuite la phase de travail (W) ou mise en place du ciment, qui est la plus important intéressant d'un point de vue chirurgical.C'est celui que nous avons tendance à étendre permet la pose de ciment osseux et l'insertion de prothèses dans le corps.

Le temps de prise varie d'une formulation commerciale à l'autre en fonction de sa composition chimique. Mais elle varie essentiellement avec la température ambiante : celle de la salle d'opération

- Dégagement de chaleur :

Le processus de polymérisation s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28 Kcal/mole (environ 132,8 cal/g) est proportionnel à la masse de monomère participer à la réponse. Le caractère exothermique de la réaction présente un double risque :

Biologique, par lésion des textile environnants, et mécanique, par expansion des bulles d'air peut être inclus dans le ciment, augmentant ainsi la porosité température à l'interface os-ciment est une fonction :

- 1 - la chaleur dégagée par le ciment,
- 2- taux de génération de chaleur,
- 3- Conductivité thermique et capacité de l'os, de la prothèse et de l'os ciment,
- 4-Conditions initiales du système os-ciment osseux-prothèse (température initiale et environnement, préparation du ciment, etc.).

Pour réduire le risque d'ostéonécrose due à la chaleur, certains ont pu proposer réfrigération préalable des composants de l'implant ou du ciment osseux mais toutes les techniques visant à réduire la température ralentissent la polymérisation et conduisent à un relargage plus important du monomère toxique. [27]

En fait, le seuil d'endommagement thermique est fonction non seulement de la température, mais aussi du temps d'exposition des tissus à cette température. Pour une température de l'os au-dessus de 60°C le risque de nécrose thermique est probable, et 52% probable à des températures inférieures à 48°C. Entre 48°C et 60°C, selon la météo. Le tissu osseux est exposé à cette température.

Pour Merck, les mesures les plus efficaces pour réduire le risque de nécrose thermique sont essayer de limiter l'épaisseur de la couche de ciment osseux en contact avec l'os à 2 ou 3 mm

la température ambiante dans la salle d'opération a été surveillée pour la maintenir en dessous de 20°C.

Huiskes et Slooff recommandent de ne pas dépasser la profondeur de pénétration du ciment dans l'os de plus de 5 mm pour éviter les dommages thermiques au tissu osseux

- Viscosité :

A titre indicatif, trois types de viscosité sont définis dans les conditions ambiantes (23±1°C, humidité 50±10%) :

- **Faible viscosité** : Lors du mélange de poudre et de liquide, la phase liquide est longue durée Habituellement, le ciment reste collant pendant plus de 3 à 4 minutes. Pendant sa phase la viscosité d'utilisation augmente rapidement et la pâte chauffe rapidement. 1-2 minutes distinguer la fin de la phase d'application de la fin approximative du temps de cicatrisation.

- **Viscosité moyenne** : La phase liquide est plus longue que les ciments à haute viscosité.

En règle générale, le ciment n'est plus collant après 3 minutes. Pendant la phase de travail la viscosité reste essentiellement inchangée et augmente lentement et régulièrement. A ce stade, le ciment se comporte comme un ciment à haute viscosité. La récupération se produit généralement environ 1 min 30 à 2 min 30 après la fin de la phase utile.

- **Haute viscosité** : La phase liquide est courte ; ces ciments perdent rapidement leurs propriétés collantes. Pendant la phase de travail, la viscosité reste inchangée et augmente lentement jusqu'à la fin de la phase. En règle générale, la phase d'utilisation est particulièrement longue. La guérison survient généralement environ 1 min 30 à 2 min après la fin de la phase utile.

- Porosité :

On distingue trois (03) types de porosité :

- **Porosité au gaz** : l'air emprisonné pendant le mélange des ingrédients du ciment a tendance à être éliminé lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthacrylate de méthyle sont très volatils et s'évaporent à une température inférieure à la température fixée du ciment. Le diamètre de ces cavités est différent du millimètre à quelques micromètres : les macrobulles doivent être lues dans l'air à l'intérieur des échantillons pendant le mélange, tandis que les champs sont de petites bulles plus probablement liées à l'ébullition du monomère.

- **Porosité sous vide ou retrait** : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait de polymérisation in vivo. C'est l'origine des cavités à surface interne surélevée, soit l'apparition d'orbites qui laissent des impressions en relief correspondant aux orbites prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans de nombreux cas, ces cavités sont moins nombreuses, régulières et peuvent produire des fissures dont le point de départ correspond à un phénomène apparemment déclinant. [28]

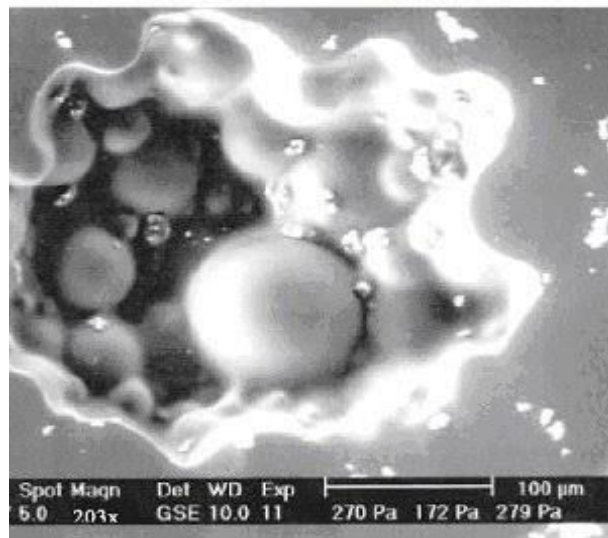


Figure II. 6: porosité par retrait

- Porosité due à l'implication de sang, de tissus mous ou d'os lors de la cimentation d'un implant. La porosité semble être un facteur déterminant pour les performances mécaniques du

dispositif ciment Merck affirme que cela affecte considérablement la résistance à la traction qui existe déjà le point faible et la fatigue du ciment qui nuit à son efficacité à long terme. Le plexiglas (PMMA produit industriellement) est produit sans lui porosité. Cependant, ce matériau est beaucoup moins efficace lors des essais de fatigue que PMMA chirurgical. La porosité du ciment chirurgical a l'avantage d'empêcher la fissuration, la différence du Plexiglas où même la plus petite fissure peut se propager à travers le matériau sans

restriction

- Fissures :

Trois types de fissures peuvent être détectés dans les éprouvettes :

- Les fissures provenant de cavités, qui sont presque toujours des cavités de surface cloque à l'intérieur. Il est donc probable qu'elles se soient formées en même temps qu'elles cavités lors du retrait. Ils tendent, pour ainsi dire, à relier plusieurs cavités une fissure s'est arrêtée dans la fosse.

- Ouvrir des fissures en arc de cercle à partir d'une sphère pré-polymérisée l'incidence de ces fissures augmente lorsque les proportions de mélange sont excessivement modifiées rapport monomère sur polymère, certaines billes prépolymérisées ne restent donc pas lié à d'autres ciments .

- Fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des cavités et des sphères se terminant par une encoche à grand rayon de courbure. Ils existent en son absence il n'y a pas de limites. Pernod et Hernigou prétendent qu'ils sont originaires en raison de leur forme probablement déchirure due au retrait et aux contraintes internes lors de la polymérisation ciment qui n'a pas encore durci.[29]

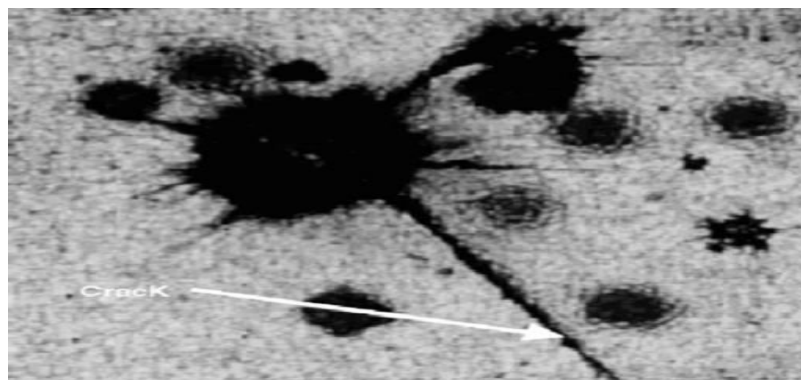


Figure II. 7: fissure initié dans le ciment orthopédique

2.3.3 Propriétés Mécaniques :

Le ciment osseux est un matériau visco-élastique dont les propriétés in vitro (de la plupart des ciments commercialisés) sont : - module d'Young : 2.000 MégaPascal (Mpa) ; - résistance à la rupture :

- en traction : 25 MPa
 - en compression : 80 MPa
 - au cisaillement : 40 MPa
 - en flexion : 50 MPa - élongation avant rupture : 5 % ; - résistance à la fatigue (10^8 cycles) : 14 MPa
- Ainsi, son module d'élasticité est dix fois moins important que celui de l'os cortical adjacent et cent fois moins important que celui de l'implant prothétique. Il agit donc comme une couche élastique entre deux couches rigides.[22]

Ses propriétés sont influencées par plusieurs facteurs. Ainsi, les conditions de préparation et de plantation jouent un rôle important. En effet, dans les conditions de service, les ciments acryliques ont une porosité d'environ 8 %. Ces pores sont responsables de la détérioration des propriétés mécaniques par des effets de concentration de contraintes. La porosité peut être réduite en centrifugant le ciment. De même, l'ajout d'eau, de sang et de moelle osseuse au ciment affaiblit les propriétés mécaniques du stratifié. D'autre part, tous les additifs utilisés modifient également les propriétés mécaniques du ciment. Ainsi, lorsque des antibiotiques sont ajoutés, la résistance à la compression diminue de 4 % dans certaines conditions (1 g d'antibiotique pour 40 g de polymère). En effet, l'antibiotique doit être mélangé de manière homogène sous forme de poudre et non de liquide, ce qui, comme l'ajout d'eau ou de sang, peut provoquer une inclusion, source du phénomène de concentration de stress.

3. FIXATION D'UNE PROTHÈSE FÉMORALE:

La réussite d'une arthroplastie de la hanche repose en grande partie sur la technique de fixation choisie. Cimenté ou non cimenté, ce choix peut être décisif dans la détermination de la longévité de la P.T.H .

Nous essaierons de mettre la lumière sur la technique (avec ciment), Le but restant de mieux comprendre l'impact de ce choix dans la détermination de la qualité de vie des patients ainsi que dans le taux de reprise des P.T.H.

On distingue quatre étapes différentes lors de la fixation d'une prothèse, qui ont chacune leur importance : la préparation des surfaces osseuses, la préparation du ciment, l'implantation du ciment et la mise en place de l'implant.[30]

3.1 Fixation Cimentée:

La cimentation a été introduite pour le remplacement total de la hanche en 1962 par le chirurgien orthopédiste John Charnley (Wrightton, Royaume-Uni). Le ciment acrylique (PMMA : polyméthacrylate de méthyle) est utilisé pour ce type de fixation.

Cette technique offre l'avantage d'une fixation immédiate de l'implant fémoral, presque immédiatement après l'intervention, ce qui est essentiel pour les patients très âgés car les propriétés mécaniques du ciment sont relativement médiocres en termes de traction et de traction. l'implant. Fatigue (résistance à la fatigue du ciment : 7 - 20 MPa) Afin de « protéger » au maximum le ciment, la structure et les matériaux des joncs doivent être optimisés. Des études par éléments finis ont montré que des tiges rigides peuvent minimiser les contraintes dans le manteau de ciment. Les exemples incluent les alliages CoCrMo et les aciers inoxydables orthopédiques. L'importance du module de Young a été soulignée par la défaillance prématurée des tiges 3M "Capital Hip" au Royaume-Uni au début des années 1990. Ces tiges étaient des copies exactes des tiges de carbure de Charnley, mais étaient en alliage de titane. Le taux de desserrage de ces barres était cinq fois supérieur au taux de desserrage des barres d'origine Charnley en acier. Cet échec accablant a conduit à la création du British Prosthetic Joint Registry pour identifier le plus tôt possible les implants problématiques.

Il existe trois philosophies différentes de fixation cimentée :

– Ciment relativement épais - le concept Charnley

Cette philosophie de fixation a été développée par John Charnley en 1962. Elle consiste à implanter une prothèse moins volumineuse que la dernière râpe utilisée (Figure 2.8). De cette manière, il est possible d'avoir un manteau cimenté continu ayant une épaisseur de l'ordre de 1 à 4 mm. Des « spacers » distaux et/ou proximaux peuvent être utilisés pour centrer la tige dans le ciment et permettent d'assurer la continuité du lit cimenté.⁵⁶

– Ciment aussi mince que possible - le paradoxe français

Cette philosophie de fixation a été développée par Marcel Kerboull (Paris, France) au début des années soixante-dix et consiste à implanter une prothèse ayant exactement le même volume que la dernière râpe utilisée. L'épaisseur du ciment est ainsi extrêmement faible et le ciment est principalement comprimé dans l'os spongieux. Cette philosophie de cimentage a

été décrite comme étant le paradoxe français, notamment par des chirurgiens britanniques.



Figure II. 8:Tige de Charnley

3.2 Fixation hybride - le concept Müller

Cette fixation développée par Maurice Müller (Berne, Suisse) à la fin des années soixante-dix est une fixation hybride cimentée/non cimentée. Le design de la tige Müller assure au moins trois points de contact entre la tige et l'os cortical (La figure 2.9) . Le ciment assure principalement la stabilité rotatoire de l'implant fémoral.⁵⁷

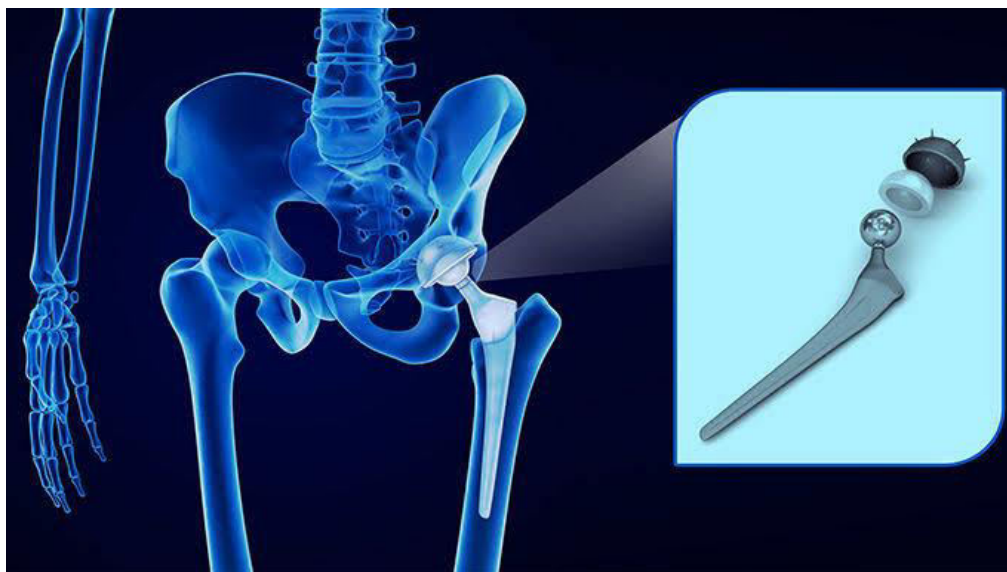


Figure II. 9:tige de Muller

Ces trois philosophies, complètement contradictoires a priori, produisent d'excellents

résultats, à condition de suivre leur concept à la lettre. Deux approches diamétralement opposées ont été développées :

- l'interface rugueuse assure un coefficient de frottement élevé entre la tige et le ciment ;

- liaison mécanique entre la tige et la couche cimentée due aux forces de cisaillement de la couche cimentée. Ce type, développé par des chirurgiens américains comme William Harris (Boston/USA), n'est pas utilisé actuellement aux Cliniques Universitaires Saint-Luc ;

- l'interface polie assure un très faible coefficient de frottement entre la tige et le ciment. Ce concept, développé par Robin Ling (Exeter, Angleterre), n'assure pas une liaison mécanique entre la tige et la couche de ciment, car le facteur de frottement entre la tige et le ciment est trop faible (Figure 2.10). Par conséquent, les contraintes de prise sont transférées normalement/radialement entre la tige et la base cimentée.

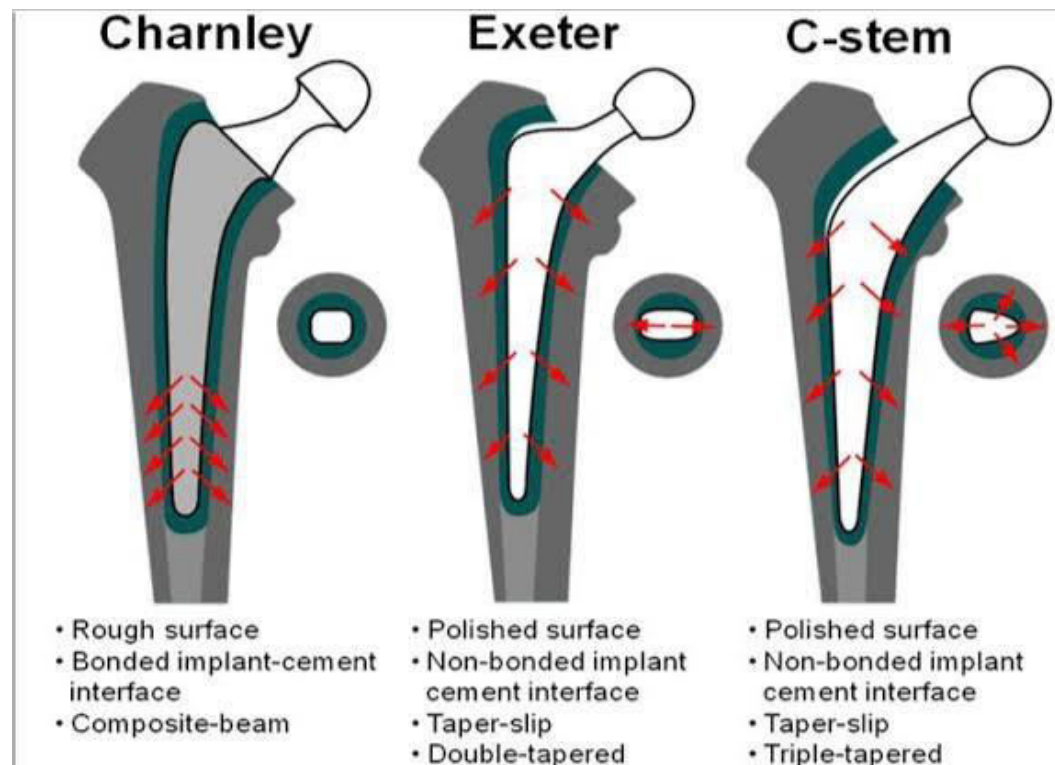


Figure II. 10: les principales caractéristiques de conception des trois prothèses fémorales étudiées.

Ces deux concepts ont coexisté de nombreuses années dans de nombreux articles biomécaniques cherchant à démontrer la supériorité d'un concept sur un autre.

D'après les meilleurs résultats cliniques des tiges cimentées polies, cette interface est actuellement la plus fréquente pour les tiges cimentées selon la philosophie Charnley ou Kerboull (paradoxe français). Les meilleurs résultats des tiges polies peuvent être expliqués

comme suit :

- le relâchement local entre la tige et le ciment ne peut être évité dans presque toutes les tiges cimentées ;

- ces relaxations locales provoquent des micromouvements entre la tige et le socle cimenté. - ces micromouvements provoquent la formation de débris (ciment/métal) lorsque la surface de la tige est rugueuse, alors que ces micromouvements ne provoquent pas de débris lorsque la tige est polie ;

- la présence de débris à l'interface tige-ciment peut provoquer une ostéolyse par activation des ostéoclastes à long terme. En résumé, les tiges cimentées sont des implants qui permettent une mise en charge immédiate et sont particulièrement indiqués chez les patients âgés. Ces joncs sont majoritairement constitués d'un alliage à haut module d'élasticité pour minimiser les contraintes dans la couche de ciment. Si ces tiges suivent la philosophie de CharnleyetKerboull, les tiges polies produiront de meilleurs résultats cliniques. Les bars équipés du concept hybride (philosophie Müller) sont généralement sablonneux.[30]

4. Les prothèses INSTRUMENTÉES

La prothèse de hanche instrumentée peut être utilisée dans différentes étapes de la chirurgie de remplacement de la hanche, notamment pour guider le positionnement de la prothèse pendant l'opération et pour évaluer la performance de la prothèse après la chirurgie.

Pendant l'opération, le chirurgien peut utiliser les capteurs de la prothèse instrumentée pour mesurer l'angle et la position de la hanche en temps réel, ce qui permet de positionner la prothèse avec précision. Cette méthode de positionnement assisté par ordinateur peut améliorer les résultats de la chirurgie en minimisant les erreurs de positionnement.

Après l'opération, la prothèse de hanche instrumentée peut aider à surveiller la performance de la prothèse en temps réel et à identifier les problèmes potentiels. Les données recueillies par les capteurs de la prothèse peuvent être utilisées pour évaluer l'usure et la stabilité de la prothèse, ainsi que pour détecter les éventuels défauts de fabrication.

En outre, la prothèse de hanche instrumentée peut être utilisée pour aider les patients à récupérer plus rapidement après la chirurgie. Les données recueillies par les capteurs peuvent être utilisées pour suivre la progression de la réadaptation et pour aider les patients à ajuster leur programme d'exercices en fonction de leur niveau de douleur et de leur capacité.

Il est important de noter que la prothèse de hanche instrumentée est plus coûteuse que les prothèses de hanche standard et qu'elle nécessite une formation supplémentaire pour être utilisée efficacement. En outre, certains patients peuvent ne pas être candidats à cette

technique en raison de leur état de santé ou d'autres facteurs. C'est pourquoi il est important de discuter avec son chirurgien des options disponibles et de comprendre les risques et les avantages potentiels de cette technique avant de prendre une décision éclairée.[14]



Figure II. 11: Prothèse métallique orthopédique instrumentée

En effet, cet instrument permet de collecter et d'enregistrer les forces de contact au niveau de la hanche, ce qui est essentiel pour définir les exigences en matière de conception de prothèses articulaires de hanche. Les données transmises par une prothèse totale de hanche instrumentée moderne peuvent être traitées pour déterminer les contraintes subies par l'os, les différentes forces, les moments résultants sur les trois axes, la déformation tridimensionnelle de la prothèse ainsi que la température résultante lors des activités des patients (Fig 2.11).[14]

4.1 Forces transmises par les prothèses totales de hanche (PTH) insérées :

Pendant un cycle de marche, la force maximale exercée sur la tête fémorale est légèrement supérieure au double de la force exercée par le poids du corps du patient, selon les valeurs mesurées par les PTH instrumentées. Les variations des forces maximales sont largement influencées par la nature des activités, et pour normaliser les résultats, elles sont exprimées en fonction du poids du corps 'P'. Par exemple : marche lente (3,5 km/h) représente 242 %P, marche normale (3,9 km/h) représente 238 %P, marche rapide (4,8 km/h) représente 236 %P, montée d'escaliers représente 251 %P, descente d'escaliers représente 260 %P, se mettre debout représente 190 %P, s'asseoir représente 156 %P, pédaler sur un vélo représente 67 %P, et lors d'une chute, la force représente 700 %P. En moyenne, les forces pendant la montée des escaliers sont 23 % plus importantes que lors de la marche normale. Les variations du Les charges exercées sur l'articulation lors de la montée des escaliers sont considérablement plus élevées que celles pendant la marche. De plus, selon une étude, le premier pic de forces exercées sur la tête fémorale est moins important que le second lors de la descente des escaliers, tandis qu'il est le plus élevé lors de la montée.

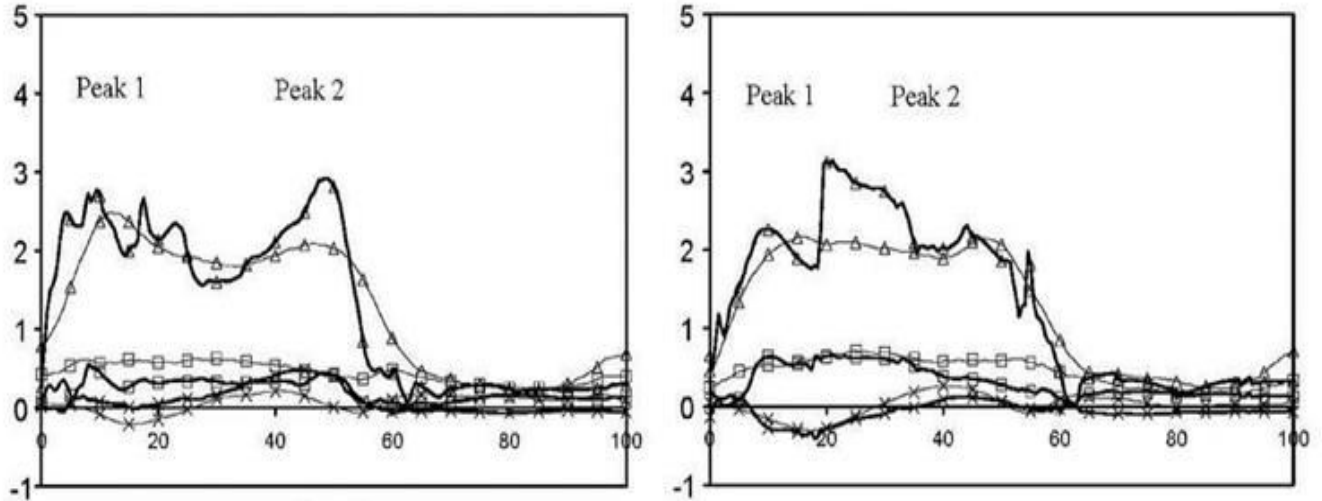


Figure II. 12 Comparaison entre les efforts mesurés par une PTH instrumentée (ligne mince), et un modèle mathématique (ligne épaisse). x (carré) y (en x)

Les contraintes au sein d'une prothèse totale de hanche sont principalement concentrées sur le bord antérieur et le côté latéral de la cupule, d'après la modélisation mathématique. En effet, lors d'un appui unipodal statique, les forces peuvent atteindre environ 310 % du poids du corps (P) dans une hanche avec prothèse, tandis qu'elles sont d'environ 270 %P pour une hanche saine. Il convient également de noter que les forces de contact mesurées in vivo avec des prothèses instrumentées peuvent varier d'une personne à l'autre en fonction des caractéristiques corporelles et des dimensions anatomiques.

4.2 Variation de la température des prothèses :

Les prothèses de hanche présentent une friction plus élevée que les articulations naturelles, ce qui génère davantage de chaleur. Sur une période prolongée, des activités à forte charge telles que la marche peuvent entraîner une augmentation de la température à des niveaux pouvant causer des dommages biologiques dans les tissus environnants et potentiellement contribuer au descellement de la prothèse. Bien que ces effets n'aient jamais été signalés dans des études cliniques, cela pourrait simplement être dû au fait que la fréquence et la durée de la marche en tant que facteur d'échec de l'implant n'ont, à notre connaissance, jamais été étudiées.

Des mesures ont été prises sur sept implants chez cinq patients (EBL/EBR, KWL/KWR, HSR, PFL, RHR). En plus de la température de l'implant et des forces articulaires, la température corporelle et la température musculaire dans la région de la hanche ont été enregistrées. Les valeurs initiales et l'augmentation de température pendant une heure de

marche à vitesse normale ont été mesurées. De plus, les températures après une heure de vélo sur un ergomètre à la même puissance métabolique ont été déterminées, car la charge articulaire et donc la friction dans l'articulation sont beaucoup plus faibles pendant le vélo que pendant la marche.

Dans une simulation informatique, il a été calculé comment le réchauffement induit par la friction dans l'implant est réparti dans l'os adjacent et les tissus mous.



Figure II. 13: mesure de la température de la hanche du patient

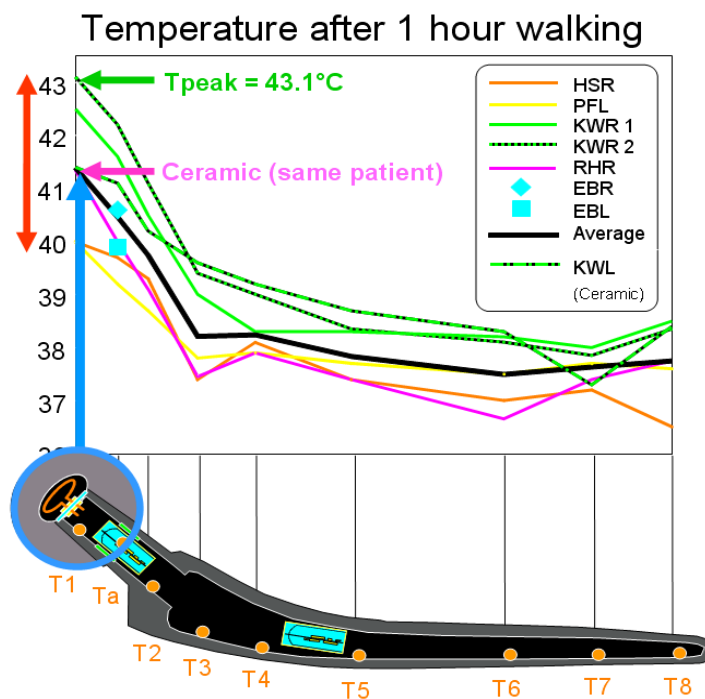


Figure II. 14: Température après 1h de marche

Le diagramme montre les températures finales de tous les patients après une heure de marche. Les températures étaient les plus élevées dans la tête de l'implant (gauche, flèche bleue) [Bergmann et al., 2001A]. C'est l'endroit où la chaleur est produite en raison du frottement entre la tête et la cupule de la prothèse. Vers l'extrémité de la tige, les températures diminuent. Chez l'un des patients, la température est montée à plus de 43 degrés Celsius (courbe verte en pointillés), alors qu'elle est restée beaucoup plus basse chez les autres sujets. La simulation informatique a fourni comme explication la plus plausible pour les températures individuellement très différentes, que les propriétés de lubrification du liquide synovial varient considérablement entre les patients [Bergmann et al., 2001B].

Pendant le vélo, les températures sont beaucoup plus basses que pendant la marche. Il est devenu évident qu'une cupule artificielle, en céramique au lieu de plastique (courbe violette), provoque des températures beaucoup plus basses dans l'implant. On peut donc supposer qu'un implant métallique au lieu d'une tête en céramique, associé à une cupule en polyéthylène, provoquera même des températures supérieures à 43 degrés centigrades chez certains patients. Si c'est vraiment le cas et si les températures observées peuvent avoir des effets néfastes sur la longévité des implants, c'est l'objectif d'autres activités de recherche propres.[14]

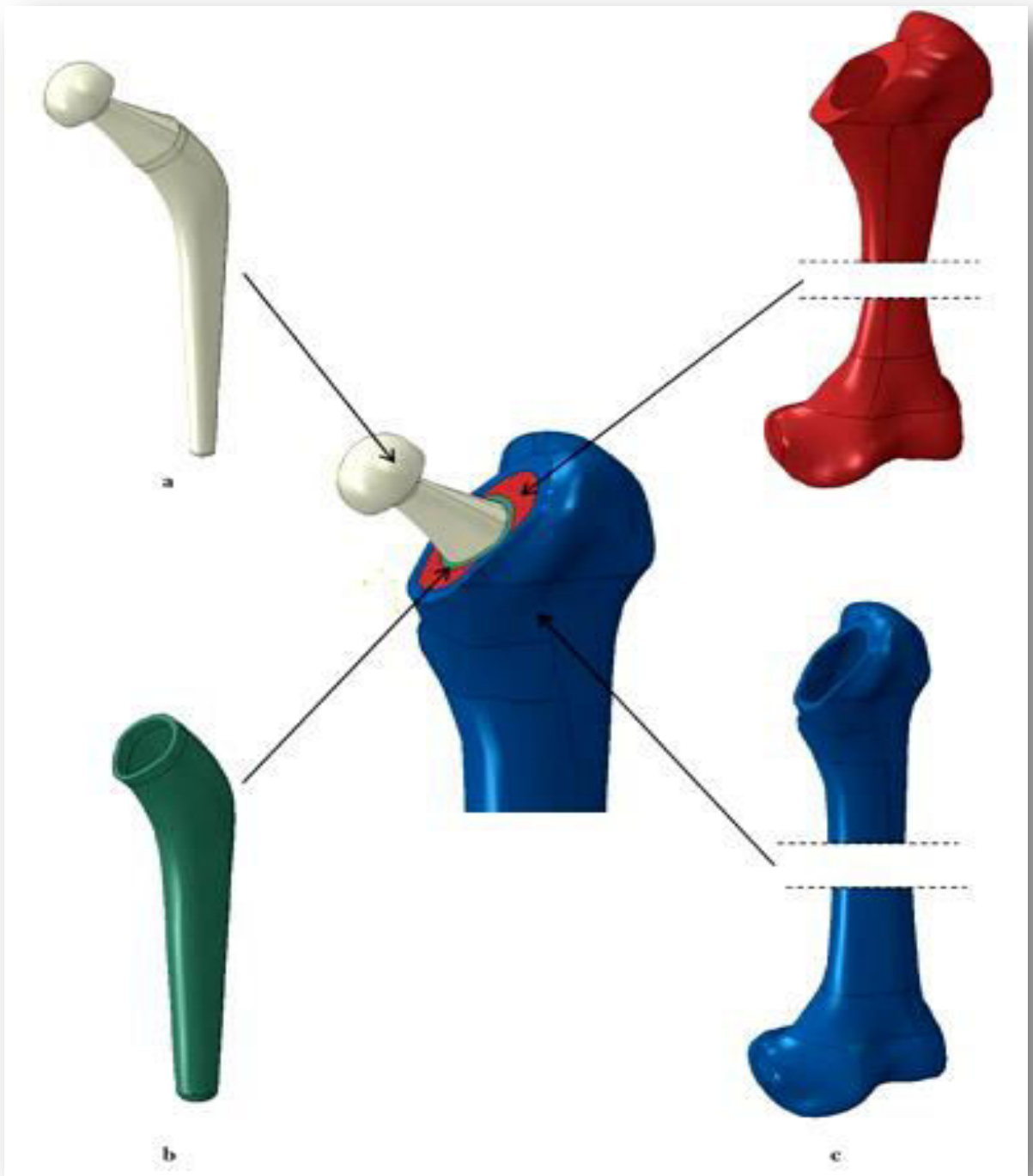
5. Conclusion

En conclusion, le remplacement total de la hanche est une procédure chirurgicale essentielle pour améliorer la qualité de vie des patients souffrant d'arthrose sévère ou de fractures graves de la hanche. Ce chapitre a exploré en détail les différents aspects de cette intervention, mettant en lumière l'importance de la personnalisation en fonction des besoins spécifiques de chaque patient. Les prothèses totales de hanche modernes, avec leurs matériaux de haute qualité, leurs mécanismes de fixation variés et leur durabilité exceptionnelle, ont révolutionné le traitement de ces affections.

Il est crucial de noter que le choix des composants de la prothèse et la technique chirurgicale doivent être soigneusement évalués pour chaque cas, en tenant compte de l'âge, du poids, de l'activité physique et de la condition générale du patient. Les avantages fonctionnels apportés par ces prothèses sont indéniables, mais il existe également des considérations importantes liées à la biocompatibilité et à la biomécanique pour assurer le succès à long terme de l'opération.

Enfin, la fixation des prothèses totales de hanche peut être réalisée avec ou sans ciment, et le choix dépendra de divers facteurs. Les progrès continus dans le domaine de la chirurgie orthopédique promettent des améliorations constantes dans cette procédure, visant à accroître la qualité de vie des patients et à prolonger la durée de vie fonctionnelle de leurs prothèses.

En somme, le remplacement total de la hanche est une intervention chirurgicale complexe mais extrêmement bénéfique pour les patients, avec un potentiel considérable pour améliorer leur mobilité et leur confort. L'avenir de cette discipline médicale s'annonce prometteur, avec un accent continu sur l'innovation pour garantir des résultats optimaux pour les patients.



Chapitre III

Modélisation et Simulation de la PTH sur le Logiciel Abaqus

Ce chapitre se focalise sur la modélisation et la simulation de la prothèse totale de hanche à l'aide du logiciel Abaqus. Il débute en présentant Abaqus et en spécifiant la version employée pour les analyses. Ensuite, il explore diverses méthodes de maillage pour représenter avec précision la géométrie de la prothèse et des tissus avoisinants. Le modèle numérique de la prothèse de hanche est détaillé en insistant sur les interactions entre les composants de la prothèse et les tissus osseux.

Les propriétés matérielles sont scrutées en détail, englobant les caractéristiques mécaniques des implants prothétiques, notamment l'élasticité et la résistance à la traction, ainsi que les attributs des tissus osseux, tels que densité, rigidité et résistance.

Les conditions aux limites sont soigneusement définies pour le modèle, comprenant la fixation des composants prothétiques dans l'os cortical et la simulation des charges générées lors de la marche. Ces conditions sont intégrées au modèle numérique pour reproduire fidèlement le comportement biomécanique de la hanche.

L'analyse de la distribution des contraintes au sein de l'implant et des tissus osseux lors d'un cycle de marche normale est entreprise. Les résultats des simulations permettent d'évaluer les contraintes équivalentes de Von Mises et leur répartition le long des composants de la prothèse.

Enfin, la biomécanique de la marche normale et son impact sur la performance de la prothèse de hanche sont discutées en mettant en évidence des paramètres biomécaniques cruciaux, tels que le déplacement du centre de masse, les forces et les moments articulaires, ainsi que leur influence sur la longévité et le bon fonctionnement de la prothèse.

1. Description du logiciel ABAQUS :

ABAQUS est un progiciel de calcul d'éléments finis développé par ABAQUS, Inc (Dassault Systèmes).

Il se compose de trois produits : ABAQUS/Standard, ABAQUS/Explicit et ABAQUS/CAE.

- *ABAQUS/Standard* est un solveur généraliste qui recourt à un schéma traditionnel d'intégration implicite.
- Le solveur *ABAQUS/Explicit* emploie un schéma d'intégration explicite pour résoudre des problèmes dynamiques ou quasi statiques non linéaires.
- *ABAQUS/CAE* constitue une interface intégrée de visualisation et de modélisation pour lesdits solveurs.

Chacun de ces produits est complété par des modules additionnels et/ou optionnels, spécifiques à certaines applications.

Les produits ABAQUS, ABAQUS/CAE notamment, sont écrits intégralement avec les langages C++, Fortran pour les parties calcul et Python pour les scripts et les paramétrisations. La gestion de l'interface graphique est assurée par FOX Toolkit.

ABAQUS est très largement utilisé dans les industries automobiles et aéronautiques. En raison du large spectre de ses capacités d'analyse et de sa bonne ergonomie, il est également très populaire dans les milieux universitaires, pour la recherche et l'éducation.

ABAQUS fut d'abord conçu pour analyser les comportements non-linéaires. Il possède en conséquence une vaste gamme de modèles de matériau. Ses modélisations d'élastomères, en particulier, méritent d'être reconnues.

En 2005, ABAQUS, Inc a été acquis par Dassault Systèmes et est devenue SIMULIA. [31]

1.1 Généralité sur le code de calcul ABAQUS :

ABAQUS compose de trois produits: ABAQUS/Standard, ABAQUS/Explicit et ABAQUS/CAE. [31]

1.2 ABAQUS/Standard:

ABAQUS Est un solveur généraliste qui recourt à un schéma traditionnel d'intégration implicite. [31]

- Résolution basée sur l'algorithme de Newton-Raphson et la méthode de Riks.
- problèmes linéaires et non linéaires.
- Géométries 1D, 2D, 3D et asymétriques.
- Nombreuses procédures d'analyse dans le domaine temporel et fréquentiel.

1.3 ABAQUS/Explicit:

ABAQUS/Explicit Un schéma d'intégration explicite pour résoudre des problèmes dynamique ou quasi-statiques non-linéaires. [31]

- Analyse non linéaire (discrétisation spatiale et temporelle).
- Problèmes transitoires et dynamiques des structures.
- Résolution basée sur la méthode explicite d'intégration en temps.

1.4 ABAQUS/CAE:

ABAQUS/CAE Constitue une interface intégrée de visualisation et de modélisation pour lesdits solveurs. Chacun de ces produits est complété par des modules additionnels et optionnels, spécifiques à certaines applications.

ABAQUS fut d'abord conçu pour analyser les comportements non-linéaires. Il possède en conséquence une vaste gamme de modèles de matériau. Ses modélisations d'élastomères, en particulier, méritent d'être reconnues. [31]

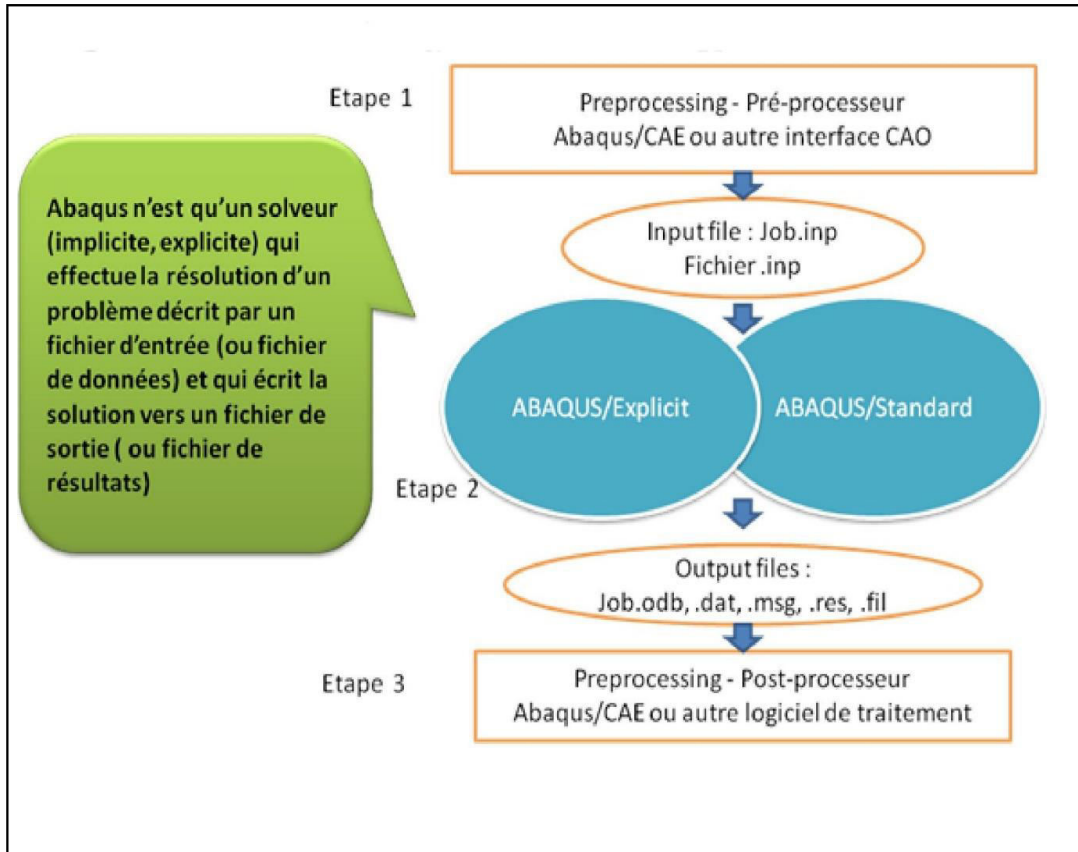


Figure III. 1: Structure d'une analyse sous Abaqus

- **Module Part**
- **Module Property**
- **Module Assembly**
- **Module Step**
- **Module Interaction**
- **Module Load**
- **Module Mesh**
- **Module Job**
- **Module Visualization**
- **Module Sketch**

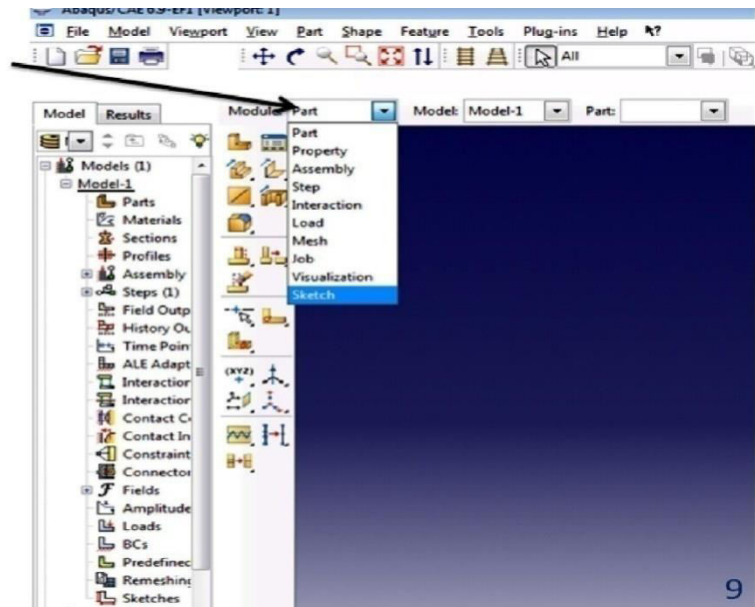


Figure III. 2: organisation du logiciel ABAQUS

2. Les modules :

La réalisation complète d'un jeu de données s'effectue après un passage successif dans les modules.[31]

2.1 Module part :

PART ce module qu'est définie la géométrie des entités du modèle.(figureIII.3) et (figure III.4) Elles comprennent à la fois les parties déformables et les parties rigides. Pour les créer, il faut utiliser l'icône de création en haut à gauche. [31]

Il ne vous reste plus qu'à sélectionner convenablement:

- L'espace de modélisation : 3D par exemple
- Le type d'entité à générer : déformable
- La forme de l'entité.

Dans tous les cas vous passez dans un autre environnement de type CAO où vous dessinez vos pièces.

Dans le cas d'un solide rigide, il est nécessaire de définir un point de référence. C'est en fait en ce point que sont définis les degrés de liberté du solide sur lesquels vous imposerez des conditions aux limites par la suite. Ceci se fait dans le menu Tools, grâce à la commande référence point.

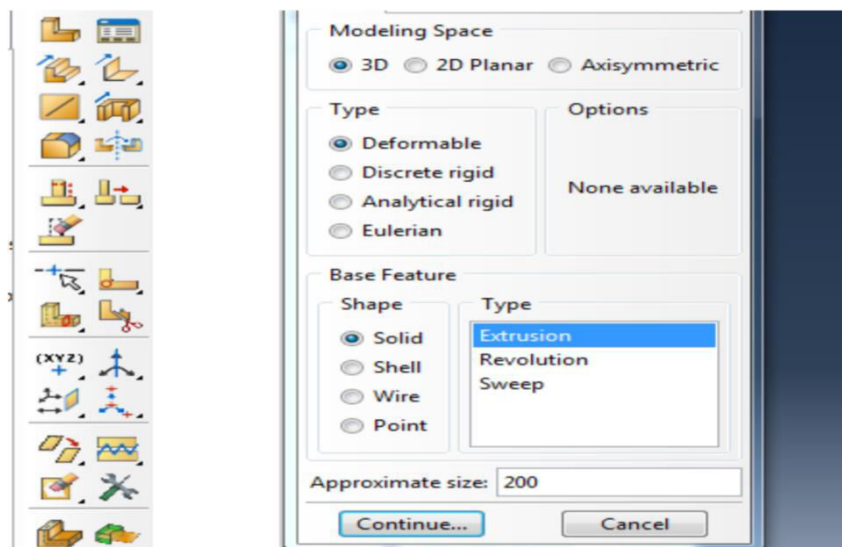


Figure III. 3: Réalisation de la mise en données d'un problème

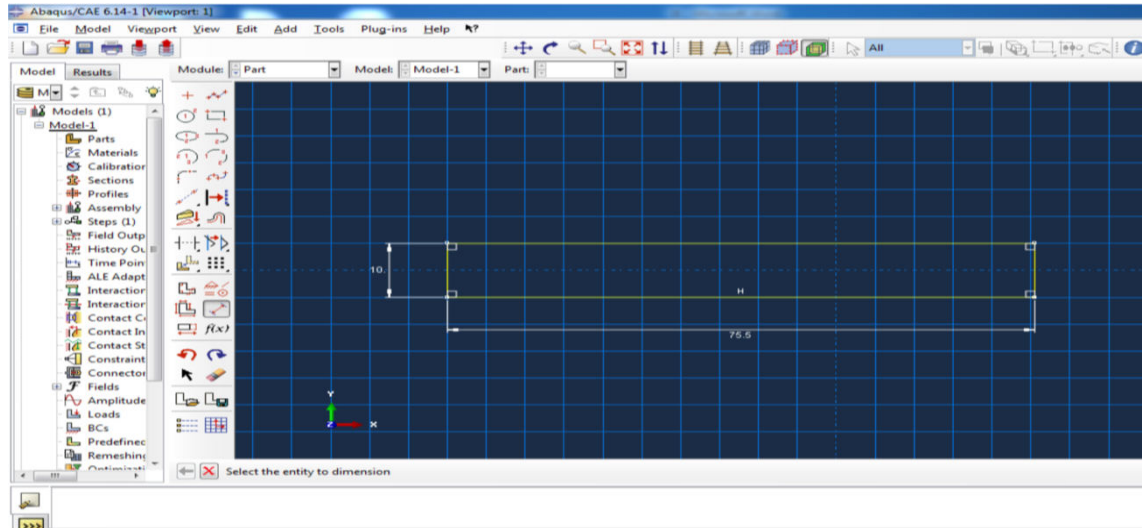


Figure III. 4:ModulePart

2.2 Module Property :

On y définit les propriétés du ou des matériaux (figure III.5) (des parties déformables du modèle) et la masse des corps rigides si nécessaire. Dans le cas présent, vous avez à définir des propriétés élastiques et/ou plastiques. Pour créer un matériau, il suffit de cliquer sur l'icône en haut à gauche. [31]

Il vaut mieux ensuite donner un nom spécifique à chacun de vos matériaux ce qui permet éventuellement la création d'une base de données, il vous reste à définir :

- Les propriétés élastiques via Mechanical, Elasticity, Elastic (module d'Young et le coefficient de Poisson pour un matériau isotrope).
- Les propriétés plastiques via Mechanical, Plasticity, Plastic. (Sous l'hypothèse d'un écrouissage isotrope, la courbe d'écrouissage est entrée sous la forme: limite d'élasticité/déformation plastique, dans cette courbe.

la contrainte est de type Cauchy (F divisée par la surface actuelle) et la déformation est logarithmique ($\ln(L/L_0)$).

Il faut ensuite affecter les propriétés matériau à une entité du maillage: pour ce la il est nécessaire de créer tout d'abord une section avec l'icône en forme de poutre. Vous aurez à faire référence à un matériau et il ne vous restera plus qu'à donner une valeur à l'épaisseur. [31]

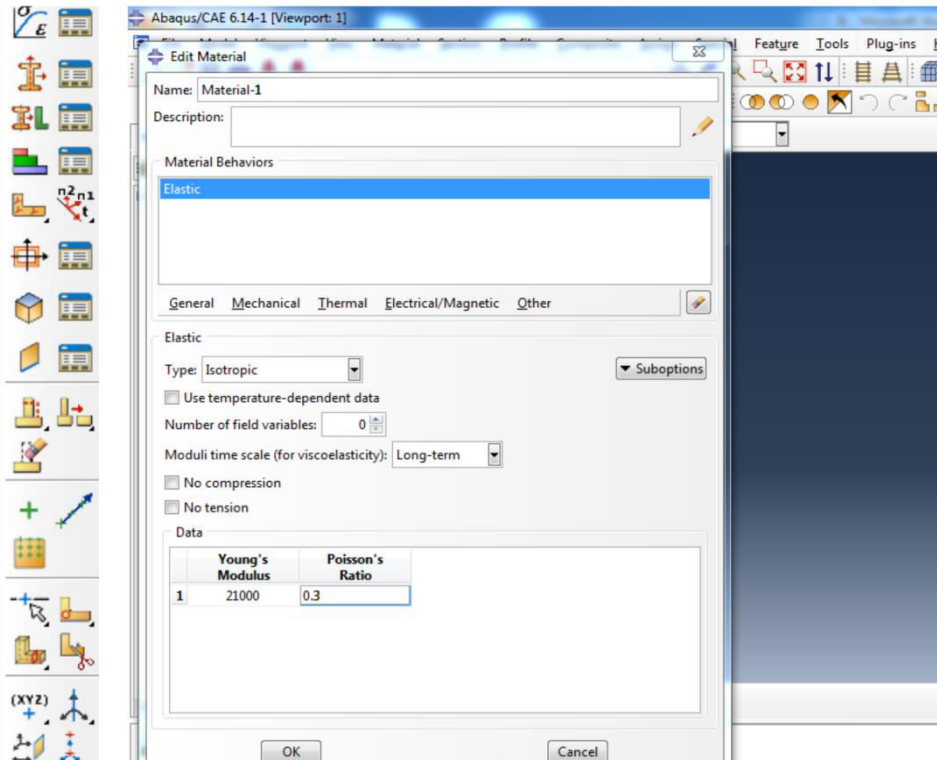


Figure III. 5: propriétés Matériaux et section

2.3 Module Assembly :

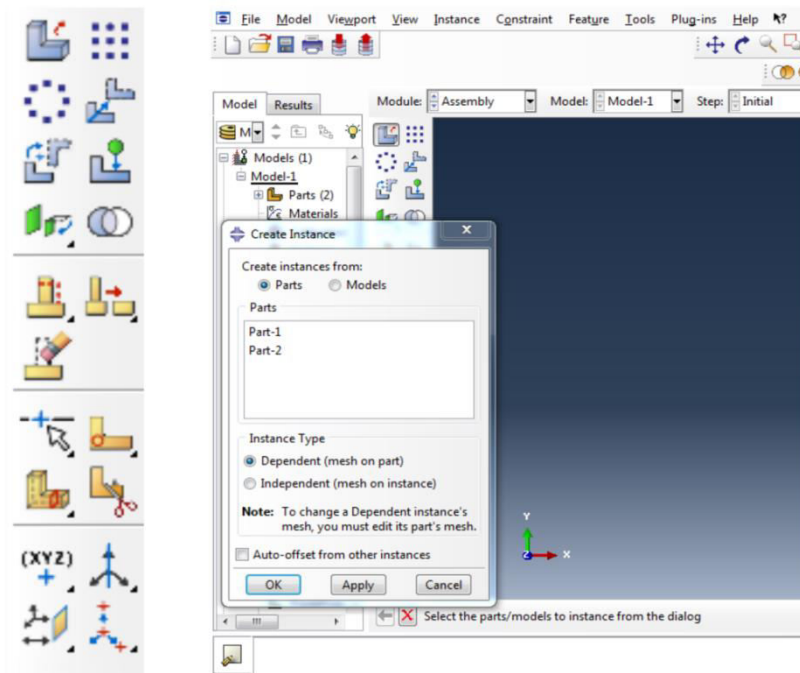


Figure III. 6: Instance et assemblage

Assembly ce module, il s'agit de créer une instance (figure III.6) à partir des entités que vous avez définie dans le module Part. Ces instances seront celles que vous manipulerez par la suite dans le modèle. Dans le cas général, à partir de l'icône en haut à gauche, pour créer une instance vous sélectionnez tous les éléments créés dans Part. Vous pouvez le cas échéant faire subir des mouvements d'ensemble à ces instances pour les repositionner dans l'espace. [31]

2.4 Module Step:

C'est ici que vous choisirez, (figure III.7) dans le cas d'études de crash ou d'impact, le module

« Dynamic explicit ». Vous remarquerez au passage les nombreuses autres possibilités qui sont offert espace code de calcul. [31]

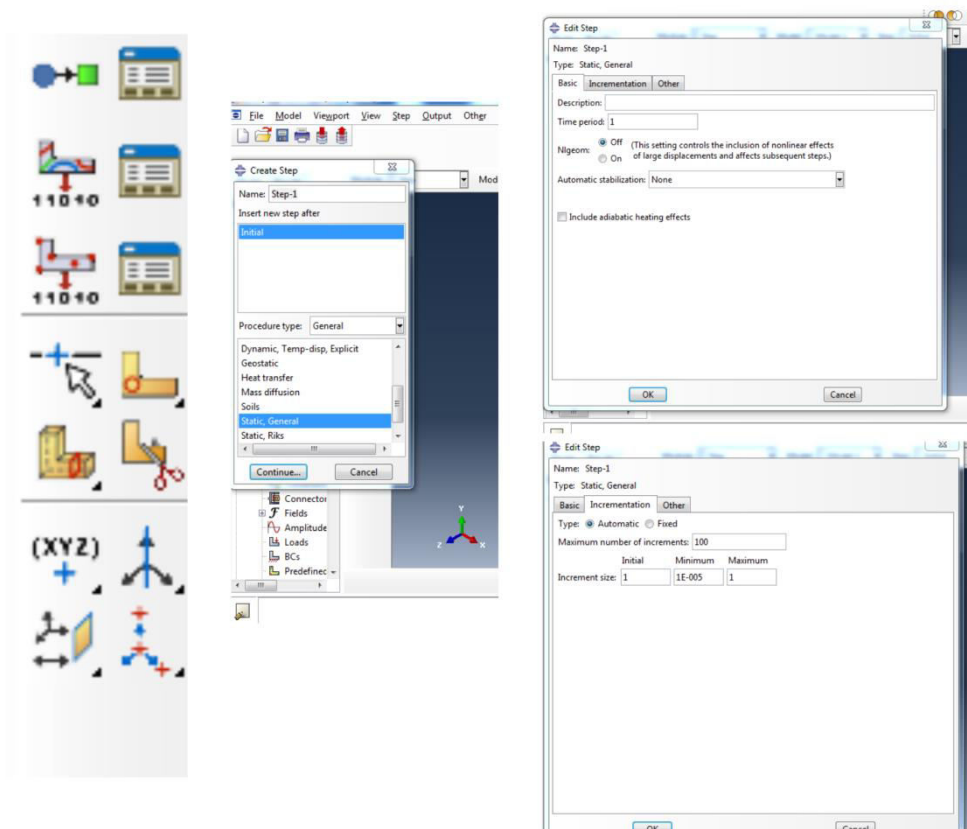


Figure III. 7:Création du step

2.5 Module Interaction:

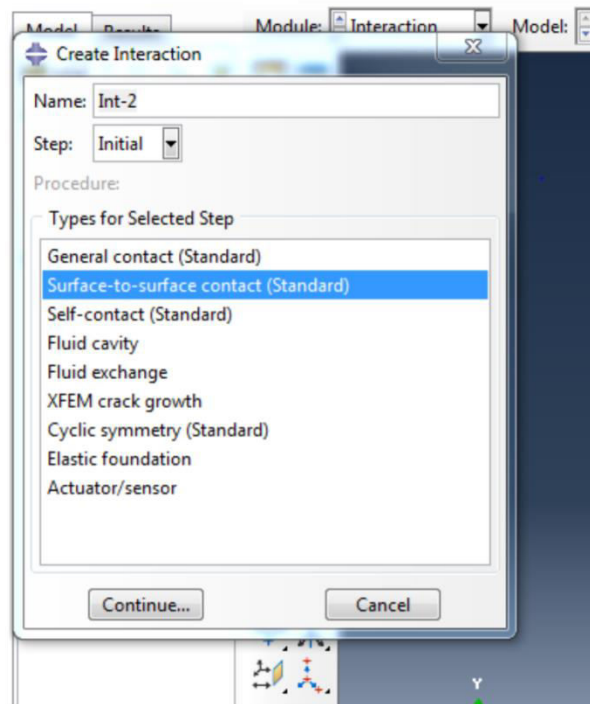


Figure III. 8 :moduleinteraction

Grâce ce module, il est possible de spécifier toutes les interactions entre les différentes parties et régions du modèle, qu'elles soient mécaniques, thermiques ou autres. Il faut savoir qu'ABAQUS ne prend en compte que les interactions explicitement définies, la proximité géométrique n'étant pas suffisante.[31]

2.6 Module Load:

Le module Load permet de spécifier tous les chargements, conditions limites et champs. (Figure III.9). Il faut savoir que les chargements et le conditions limites sont dépendants des steps, par exemple une force est appliquée au step1 mais inactive au step 2. [31]

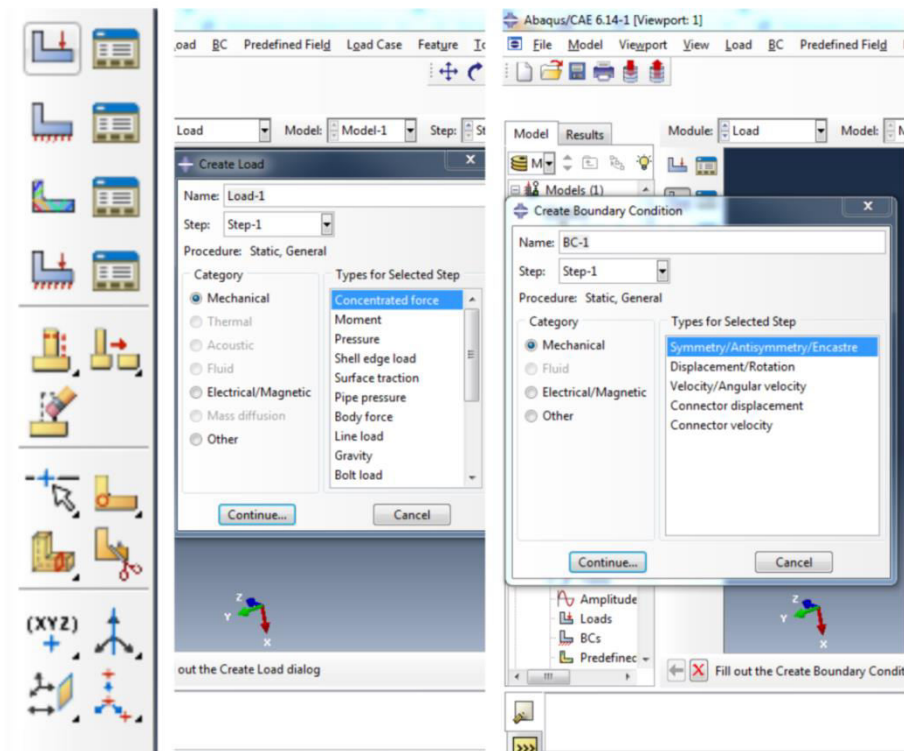


Figure III. 9:Création des chargements

2.7Module Mesh:

Mesh contient tous les outils nécessaires pour générer un maillage élément fini sur un assemblage, (figure III.10). [31]

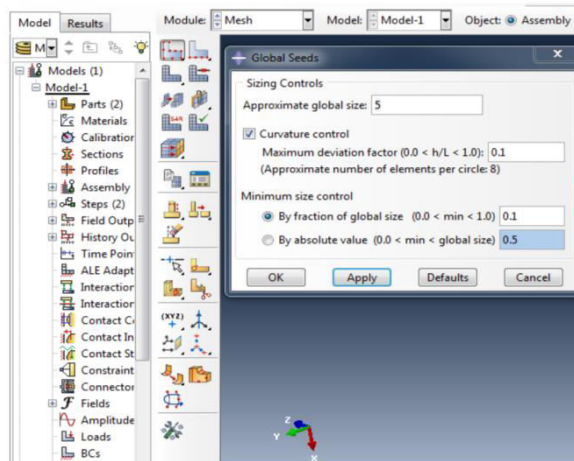


Figure III. 10:Création de maillage

2.8Module Job:

Le « lancement » du calcul est classique, Après avoir lancé le calcul, vous pouvez suivre l'évolution du procès en cliquant sur Monitor : vous pouvez ainsi avoir en temps réel l'évolution des incréments de chargement et apprécier la convergence des calculs. [31]

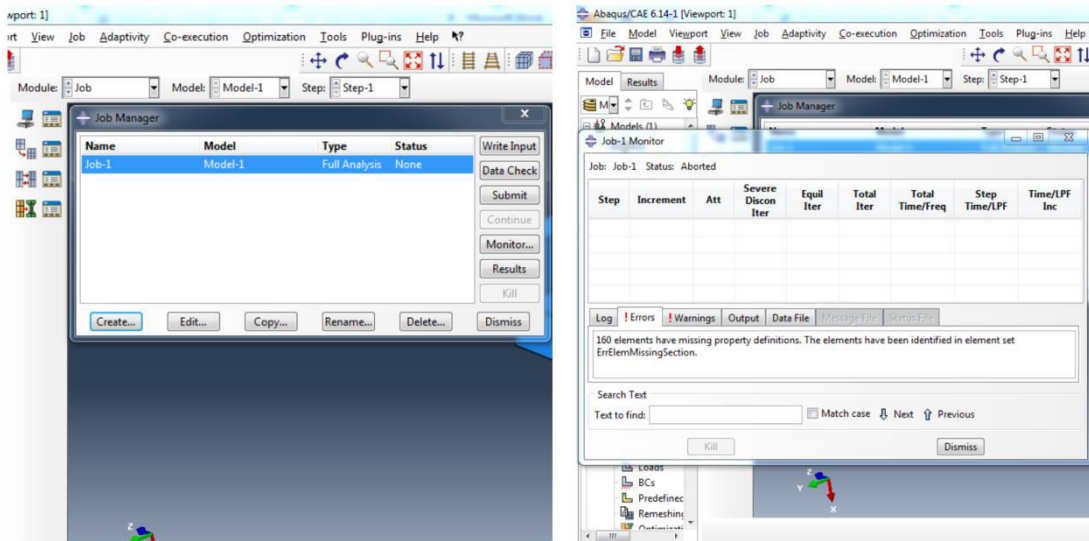


Figure III. 11: Lancement du calcul

2.9 Module visualization:

Visualisation est un module qui affiche tout les résultats de la pièce soit contrainte ou déformation. [31]

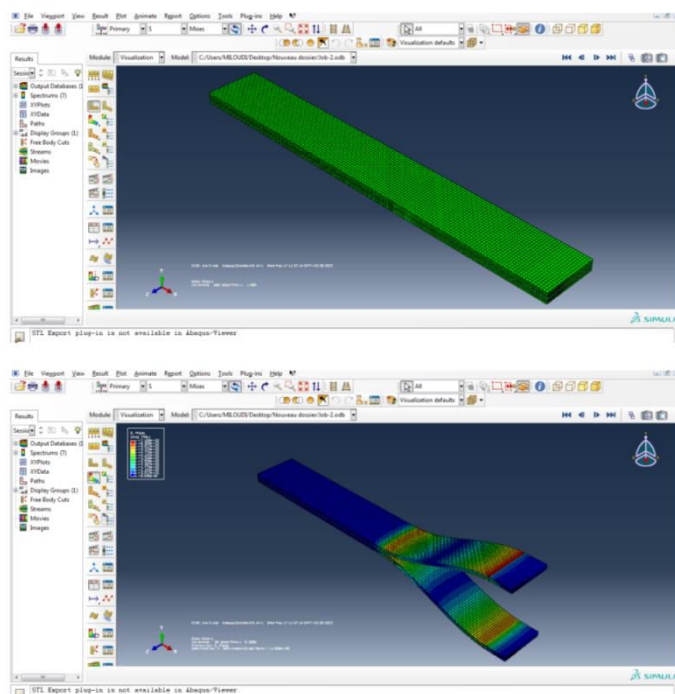


Figure III. 12: Affichage des résultats

3. Les différents types de maillage sur abaqus:

Bidimensionnel :

Dans le contexte du maillage bidimensionnel, il existe deux types courants de formes de

cellules : le triangle et le quadrilatère. Ces formes de cellules sont utilisées pour subdiviser un domaine en éléments plus petits dans le cadre de la discrétisation du problème.

Le triangle est une forme de cellule constituée de trois côtés. Il est largement utilisé dans les maillages non structurés en raison de sa simplicité et de sa facilité de création. Les maillages triangulaires sont fréquemment utilisés pour représenter des géométries complexes.

Le quadrilatère est une forme de cellule de base à quatre côtés. Contrairement au triangle, il est généralement utilisé dans les maillages structurés. Les éléments quadrilatéraux sont préférés car ils peuvent permettre une meilleure représentation des géométries rectangulaires ou régulières. Ils sont souvent utilisés dans des applications où une structure régulière est présente.

Il est important de noter que les éléments de maillage de haute qualité sont caractérisés par des angles internes nets et des côtés bien proportionnés. Les éléments de mauvaise qualité peuvent présenter des angles internes aigus ou des côtés courts, ce qui peut entraîner des problèmes de calcul et des résultats moins précis.

En résumé, dans le maillage bidimensionnel, les formes de cellules couramment utilisées sont le triangle et le quadrilatère. Le choix entre ces deux formes dépend du type de maillage (structuré ou non structuré) et de la géométrie du domaine à modéliser.[32]



Triangle

Quadrilateral

Tridimensionnel :

Dans le contexte du maillage tridimensionnel, plusieurs types de formes de cellules sont utilisés pour subdiviser un domaine en éléments plus petits :

Tétraèdre : Un tétraèdre est une forme de cellule tridimensionnelle composée de quatre sommets, six arêtes et quatre faces triangulaires. Il est largement utilisé dans les maillages volumiques tridimensionnels en raison de sa simplicité et de sa facilité de génération.

Pyramide : Une pyramide à base quadrilatérale est une forme de cellule tridimensionnelle qui comprend cinq sommets, huit arêtes, quatre faces triangulaires et une face quadrilatérale à la base. Les pyramides sont souvent utilisées comme éléments de transition entre les éléments à face carrée et triangulaire dans les maillages hybrides.

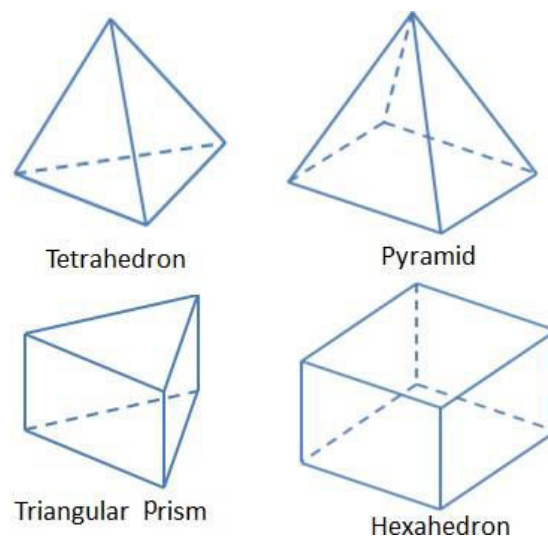
Prisme triangulaire : Un prisme triangulaire est une forme de cellule tridimensionnelle

qui comporte six sommets, neuf arêtes, deux faces triangulaires et trois faces quadrilatérales. Les prismes triangulaires sont couramment utilisés pour résoudre efficacement la couche limite dans les simulations.

Hexaèdre : Un hexaèdre, également appelé cube topologique ou brique, est une forme de cellule tridimensionnelle avec huit sommets, douze arêtes et six faces quadrilatérales. Les maillages hexaédriques offrent une précision élevée pour un nombre donné de cellules et sont souvent utilisés lorsque des résultats précis sont nécessaires.

Il convient de noter que les pyramides et les prismes triangulaires peuvent être considérés comme des hexaèdres dégénérés, où certaines arêtes sont réduites à zéro. De plus, d'autres formes d'hexaèdres dégénérés peuvent également être représentées pour des besoins spécifiques.

En résumé, dans le maillage tridimensionnel, les formes de cellules couramment utilisées sont le tétraèdre, la pyramide, le prisme triangulaire et l'hexaèdre. Chaque type de cellule a ses avantages et est utilisé en fonction des besoins spécifiques de la modélisation et de la simulation tridimensionnelle.[32]



4. La modélisation d'une prothèse totale de hanche in-vivo :

La relation entre l'articulation de la hanche, l'arthroplastie totale de la hanche (PTH) et l'utilisation croissante de prothèses cimentées repose sur l'objectif de restaurer la fonction et le mouvement de l'articulation de la hanche chez les patients souffrant de douleurs ou de dysfonctionnement articulaire.

L'arthroplastie totale de la hanche est une procédure chirurgicale au cours de laquelle l'articulation de la hanche endommagée est remplacée par une prothèse artificielle. L'utilisation de prothèses cimentées dans cette procédure a gagné en popularité. Ces prothèses sont fixées à l'os avec du ciment orthopédique pour assurer une fixation solide et stable.

La conception de la prothèse joue un rôle crucial dans le succès à long terme de l'arthroplastie totale de la hanche. Une conception de prothèse solide doit prendre en compte plusieurs facteurs, tels que la stabilité, la mobilité, la résistance mécanique et la durabilité. La prothèse doit être conçue de manière à reproduire au mieux la fonctionnalité de l'articulation de la hanche naturelle.

De plus, le choix des matériaux utilisés dans la prothèse est d'une importance primordiale. Les matériaux doivent être biocompatibles, résistants à l'usure et à la corrosion, et capables de résister aux charges et aux contraintes appliquées à l'articulation de la hanche. Les prothèses cimentées sont généralement composées de matériaux tels que le titane, l'acier inoxydable et la céramique à base d'oxyde d'aluminium en raison de leurs propriétés mécaniques, de leur biocompatibilité et de leur résistance. [32]



Figure III. 13:Imagerie en RAYON X d'une PTH cimentée

5. Le Modèle Numérique :

5.1 Modèles Numérique tridimensionnels de la PTH :

Des modèles tridimensionnels utilisant la méthode des éléments finis ont été développés pour étudier les prothèses non-renforcées ainsi que les prothèses renforcées avec des tiges pleines en titane, céramique et acier inoxydable. L'analyse par éléments finis a été effectuée en utilisant le logiciel Abaqus 6.14. Le maillage des éléments finis a été créé en utilisant des éléments tétraédriques comportant au total quatre nœuds. [32]

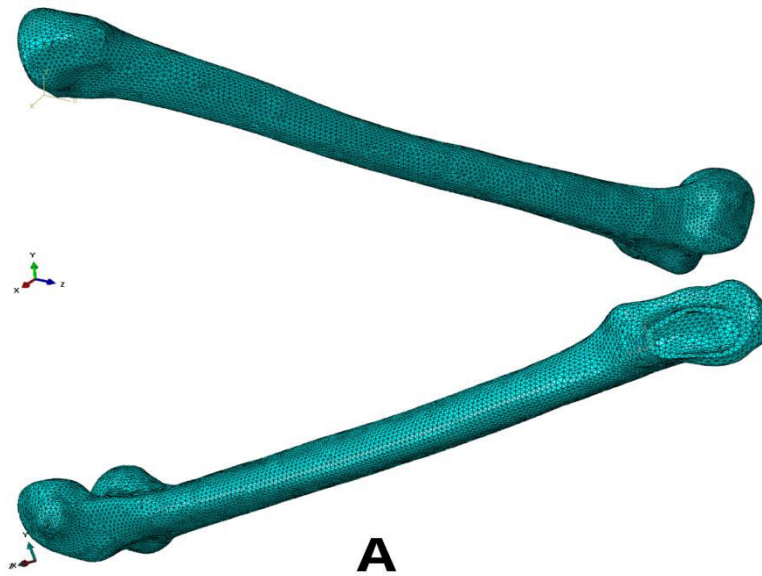


Figure III. 14: Maillage par éléments finis de l'os cortical

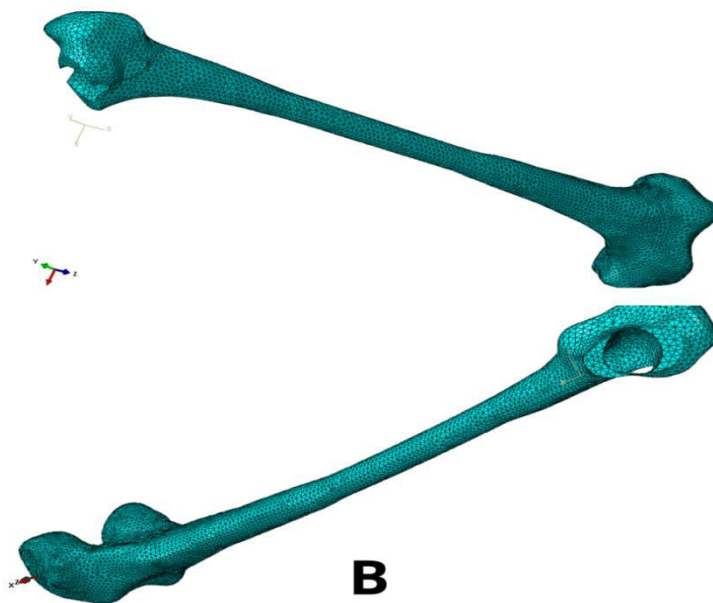


Figure III. 15: Maillage par éléments finis de l'os spongieux



Figure III. 16: Maillage par éléments finis du ciment orthopédique

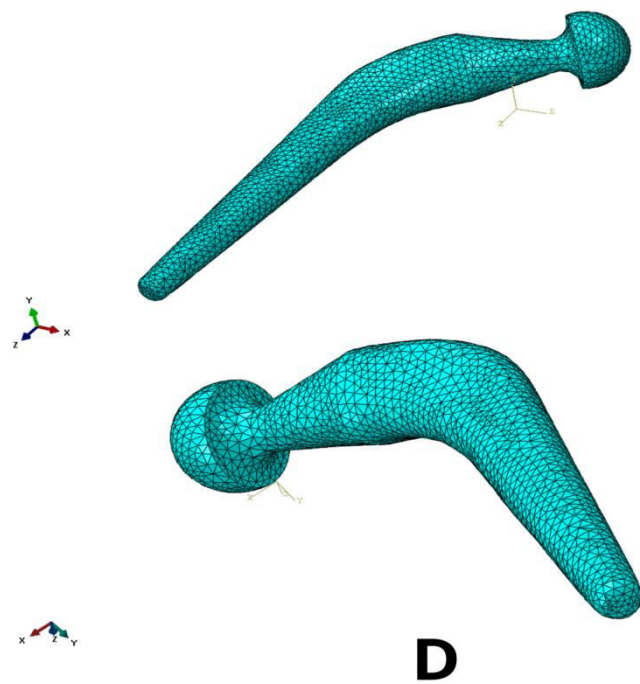


Figure III. 17: Maillage par éléments finis de l'implant métallique

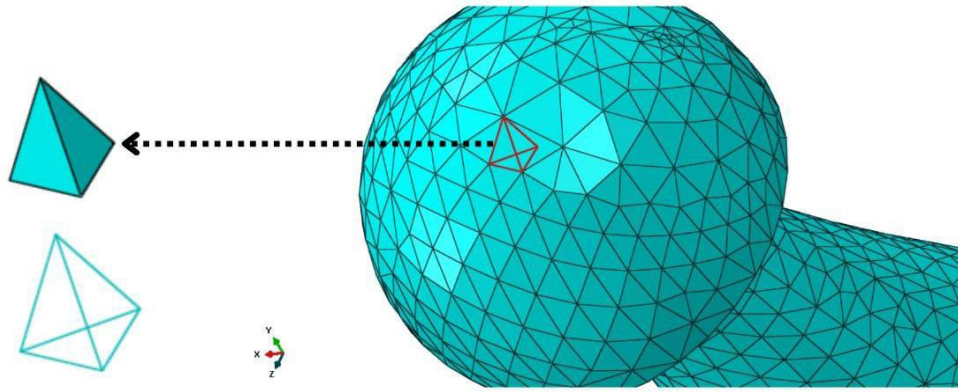


Figure III. 18: Maillage Tétrahèdre par éléments finis de l'implant métallique

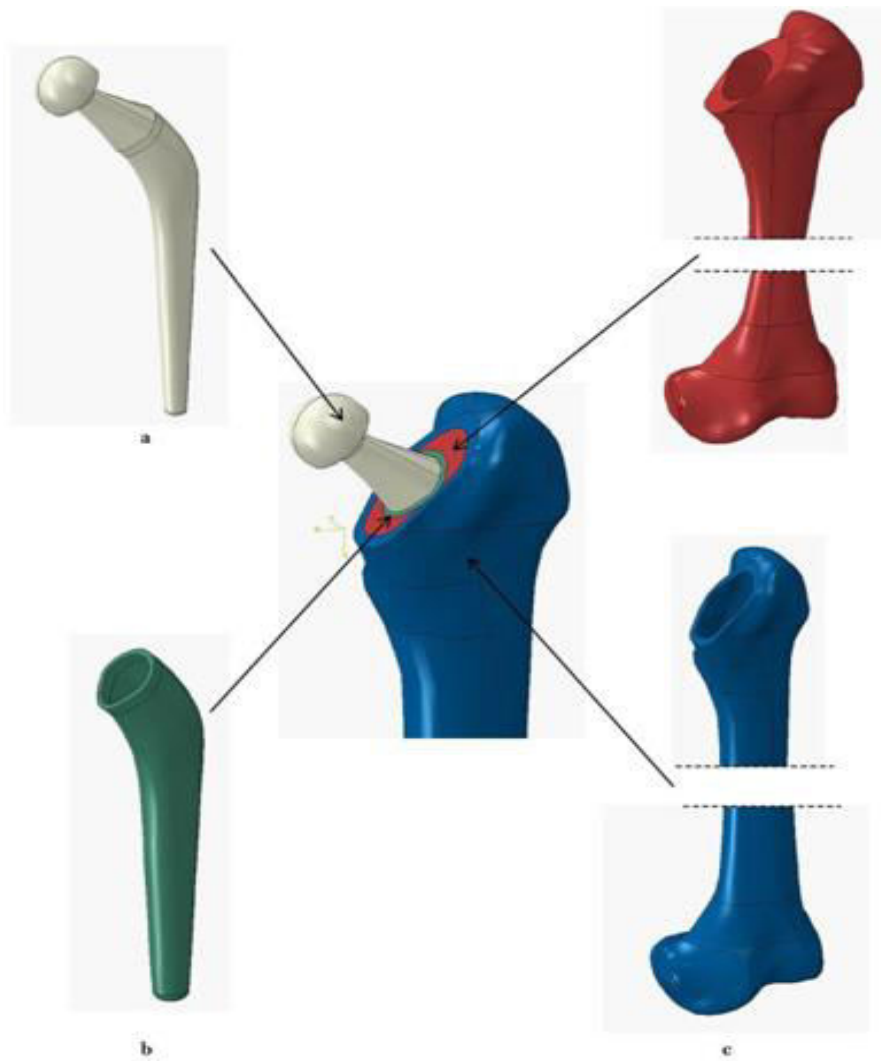


Figure III. 19: assemblage des différents matériaux

5.2 Propriétés des Matériaux :

Les propriétés des matériaux constituant la prothèse totale de hanche sont définies, ici, en termes de module d'élasticité et de coefficient de Poisson comme le montre le tableau. [32]

Elément	Matériaux	Module de Young (Mpas)	Coefficient de Poisson	Masse volumique (kg/m ³)
Oscortical		21 000	0.3	1990
Osspongieux		132	0.3	600
Prothèse	Acier inoxydable (316L)	210 000	0.3	7900
Ciment	PMMA	2000	0.3	1200

Tableau III. 1: les propriétés mécaniques des matériaux d'une prothèse totale de hanche

5.3 Chargement et conditions aux limites:

Les chargements et les conditions aux limites dans le cas d'une prothèse totale de hanche dépendent de divers facteurs, notamment de l'activité du patient, de la géométrie de la prothèse et des propriétés des matériaux utilisés. Voici quelques aspects clés à considérer :

1. Chargements physiologiques : Lorsque la prothèse de hanche est en place, elle est soumise à divers chargements physiologiques pendant les mouvements normaux du corps. Ces chargements comprennent des forces de compression axiale, des forces de cisaillement, des moments fléchisseurs et des moments de torsion. Les matériaux et la conception de la prothèse doivent être capables de résister à ces chargements sans défaillance.

2. Activité physique du patient : Les chargements sur la prothèse totale de hanche peuvent varier en fonction du niveau d'activité du patient. Les personnes ayant une activité physique élevée ou pratiquant des sports de contact peuvent générer des charges plus élevées sur la prothèse, ce qui nécessite une conception et des matériaux adaptés pour résister à ces contraintes supplémentaires.

3. Conditions aux limites : Les conditions aux limites décrivent les contraintes et les déplacements imposés à la prothèse dans le modèle de simulation. Elles peuvent inclure des conditions de fixation de la prothèse dans l'os, des forces externes appliquées sur la prothèse ou des déplacements restreints dans certaines directions. Les conditions aux limites doivent être définies de manière à reproduire au mieux les conditions réelles auxquelles la prothèse sera soumise.

4. Analyse des contraintes : Les techniques d'analyse par éléments finis peuvent être

utilisées pour étudier les contraintes et les déformations dans la prothèse totale de hanche sous différents chargements. Cela permet d'évaluer les performances de la prothèse et de guider la conception pour minimiser les contraintes critiques et éviter les défaillances potentielles.

Dans cette étude, les forces musculaires ont été déterminées à partir des données fournies par Bregmann, telles qu'indiquées dans le tableau. La charge (F cupule cotyloïdienne) correspond à une personne pesant 70 kg. Une force musculaire abductrice (F_{muscleabductor}) est appliquée à la zone proximale du grand trochanter. Une force ilio-tibiale (F_{filio-tibiale}) est appliquée au fond du fémur dans la direction longitudinale du fémur. Pour les conditions aux limites, l'épiphyse distale, qui est l'extrémité distale du fémur reliée au genou, a été fixée. Montre le système de coordonnées utilisé pour représenter la direction des composantes de force. Le fémur est principalement soumis à des charges de flexion.

Les composantes (F_x, F_y, F_z) dans l'analyse statique ont été mesurées dans le système de coordonnées x, y, z de la tête de la tige fémorale (figure...). Ces forces sont transmises par la tête fémorale au ciment.

L'axe z se réfère à la ligne médiane idéalisée droite du fémur, tandis que l'axe x est orthogonal à z et parallèle au plan transversal. L'axe y est orienté dans la direction antéro-postérieure.

L'épiphyse distale correspond à l'extrémité distale du fémur, qui est reliée à l'articulation du genou. Le système de coordonnées représente la direction des composantes des forces [32]

Charge(N)	X	Y	Z
Force.cotyloïdienne	-433.8	-263.8	-1841.3
Force.Abducteurmuscle	465.9	34.5	695,0
Forcevastuslateralis	7.2	-148.6	-746.3

Tableau III. 2:les chargements dans une prothèse totale de hanche

6. Le Cycle de La Marche :

Le principal objectif de la marche humaine est de déplacer le centre de masse (CM) dans la direction de progression du mouvement. Le plan de progression est parallèle au plan sagittal. La marche se caractérise par un schéma de mouvement cyclique qui se répète à chaque pas. Un cycle de marche est divisé en différentes phases, qui servent de référence pour l'analyse de la marche humaine. Les résultats de ces analyses sont généralement normalisés en fonction de la

durée du cycle de marche, et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci. La figure III.16 illustre un cycle de marche, composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) et d'une phase d'oscillation (environ 40% du cycle) des membres inférieurs droit et gauche. Le cycle de marche peut également être divisé en phases de simple et double appui.[33]

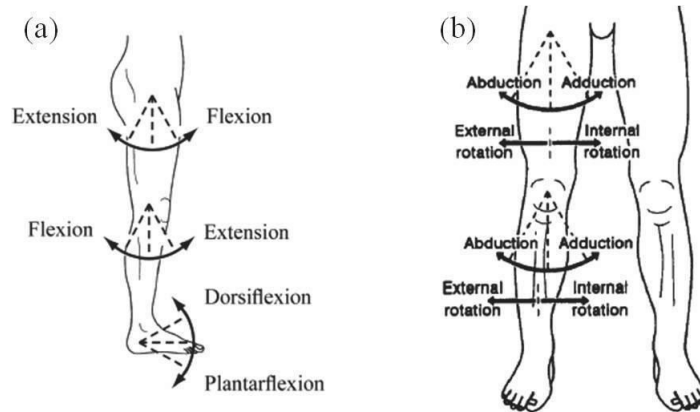


Figure III. 20: un cycle de marche

La phase de simple appui (ou phase d'oscillation du membre controlatéral) se produit lorsque le pied est en contact avec le sol tandis que le pied du membre controlatéral oscille. Elle commence au moment où les orteils se lèvent du sol et se termine au moment du premier contact du pied oscillant avec le sol. Pendant la phase de double appui, les deux pieds sont en contact avec le sol tandis que le corps se déplace vers l'avant. Pendant le double appui, le poids du corps est transféré de la jambe arrière à la jambe avant. Dans la littérature, il est courant de trouver une subdivision plus détaillée du cycle de marche.

La phase de freinage (0 à 10% du cycle de marche) marque le début du cycle, à partir du premier contact avec le sol jusqu'à environ le moment où les orteils se lèvent. Pendant cette phase, le centre de masse est transféré vers la jambe avant en appui au sol. Elle permet également d'absorber le choc causé par le contact du pied avec le sol et de maintenir la vitesse de marche tout en assurant une certaine stabilité.

La phase de début d'appui (10 à 30% du cycle de marche) correspond à la première moitié de la phase de simple appui, où le corps se déplace vers l'avant au-dessus du membre inférieur en appui. Elle se termine lorsque le centre de masse atteint son point culminant (par exemple, mi-appui).

La phase de fin d'appui (30 à 50% du cycle de marche) représente la deuxième moitié de la phase de simple appui, marquant le déplacement du corps vers l'avant jusqu'au premier

contact du pied controlatéral avec le sol.

La phase de propulsion (50 à 60% du cycle de marche) correspond globalement à la deuxième phase de double appui. Son rôle est de propulser le corps vers l'avant en transférant le centre de masse du corps sur la jambe avant en appui.

Les autres phases du cycle de marche sont la phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle de marche), la phase de milieu d'oscillation (73 à 86% du cycle de marche) et la phase de fin

d'oscillation (86 à 100% du cycle de marche). Ces phases permettent au membre oscillant de se déplacer vers l'avant tout en évitant tout contact avec le sol.

La jambe qui assure la fonction de support est appelée jambe d'appui. Pendant la phase de double appui, lorsque les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol, la jambe d'appui est la jambe avant, car elle supporte le poids du corps. La distance parcourue par le pied oscillant de LO à CI est définie comme la longueur de pas. La cadence est le nombre de pas par unité de temps (en pas/min). La vitesse de marche est la distance parcourue par unité de temps (en m/s).[33]

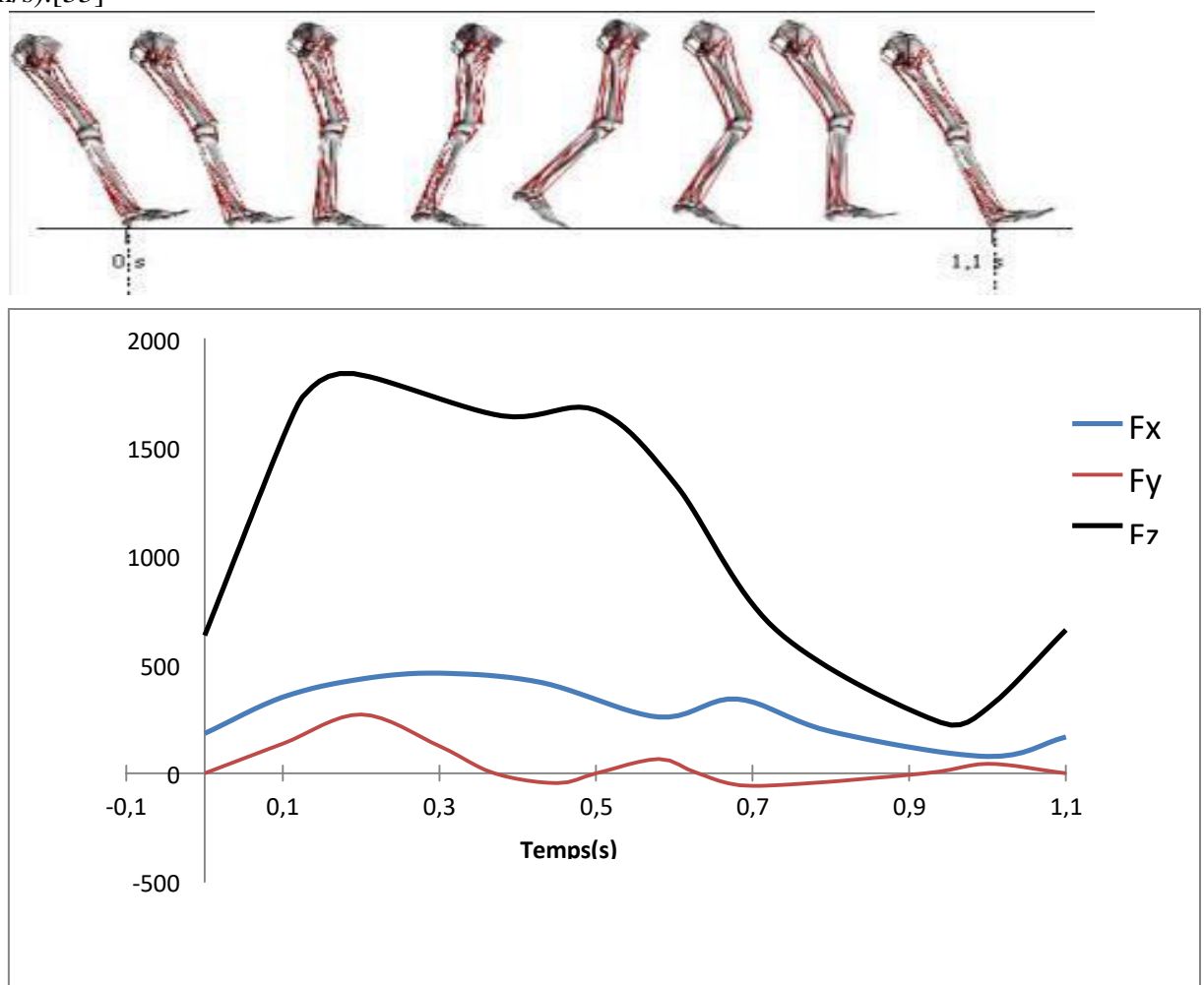


Figure III. 21: décomposition d'un cycle de marche normale en phases et effort correspondant appliqué à la tête fémorale [33]

7. Conclusion

En conclusion de ce chapitre, nous avons exploré en détail plusieurs aspects liés à la modélisation et à la simulation de la prothèse totale de hanche, ainsi que la biomécanique de la marche normale. Nous avons abordé des sujets tels que le logiciel Abaqus utilisé pour nos analyses, la version spécifique employée et les différentes techniques de maillage appliquées.

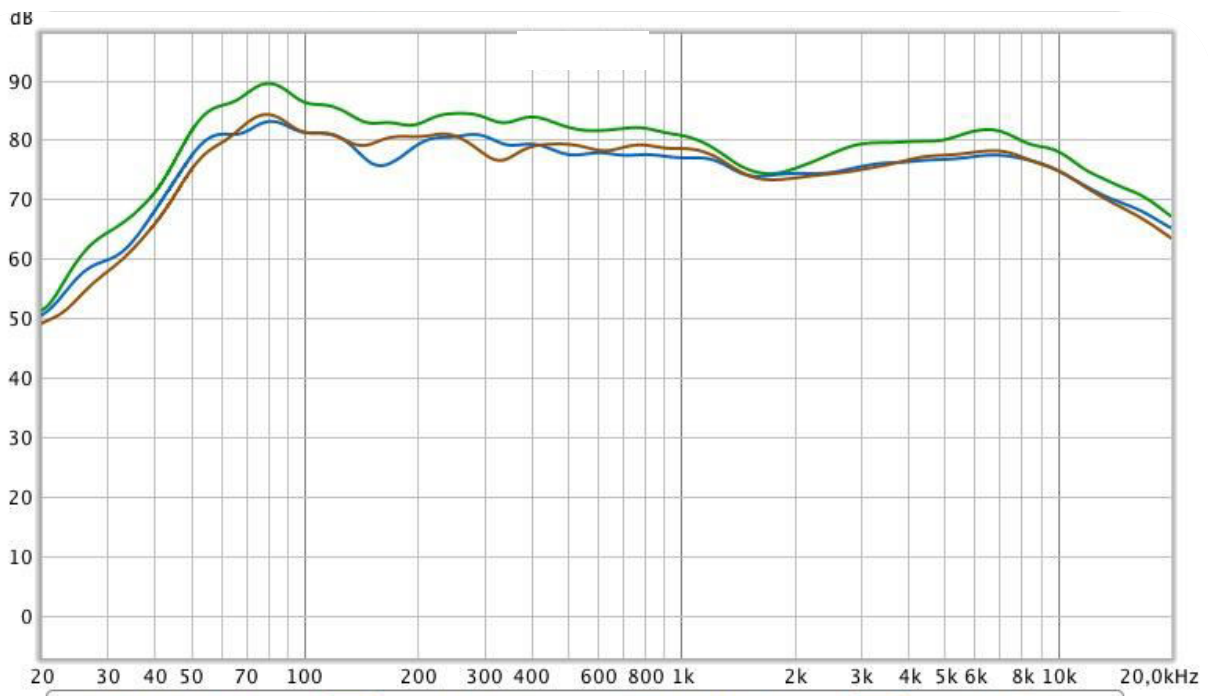
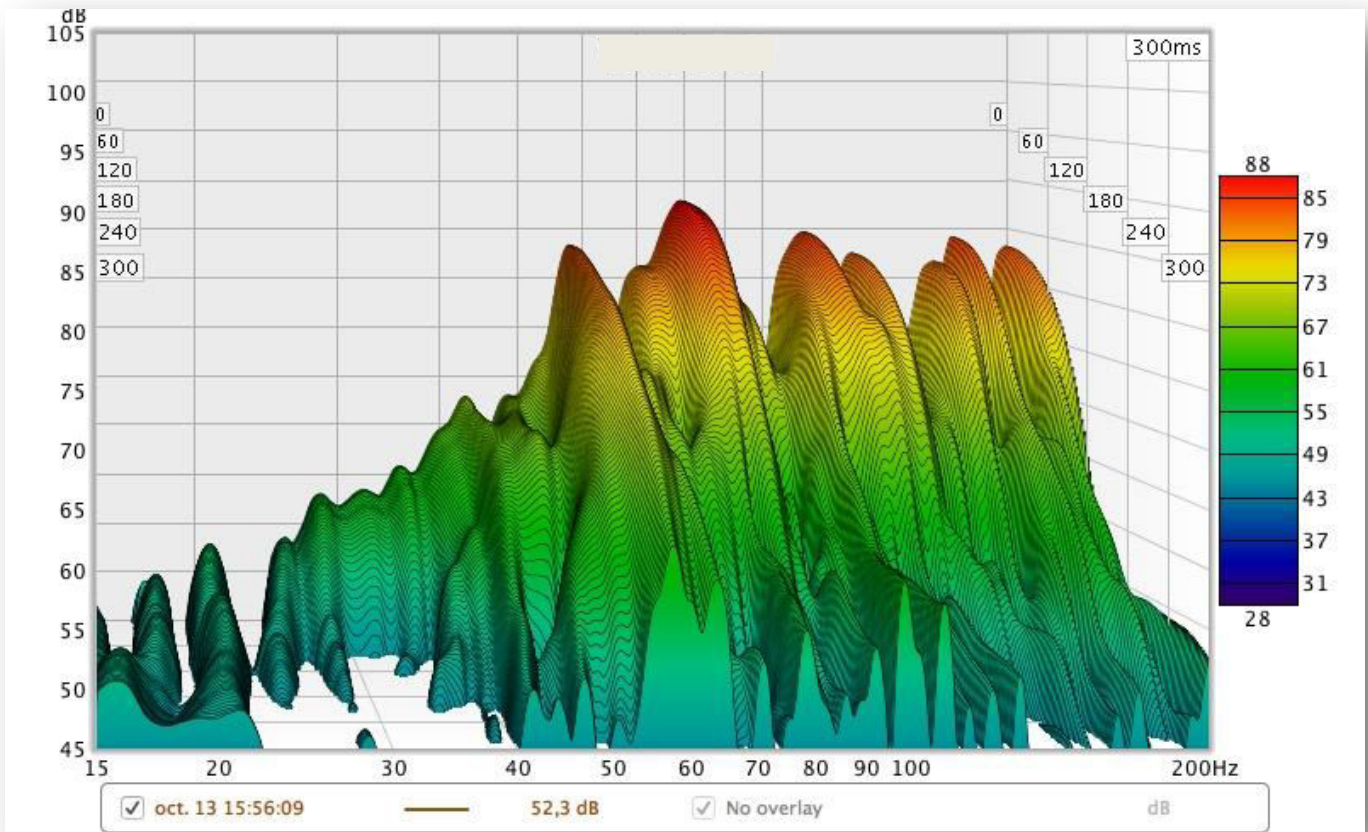
Nous avons également discuté du modèle numérique de la prothèse totale de hanche, en examinant les propriétés des matériaux utilisés pour les implants et les tissus osseux. En comprenant ces propriétés, nous sommes en mesure de reproduire de manière précise le comportement mécanique de la prothèse et de mieux évaluer sa performance.

Les conditions aux limites jouent un rôle crucial dans nos simulations, car elles définissent les contraintes et les charges appliquées à la prothèse pendant la marche normale. En les définissant de manière adéquate, nous sommes en mesure de reproduire les conditions réelles auxquelles la prothèse est soumise, ce qui nous permet d'analyser avec précision les contraintes induites.

En analysant la répartition des contraintes dans la prothèse et les tissus environnants, nous avons pu identifier les zones critiques où les contraintes sont significatives. Ces informations sont essentielles pour comprendre les mécanismes de charge et de contrainte auxquels la prothèse est soumise, et pour évaluer les risques potentiels tels que le descellement de la prothèse ou les défaillances des matériaux.

La connaissance approfondie de la biomécanique de la marche normale nous permet de mieux appréhender les forces et les mouvements qui agissent sur la prothèse totale de hanche. Cela nous aide à concevoir des prothèses plus durables et plus efficaces, en prenant en compte les forces et les contraintes qui se produisent pendant les activités quotidiennes du patient.

En résumé, ce chapitre nous a permis d'approfondir notre compréhension de la modélisation et de la simulation de la prothèse totale de hanche, ainsi que des facteurs biomécaniques qui influent sur sa performance. Ces connaissances sont cruciales pour améliorer la conception des prothèses et pour fournir des solutions plus adaptées et plus durables pour les patients souffrant de problèmes de hanche.



1: oct. 13 15:54:53 $\frac{1}{3}$ 51,3 dB NEW 2: oct. 13 15:55:44 $\frac{1}{3}$ 50,4 dB NEW
 3: oct. 13 15:56:09 $\frac{1}{3}$ 49,1 dB NEW

3: oct. 13 12:28:08 $\frac{1}{3}$ 48,7 dB NEW
 1: oct. 13 12:24:23 $\frac{1}{3}$ 27,3 dB NEW 5: oct. 13 12:22:44 $\frac{1}{3}$ 20,4 dB NEW

50 30 40 20 10 100 500 200 400 600 800 1k 2k 3k 4k 2k 8k 10k 50,0kHz

Chapitre IV

Résultats et discussion

Ce chapitre se concentre sur une analyse détaillée des contraintes de Von Mises et des forces de contact dans les interfaces os-ciment et ciment-implant lors de la marche normale chez les patients porteurs de prothèses totales de hanche. L'objectif principal est d'évaluer les contraintes mécaniques au sein de ces interfaces cruciales pour optimiser la conception des prothèses et prévenir les complications à long terme. Les modèles tridimensionnels basés sur la méthode des éléments finis sont utilisés, prenant en compte la géométrie anatomique spécifique de chaque patient et les propriétés matérielles des tissus et des matériaux de la prothèse.

Les contraintes de Von Mises, considérées comme des mesures globales des contraintes résultantes, sont calculées pour évaluer les niveaux de contrainte auxquels sont soumises les interfaces os-ciment et ciment-implant. Ces résultats sont essentiels pour comprendre la répartition des contraintes et identifier les zones potentiellement sujettes à une surcharge mécanique, pouvant entraîner des complications telles que l'ostéolyse ou l'affaissement de la prothèse.

En outre, les forces de contact entre l'os et l'implant ainsi qu'entre le ciment et l'implant sont analysées pour évaluer la stabilité de l'interface et la transmission des charges pendant la marche normale. Ces données permettent d'évaluer l'efficacité de l'ancrage de la prothèse et de la liaison entre le ciment et l'implant, fournissant des informations précieuses pour améliorer la conception des prothèses et optimiser les résultats cliniques.

Dans la suite du chapitre, les résultats des contraintes de Von Mises et des forces de contact dans les interfaces os-ciment et ciment-implant seront présentés en détail, interprétés à la lumière des connaissances actuelles sur la mécanique de l'articulation de la hanche, et discutés quant à leurs implications pour la pratique clinique et la conception des prothèses totales de hanche. Enfin, les limites de l'étude seront abordées, et des perspectives pour de futures recherches visant à améliorer notre compréhension et nos approches thérapeutiques dans ce domaine complexe et crucial de l'orthopédie seront proposées.

1. Contraintes induites dans un système Os-Ciment-Implant:

1.1 L'os cortical :

L'os cortical, qui est endommagé, est lié conjointement à l'implant par le biais du ciment orthopédique. À travers ce lien, il subit des contraintes provenant de cet élément de la prothèse. L'objectif de cette étude est d'analyser le niveau de ces contraintes, générées par les activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche. Le comportement biomécanique est étudié en termes de variations de contraintes équivalentes de Von Mises.

Les résultats obtenus sont représentés dans la figure III.4, qui illustre l'amplitude et la répartition de ces contraintes induites dans l'os lors d'un cycle de marche normale du patient. Nous constatons que ces contraintes sont distribuées de manière hétérogène le long de cet élément.

En effet, leur intensité augmente de la partie supérieure de la structure à sa partie inférieure. C'est dans cette zone que les contraintes sont les plus significatives. Ainsi, dans nos conditions de simulation, ces contraintes sont relativement élevées et peuvent provoquer des douleurs pour le patient. L'os cortical supporte la contrainte la plus élevée.

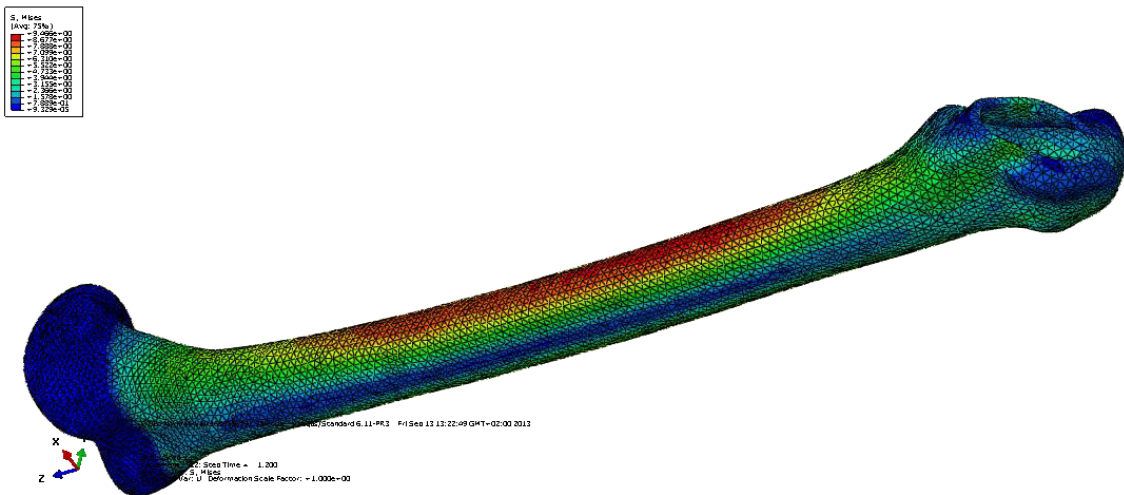


Figure IV. 1 : cartographie de la répartition des contraintes sur l'os cortical

1.2 L'os spongieux :

Lors de la marche normale d'un patient porteur d'une prothèse totale de hanche, la répartition des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux est un aspect crucial à considérer. L'analyse des contraintes de Von Mises permet de quantifier les niveaux de contrainte résultant des charges appliquées sur l'articulation de la hanche. Dans cette étude, les contraintes de Von Mises ont été évaluées en utilisant des modèles tridimensionnels basés sur la méthode des

éléments finis, en prenant en compte la géométrie et les propriétés matérielles de l'os spongieux environnant la prothèse.

Les résultats ont montré une répartition non uniforme des contraintes de Von Mises, avec des valeurs plus élevées observées dans les régions proches de la tige de la prothèse et de l'interface os-implant. Ces informations sont essentielles pour comprendre les contraintes mécaniques imposées à l'os spongieux et pour optimiser la conception des prothèses totales de hanche afin de minimiser les risques de complications à long terme.

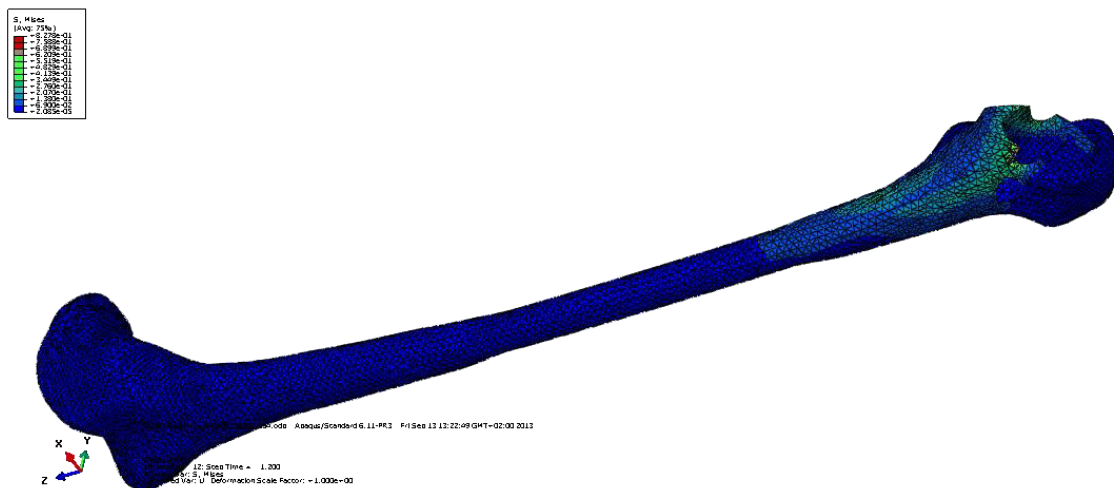


Figure IV. 2 : cartographie de la répartition des contraintes sur l'os spongieux

1.3 Le ciment orthopédique :

Comme précédemment mentionné, il convient de souligner que le ciment chirurgical constitue le maillon le plus vulnérable du système os-ciment-implant. Son comportement biomécanique joue un rôle crucial dans la durabilité et les performances de la prothèse totale de hanche.

Ce comportement est analysé dans cette section en tenant compte de diverses activités du patient. Les résultats obtenus, illustrés dans la figure III.6, mettent en évidence l'intensité et la répartition des contraintes équivalentes induites dans le ciment orthopédique lors du processus de la marche normale du patient au fil du temps. Il convient de noter que ces contraintes résultent d'un cycle de marche.

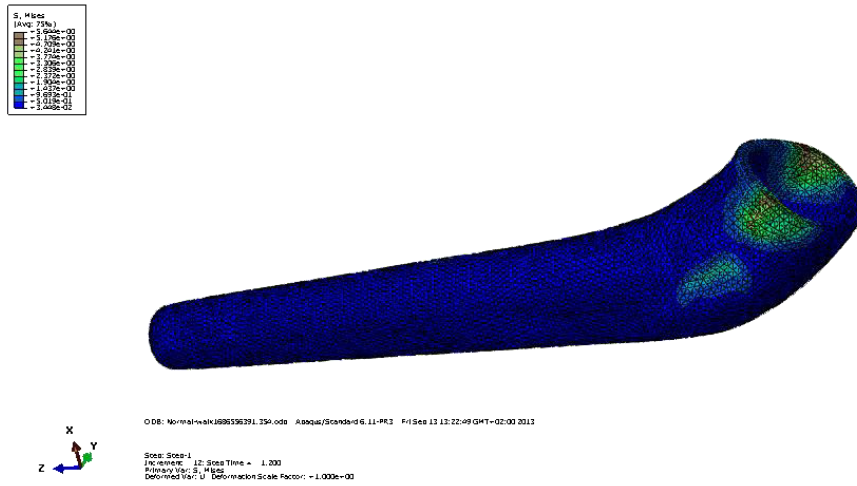


Figure IV. 3: cartographie de la répartition des contraintes sur le ciment orthopédique

1.4 L'implant :

La contrainte engendrée dans l'implant de la structure lors d'un cycle de marche normale du porteur de la prothèse se manifeste clairement dans la figure analysée. Elle se concentre principalement sur la partie supérieure de ce composant, plus précisément sur son cou. Dans les autres zones, les contraintes sont relativement faibles.

Ce comportement découle de la direction des forces exercées sur l'implant. Tout comme dans les tissus vivants, la distribution de ces contraintes le long de ce composant est extrêmement hétérogène. Il convient de rappeler que cet élément de la structure est le plus rigide et donc l'intensité de ces contraintes ne présente aucun risque de détérioration de la prothèse totale de hanche.

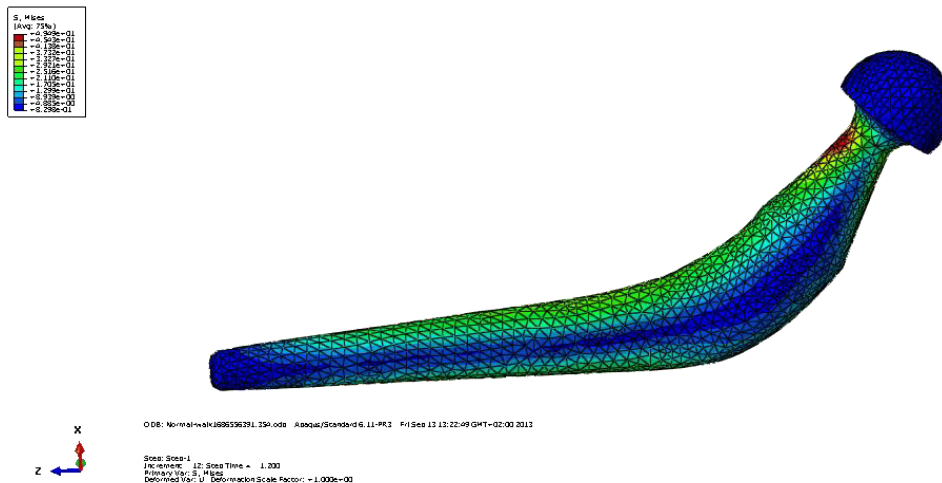


Figure IV. 4: cartographie de la répartition des contraintes sur l'implant métallique

L'analyse de ces résultats démontre de manière évidente que, pendant l'exécution de ce cycle, ces contraintes sont réparties de manière non homogène. Des zones spécifiques, situées à la partie supérieure et inférieure du ciment, sont soumises à des sollicitations mécaniques considérables. Dans la zone proximale, ces contraintes, approchant le seuil de rupture en traction de ce liant, peuvent entraîner le désencastrement de la prothèse totale de hanche par rupture du ciment chirurgical. En effet, un défaut tel que des pores ou une accumulation de sang présent dans le ciment peut provoquer une concentration de ces contraintes en créant un effet d'entaille, ce qui augmente le risque d'amorçage et de propagation de fissures de fatigue.

2. Choix du moment représentatif :

Le moment représentatif de l'étude des contraintes et des forces de contact dans les interfaces os-ciment-implant pendant la marche normale se situe au moment $t=0.2$. À ce stade spécifique du cycle de la marche, les charges appliquées sur l'articulation de la hanche sont optimales pour évaluer la répartition des contraintes et les forces de contact.

En étudiant les interfaces os-ciment-implant à ce moment précis, nous pouvons obtenir des informations précieuses sur la réponse mécanique de la prothèse totale de hanche et évaluer sa stabilité et sa performance.

Les contraintes de Von Mises calculées à ce moment nous permettent d'identifier les zones de contrainte maximale et de quantifier les niveaux de contrainte auxquels sont soumises les interfaces critiques.

De plus, les forces de contact mesurées à ce moment donnent un aperçu de la transmission des charges et de l'intégrité de l'interface, ce qui est essentiel pour évaluer l'efficacité de l'ancrage de la prothèse et la résistance de l'interface os-ciment-implant.

En considérant le moment $t=0.2$ comme représentatif de notre étude, nous pouvons fournir des informations significatives sur la mécanique de la prothèse totale de hanche pendant la marche normale et contribuer à l'amélioration de la conception et des résultats cliniques de ces dispositifs orthopédiques essentiels.

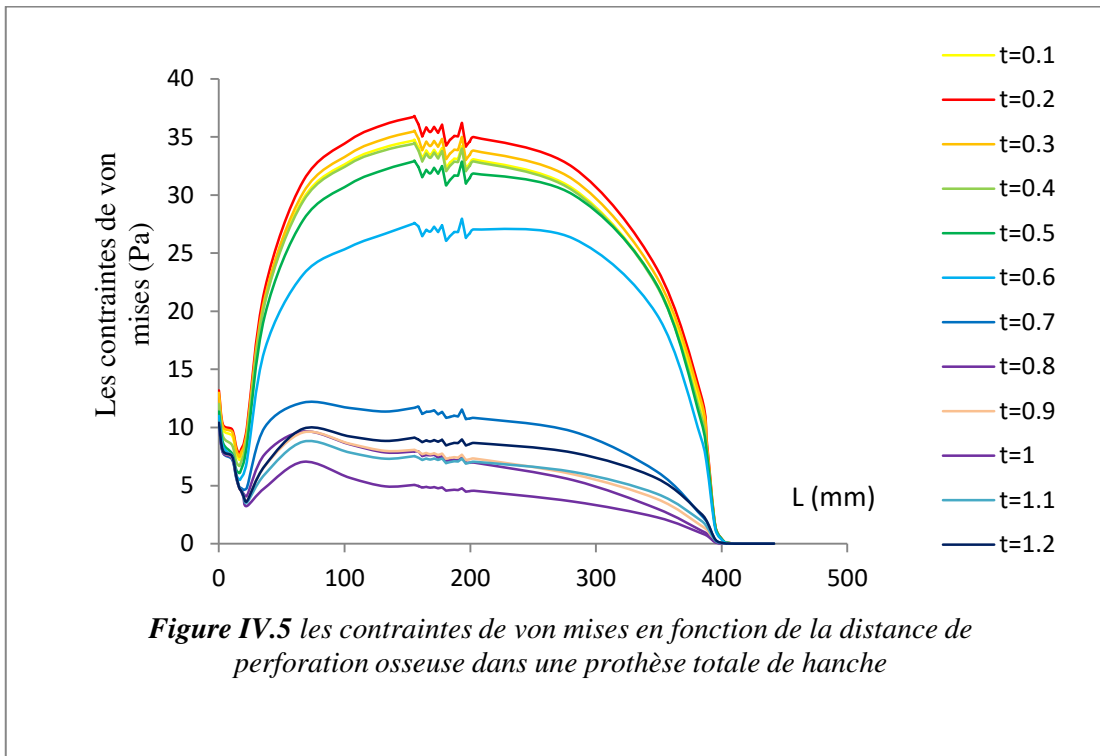


Figure IV. 5:les contraintes de von mises en fonction de la distance de perforation osseuse dans une prothèse totale de hanche

3. Les lignes de prélèvement (path) :



Figure IV. 6:les points de prélèvement (path)

- A : côté postérieur
- B : côté antérieur
- C : côté extérieur
- D : côté intérieur

4. Interprétation des graphes :

4.1 Interprétation des résultats de la répartition des forces au niveau des interfaces sur le ciment orthopédique :

4.1.1 Interface implant-ciment :

4.1.1 Les forces de contact normales :

Lorsqu'on examine la répartition des forces de contact le long des lignes de prélèvement dans les prothèses totales de hanche, des tendances intéressantes émergent, avec des différences significatives entre les côtés intérieurs et extérieurs ainsi que les lignes de prélèvement postérieurs et antérieurs.

Du côté intérieur, la magnitude des forces de contact varie considérablement, allant de 0,055 N à 116,22 N. Cette diversité suggère des variations dans les positions ou les conditions de mesure le long de la prothèse de hanche. De plus, ces forces de contact augmentent de manière prévisible à mesure que la distance de perforation osseuse augmente, ce qui indique une corrélation positive entre les deux. Cela peut s'expliquer par une plus grande surface d'interaction entre la prothèse et le ciment, favorisant une transmission plus efficace des forces. Cependant, il est important de noter la présence de valeurs aberrantes avec des forces de contact exceptionnellement élevées, suggérant des anomalies potentielles dans le comportement mécanique des interfaces. Ces anomalies pourraient résulter de situations particulières ou de conditions inhabituelles.

De l'autre côté, du côté extérieur, une large gamme de forces de contact est observée, indiquant également une variabilité dans le comportement mécanique des interfaces. La relation entre la distance et les forces de contact est similaire à celle du côté intérieur, avec une augmentation des forces à mesure que l'on se déplace de la partie proximale à la partie distale de la prothèse. Cependant, malgré cette corrélation positive, une variabilité substantielle persiste dans la magnitude des forces de contact pour différentes distances. Cette variabilité suggère l'influence de facteurs supplémentaires tels que les propriétés du matériau de la prothèse, la géométrie de l'interface prothèse-ciment, ou d'autres variables.

En ce qui concerne les lignes de prélèvement postérieur et antérieur, des données distinctes sont fournies. Du côté postérieur, la force de contact minimale enregistrée est de 0,03

N, tandis que l'amplitude maximale des forces de contact atteint environ 54,36 N. Ces mesures cruciales indiquent la capacité de la prothèse à supporter diverses contraintes mécaniques. On observe une corrélation entre la distance et les forces de contact, avec des forces généralement faibles lorsque la distance est proche de zéro (partie proximale) et une augmentation des forces à mesure que la distance augmente (partie distale). Cependant, des cas de faibles forces malgré de grandes distances suggèrent des facteurs individuels influençant les résultats, comme la densité osseuse ou les techniques chirurgicales.

En revanche, du côté antérieur, la force de contact minimale enregistrée est de 2 N à une distance de 35,34 mm, tandis qu'un pic de 31,65 N est atteint à une distance de 114,23 mm. Ces données mettent en évidence l'amplitude des forces de contact perpendiculaires et parallèles à l'interface ciment-prothèse. La variation des forces en fonction de la distance montre une tendance similaire, avec une augmentation des forces à mesure que la distance augmente, bien que des combinaisons de facteurs complexes, tels que la configuration de la prothèse, la répartition des charges, et les propriétés biomécaniques de l'os, puissent contribuer à ces variations.

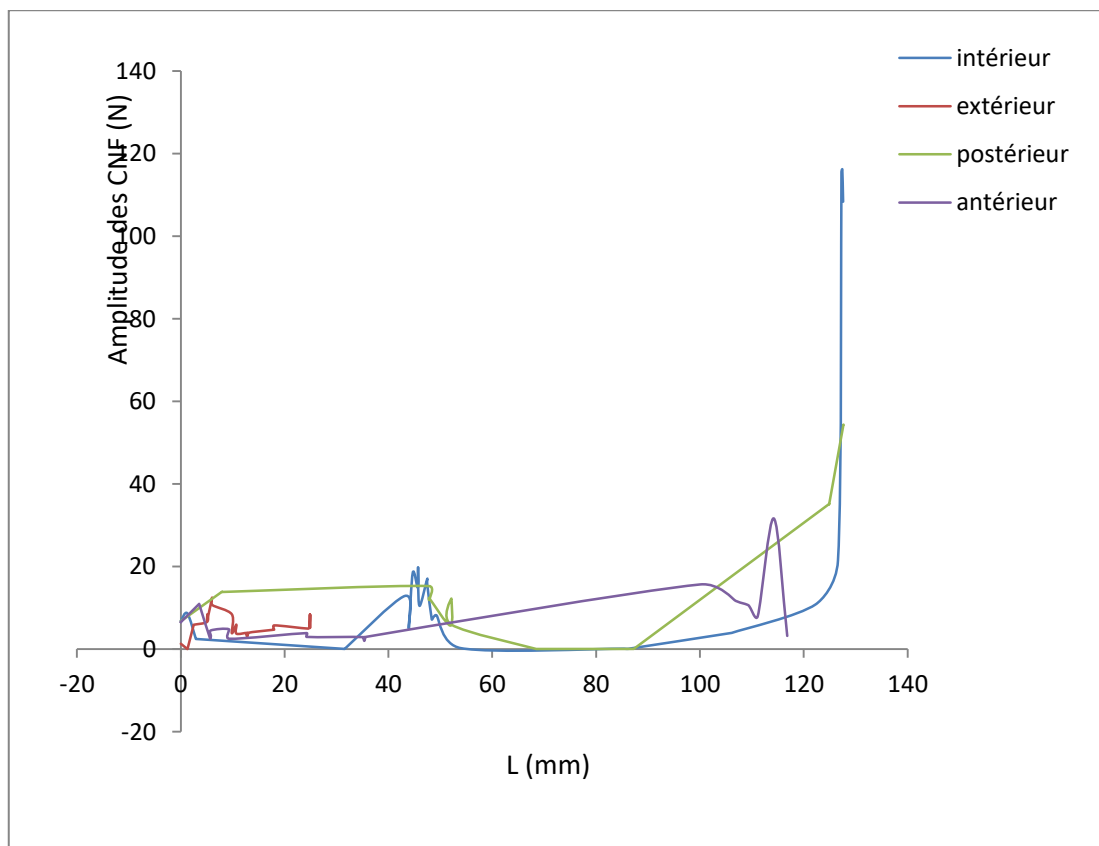


Figure IV. 7: amplitudes des forces de contact normale "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment

4.1.1.2 Les forces induisant les contraintes de cisaillement :

L'analyse des données fournies révèle des tendances significatives dans les forces de cisaillement le long des différentes lignes de prélèvement de l'interface implant-ciment dans les prothèses totales de hanche.

En examinant la ligne de prélèvement coté intérieur, on observe une tendance générale à la baisse des forces de cisaillement à mesure que la distance de perforation osseuse augmente. Cependant, des forces de cisaillement plus élevées apparaissent à la partie distale de la prothèse, suggérant une variation significative dans le comportement mécanique de cette interface. Il est également intéressant de noter qu'il existe un seuil critique autour de 126,59 mm, où la force de cisaillement atteint zéro, ce qui peut avoir des implications importantes pour la performance des prothèses au-delà de ce point.

De même, du côté extérieur de la ligne de prélèvement, les forces de cisaillement augmentent avec le temps, ce qui indique une corrélation positive entre la distance et les forces de cisaillement. Cette corrélation peut influencer la performance et la durabilité des interfaces de la prothèse totale de hanche.

En ce qui concerne la ligne de prélèvement coté postérieur, nous observons des variations significatives des forces de cisaillement le long de la distance de perforation osseuse. La force de cisaillement maximale à 33,71 N à 127,65 mm suggère une augmentation des contraintes tangentes à mesure que la prothèse pénètre plus profondément dans l'os. À l'inverse, la force de cisaillement minimale à 1,24 N à 96,33 mm indique des contraintes relativement faibles à cette profondeur, possiblement en raison de plusieurs facteurs, y compris la géométrie de la prothèse et les propriétés biomécaniques de l'os.

Finalement, du côté antérieur de la ligne de prélèvement, un pic de 14,39 N est observé à une distance de 9,28 mm, reflétant une contrainte maximale à cet endroit. Cependant, au-delà de 114,23 mm, les forces de cisaillement deviennent négatives, suggérant un décollement potentiel de la prothèse à cette profondeur. La plus faible force de cisaillement de -47,6 N à 116,82 mm peut être attribuée à un éloignement accru entre la prothèse et l'os, entraînant une diminution de la transmission des charges.

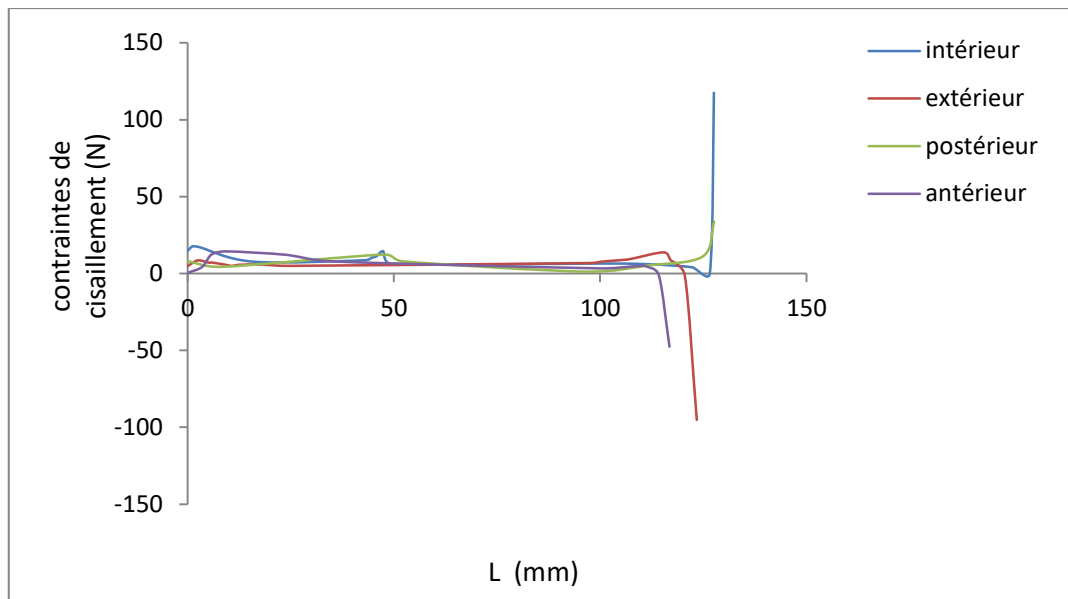


Figure IV. 8: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment

4.1.1.3 Les forces induisant les contraintes de compression :

Lorsque l'on examine la répartition des forces de contact de pression le long des différentes lignes de prélèvement dans les prothèses totales de hanche, on peut identifier des tendances et des valeurs aberrantes qui fournissent des informations cruciales sur le comportement mécanique de ces interfaces.

Du côté intérieur, on observe une diminution constante des forces de pression dans le ciment orthopédique à mesure que la distance de perforation osseuse augmente. Cependant, après avoir atteint le point 120,53 mm, il y a une augmentation soudaine des forces de pression. Cette transition suggère un changement dans les mécanismes d'interaction entre la prothèse et le ciment à partir de cette distance spécifique. De plus, une valeur aberrante est relevée à une distance de perforation osseuse de 123,43 mm, montrant une augmentation significative des forces de pression. Cette valeur inhabituelle devrait être examinée en détail pour comprendre ses implications.

Du côté extérieur, bien qu'une valeur aberrante de -927,59 N soit observée, la majorité des données montre une cohérence dans le comportement mécanique des interfaces de la prothèse de hanche. Cela suggère que la conception, les matériaux et d'autres facteurs contribuent à un comportement prévisible et reproductible de ces interfaces. Néanmoins, l'existence de cette valeur discordante indique une condition exceptionnelle qui mérite une enquête plus approfondie.

Concernant la ligne de prélèvement postérieur, les forces de contact de pression varient en fonction de la distance. À mesure que la distance augmente, ces forces augmentent également, ce qui peut être attribué à une plus grande zone de contact entre la prothèse et l'os.

La valeur maximale enregistrée est de 100,36 N, indiquant une pression considérablement élevée dans ce cas spécifique. Les forces de pression négatives, qui inversent la direction de la force, peuvent être dues à des charges ou à des contraintes spécifiques appliquées sur l'implant.

Enfin, du côté antérieur, une force de contact de pression maximale de 73,9 N est observée à une distance de 114,2 mm, tandis qu'une force de contact de pression minimale de -27,9 N est relevée à une distance de 100,1 mm. Ces données montrent des scénarios différents en termes de forces de pression, suggérant des variations dans les charges et les mouvements appliqués sur la prothèse, ainsi que dans la qualité de la fixation ciment-prothèse.

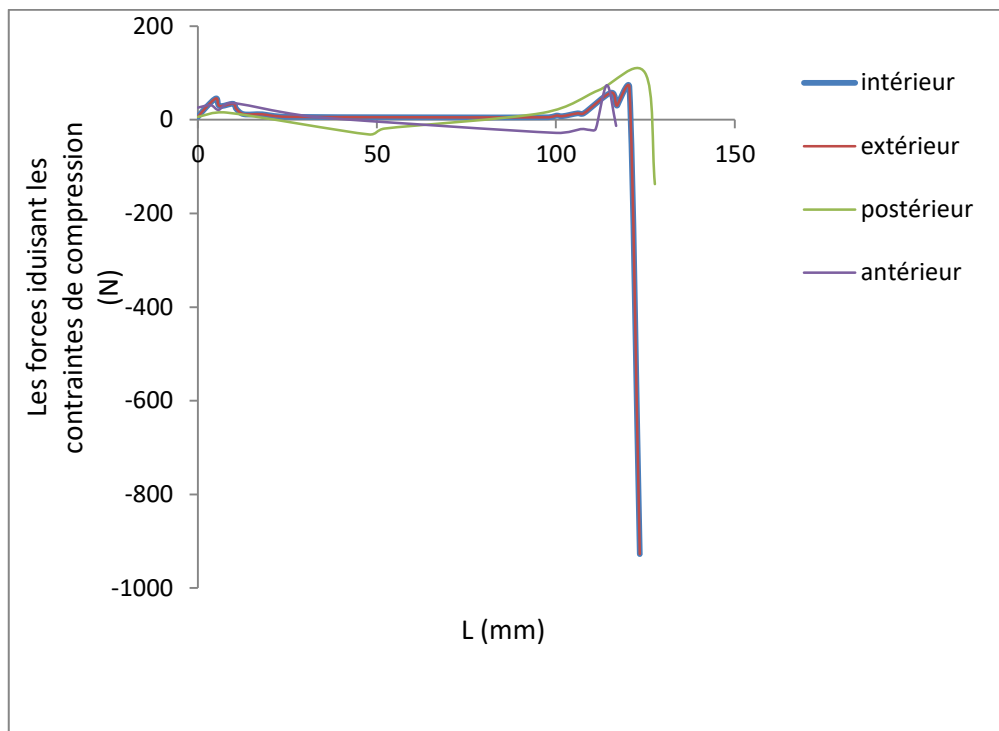


Figure IV. 9: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment

4.1.1.4 Les forces induisant l'ouverture :

La distribution des forces le long des différentes lignes de prélèvement dans les prothèses totales de hanche révèle des tendances similaires, caractérisées par des valeurs de force très faibles. Lorsque ces forces atteignent des niveaux excessivement bas, voire négligeables, leur impact sur le phénomène étudié est clairement limité. À cette échelle microscopique, les interactions subtiles et les équilibres complexes semblent jouer un rôle mineur, et même les détails les plus infimes ont peu d'incidence sur les observations recueillies.

Qu'il s'agisse de la ligne de prélèvement intérieure, extérieure, postérieure ou antérieure, les forces en jeu présentent des amplitudes extrêmement réduites, ce qui indique que les efforts pour séparer l'interface entre le ciment et l'implant sont minimales. En d'autres termes, ces forces

d'ouverture ont peu d'influence sur les comportements observés ou les résultats mesurés dans le cadre de l'étude en cours. Cette constatation est cohérente tout au long des différentes lignes de prélèvement, mettant en évidence la faible magnitude des forces en jeu, quel que soit l'emplacement de l'interface étudiée.

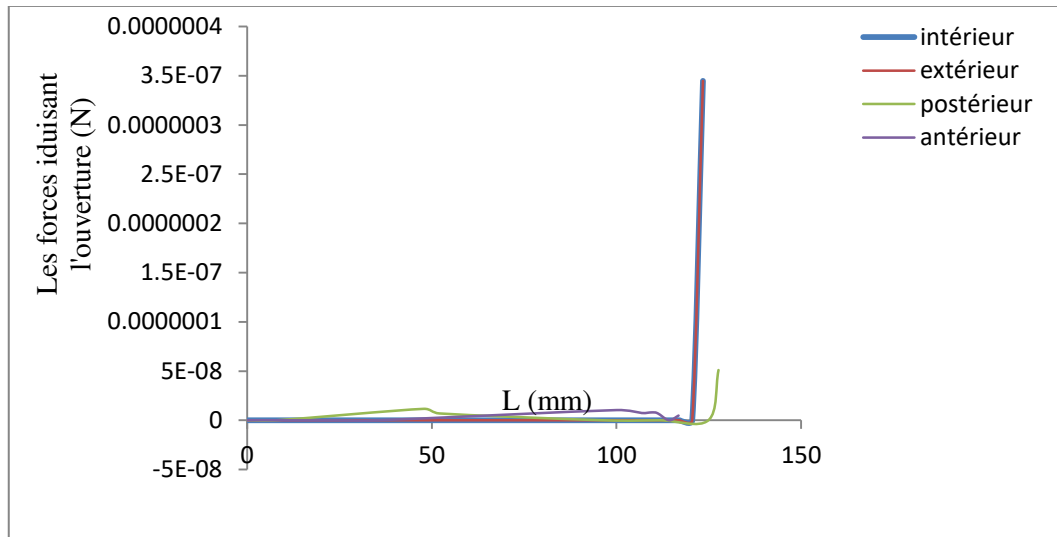


Figure IV. 10: les forces induisant l'ouverture (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment

4.1.2 Interface ciment-os :

4.1.2.1 Les forces de contact normales CNF :

La distribution des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface os-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle des comportements variés et informatifs. En examinant ces données, il est possible de discerner des tendances spécifiques qui diffèrent selon les emplacements de prélèvement.

Tout d'abord, en ce qui concerne la ligne de prélèvement intérieure, la variation des forces de contact est particulièrement intéressante. On constate que ces forces augmentent de manière significative dans les parties proximale et distale, avec une baisse presque nulle dans la partie médiane. Ces observations suggèrent l'influence de facteurs géométriques complexes, tels qu'un col et des zones d'adhésion, sur la distribution des forces.

D'un autre côté, la ligne de prélèvement extérieure révèle une diminution générale de la magnitude des forces à mesure que la distance augmente, mais présente également une distance seuil critique autour de 56,49 mm, où la magnitude des forces diminue brusquement. Cela pourrait indiquer un changement dans la configuration de la prothèse ou le comportement biomécanique du patient.

La ligne de prélèvement postérieure met en évidence des valeurs aberrantes aux distances

de 124 mm à 128 mm, où les forces de contact augmentent considérablement par rapport au reste de l'ensemble de données. Ces observations nécessitent une attention particulière, car elles peuvent être liées à des contraintes mécaniques accrues qui pourraient influencer la durabilité et la performance à long terme de la prothèse totale de hanche.

Enfin, la ligne de prélèvement antérieur révèle une augmentation notable des forces de contact à mesure que la distance de perforation augmente. Cette augmentation peut être influencée par une répartition plus étendue des charges sur l'interface entre la prothèse et l'os. Le pic d'amplitude maximale des forces de contact à environ 32,568 N indique un point critique où la distance de perforation atteint son apogée, entraînant les forces de contact les plus élevées.

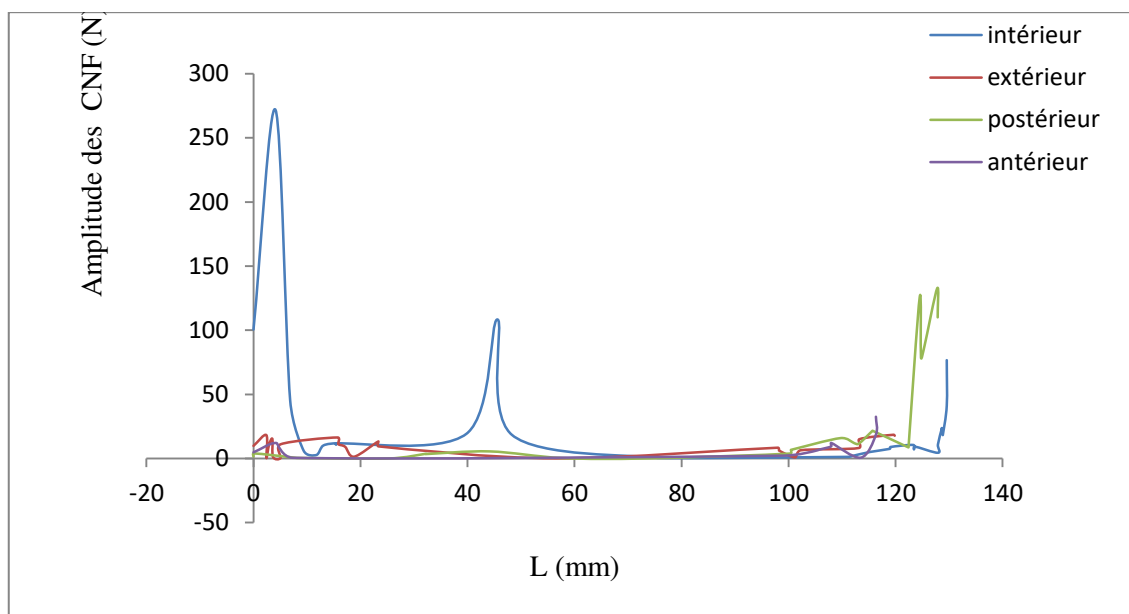


Figure IV. 11: amplitudes des forces de contact normale (CNF) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os

4.1.2.2 Les forces induisant les contraintes de cisaillement :

L'analyse des forces de cisaillement le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface os-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle des comportements mécaniques variés et informatifs.

Du côté intérieur de l'interface, on observe une diminution significative de la force de cisaillement entre la première et la deuxième mesure à une distance de 5,86 mm, ce qui suggère un changement substantiel de comportement mécanique. Cela peut être attribué à des facteurs tels que des variations dans la géométrie de la prothèse, des propriétés du ciment ou des conditions de charge appliquées. À une distance de 31,20 mm, une force de cisaillement presque négligeable de 0,00025 N indique une stabilité et une résistance adéquates du ciment orthopédique à cet endroit spécifique.

En ce qui concerne la ligne de prélèvement extérieure, les valeurs de force de cisaillement varient considérablement, allant de très faibles à très élevées, soulignant la diversité des comportements mécaniques le long de l'interface. Cette variation peut être attribuée à des facteurs tels que la géométrie de l'implant, la qualité des matériaux utilisés, l'alignement du dispositif, ou des différences anatomiques entre les patients. Bien qu'il existe une corrélation positive modérée entre la distance et les forces de cisaillement, elle n'est pas nécessairement très forte. À une distance d'environ 119 mm, une augmentation significative des forces de cisaillement suggère un point critique potentiel dans le comportement mécanique des interfaces des prothèses totales de hanche.

La ligne de prélèvement postérieure révèle un schéma relativement stable des valeurs de cisaillement total avec la distance, indiquant une relation cohérente. Cependant, un point critique remarquable dans la partie distale avec une valeur de 46,11 N mérite une attention particulière en raison de son implication potentielle sur la stabilité et la durabilité de la prothèse.

Enfin, du côté antérieur, les valeurs de force de cisaillement restent relativement stables avec de légères fluctuations, suggérant un comportement mécanique cohérent du ciment orthopédique à différentes positions le long de la prothèse de hanche. Les forces de cisaillement varient de manière significative, de -0,86 N à 12,27 N, indiquant une large gamme de forces subies par les interfaces cimentées des prothèses totales de hanche. Ces variations de forces peuvent agir dans différentes directions, ce qui a un impact potentiel sur la stabilité et la durabilité de la prothèse.

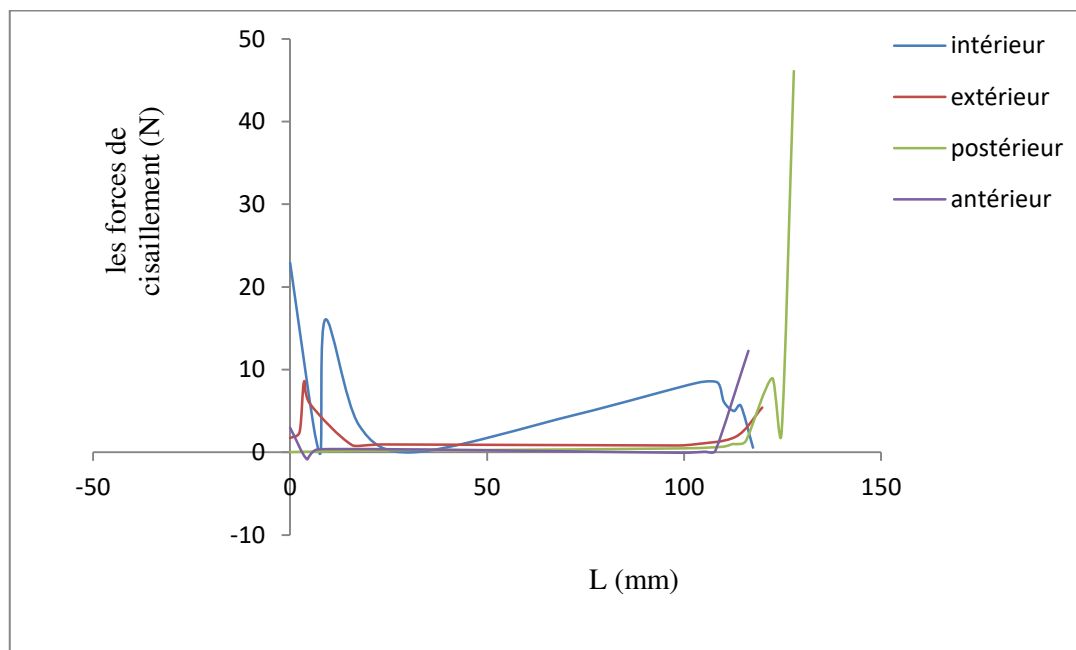


Figure IV. 12: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (ciment)

4.1.2.3 Les forces induisant les contraintes de compression :

L'examen des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface os-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle une diversité remarquable de comportements mécaniques.

Du côté intérieur, les valeurs de contrainte de pression démontrent une tendance à la baisse initiale, suivie d'une augmentation progressive vers la fin des données. Cette évolution peut être attribuée aux processus de cicatrisation et d'adaptation de l'articulation artificielle après la chirurgie. Au fil du temps, avec la guérison et la rééducation, l'articulation peut s'ajuster de manière plus efficace, entraînant ainsi une augmentation graduelle des contraintes de pression.

En ce qui concerne la ligne de prélèvement extérieure, la variation considérable des forces de contact sous pression, allant de très faibles à très élevées, met en évidence les disparités dans le comportement mécanique des interfaces des prothèses. Cette variation peut être attribuée à divers facteurs, notamment la conception de l'implant, les propriétés des matériaux et les différences anatomiques des patients. La tendance globale montre une diminution des forces de contact sous pression à mesure que la distance augmente, ce qui peut résulter d'une meilleure répartition des charges et d'une réduction du stress sur des zones spécifiques.

La ligne de prélèvement postérieur révèle une augmentation progressive des forces de pression avec la distance, atteignant un pic à 124,74 mm. Cette augmentation peut être due à une répartition élargie des charges sur le ciment à des distances plus éloignées, ce qui génère une concentration accrue des forces de pression sur certaines zones de l'interface.

Quant à la ligne de prélèvement antérieur, les forces de pression affichent des valeurs négatives et positives, indiquant des forces de compression et de traction. Ces variations dans les forces de pression à travers l'ensemble de données soulignent l'incohérence du comportement mécanique des interfaces dans les prothèses totales de hanche. Ces variations peuvent découler de différents facteurs, notamment la conception de la prothèse, les matériaux utilisés et les propriétés biomécaniques de l'os environnant. Il est essentiel de surveiller attentivement ces variations pour comprendre leur impact sur la stabilité et la performance des prothèses totales de hanche.

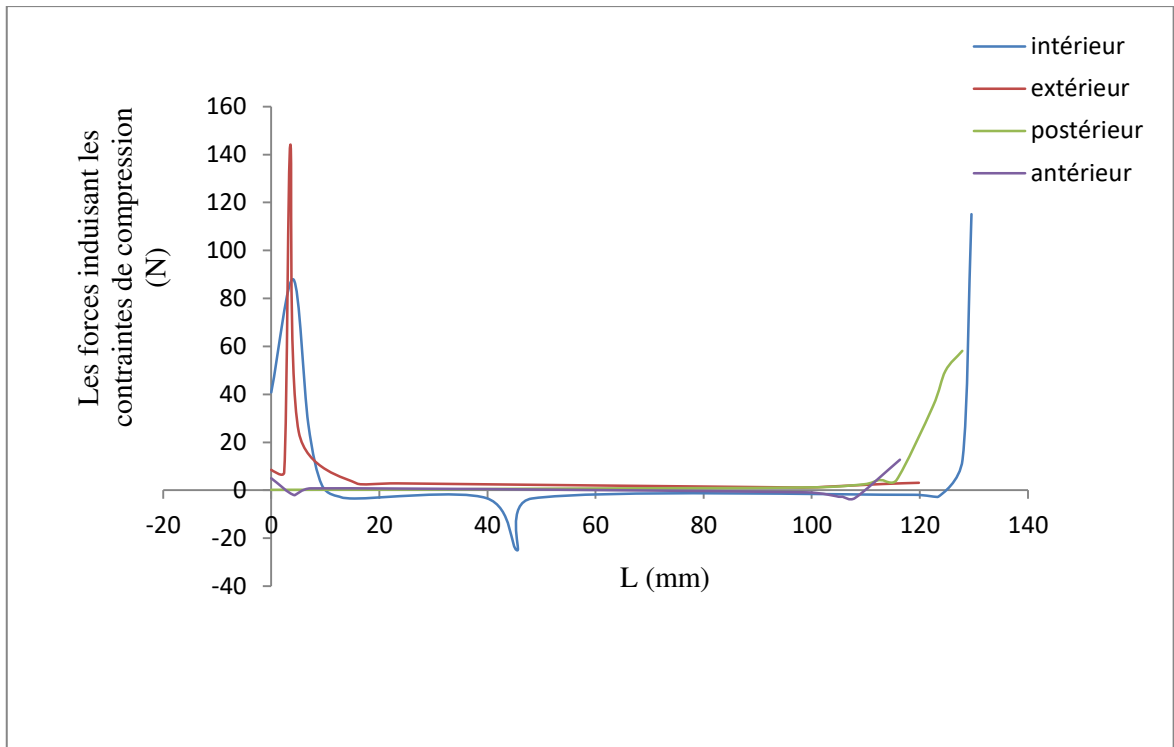


Figure IV. 13: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (ciment)

4.2 Interprétation des résultats de la répartition des forces au niveau des interfaces sur l'implant métallique

4.2.1 Interface implant-ciment :

4.2.1.1 Les forces de contact normales CNF :

L'analyse des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface implant-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle une diversité fascinante de comportements mécaniques.

Du côté intérieur, les données mettent en évidence une variation significative de la force normale de contact en fonction de la distance. Une observation clé est le pic marqué de force normale de contact à une distance spécifique de 130,59 mm, indiquant une zone critique de contrainte à cet emplacement. De plus, l'augmentation notable de la force entre certaines distances souligne la complexité des mécanismes en jeu dans la prothèse totale de hanche.

En ce qui concerne la ligne de prélèvement extérieure, une diversité considérable d'amplitudes de force normale de contact est observée, reflétant la variabilité des charges appliquées à la prothèse. De plus, la tendance à la diminution de l'amplitude de la force normale avec l'augmentation de la distance suggère une répartition plus uniforme des charges, favorable à la réduction du stress sur des zones spécifiques.

La ligne de prélèvement postérieure révèle une réduction progressive de l'amplitude de la force normale de contact à mesure que la distance augmente, indiquant un comportement mécanique moins intense de la prothèse totale de hanche. Toutefois, des variations notables sont relevées, notamment une augmentation marquée de la force à certaines distances, ce qui peut être lié à des contraintes spécifiques.

Enfin, concernant la ligne de prélèvement antérieure, l'augmentation progressive de l'amplitude de la distance entre le ciment orthopédique et la prothèse totale de hanche est mise en évidence. De plus, les variations des forces de contact montrent que l'implant subit à la fois des forces de compression et de traction, ce qui témoigne de la complexité du comportement mécanique dans cet environnement biomécanique.

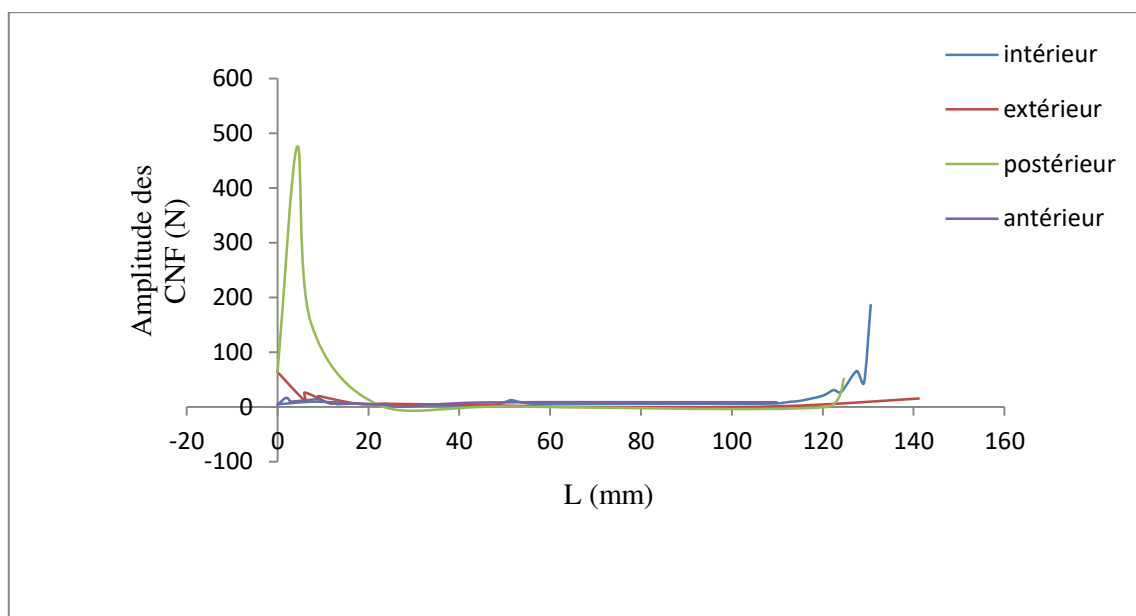


Figure IV. 14: amplitudes des forces de contact normales "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)

4.2.1.2 Les forces induisant les contraintes de cisaillement :

L'analyse des forces de cisaillement le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface implant-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle une dynamique complexe et variée.

Du côté intérieur, la contrainte de cisaillement ne suit pas une progression linéaire en fonction de la distance. Au contraire, elle présente des variations non uniformes, avec des alternances entre des tendances ascendantes et descendantes. Cette observation souligne la complexité du comportement mécanique du matériau, influencé par une multitude de facteurs biomécaniques et structuraux.

En revanche, du côté extérieur, une corrélation positive entre la distance et les valeurs de

cisaillement est observée. Cela signifie que lorsque la distance augmente, les valeurs de la force de cisaillement augmentent également. Cette association met en lumière les interactions complexes entre la distance et les différents types de cisaillement dans le comportement mécanique de la prothèse totale de hanche.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, les valeurs de cisaillement ne suivent pas de tendance claire en relation avec la distance. Cependant, des pics de force de cisaillement sont observés à certains points, indiquant des instabilités potentielles dans les forces exercées par la prothèse totale de hanche.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, les comportements de cisaillement varient en fonction de la distance. montrent une tendance négative avec la distance, avec des valeurs en accroissement négatif. Ces observations complexes peuvent être expliquées par divers facteurs, notamment la géométrie spécifique de la prothèse, les propriétés des matériaux, les principes biomécaniques et les conditions de chargement auxquelles l'implant est soumis.

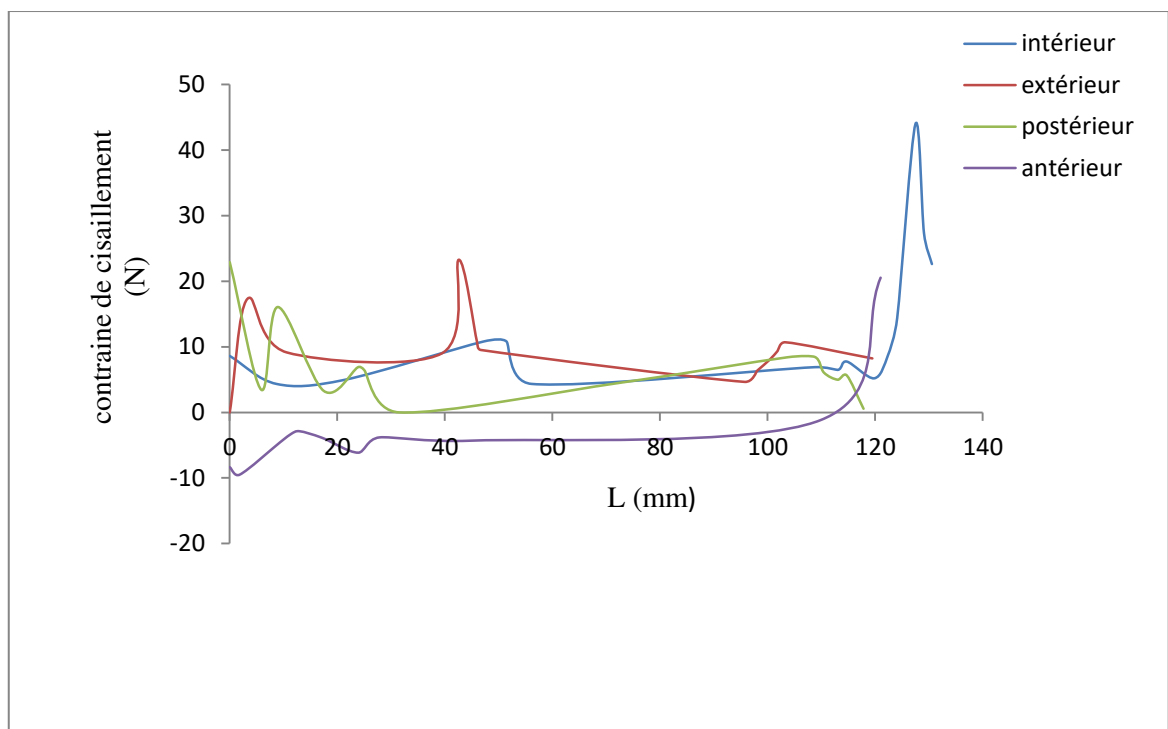


Figure IV. 15: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)

4.2.1.3 Les forces induisant les contraintes de compression :

L'examen de la répartition des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface implant-ciment dans les prothèses totales de hanche révèle des comportements variés et complexes.

Du côté intérieur, la pression de contact montre des variations significatives en fonction de la distance. Une corrélation positive est observée entre la distance et la pression de contact dans certaines plages, tandis qu'une corrélation négative se manifeste à d'autres distances. De plus, un pic prononcé est relevé à une distance de 127,50 mm, indiquant un changement brusque dans le comportement mécanique à cet endroit précis. Cette observation suggère que des facteurs spécifiques peuvent influencer de manière significative la pression de contact dans la prothèse totale de hanche.

De l'autre côté, sur la ligne de prélèvement extérieure, la relation entre la distance et la pression de contact est complexe et non linéaire. Des variations marquées de la pression de contact sont observées à différentes distances, avec un pic significatif à 3,28N et une augmentation brusque à 119,489 mm. Ces variations soulignent la complexité du comportement mécanique de la prothèse totale de hanche, influencé par une multitude de facteurs.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, une relation négative entre la distance et la pression de contact est clairement établie, avec un pic marquant à 117,84 mm. Cela indique que la pression de contact peut être modulée pour réduire ces valeurs spécifiques. Globalement, les valeurs de pression de contact demeurent généralement basses et négatives, suggérant un effet compressif exercé par le ciment au sein de la prothèse.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, la pression de contact augmente à mesure que la distance diminue, montrant une relation négative entre ces deux variables. Un pic significatif est noté à 121,03 mm. Cette relation non linéaire met en évidence des instabilités dans la pression de contact à différentes distances, reflétant ainsi la complexité du comportement mécanique du ciment et de la prothèse totale de hanche, influencée par de nombreux facteurs interdépendants.

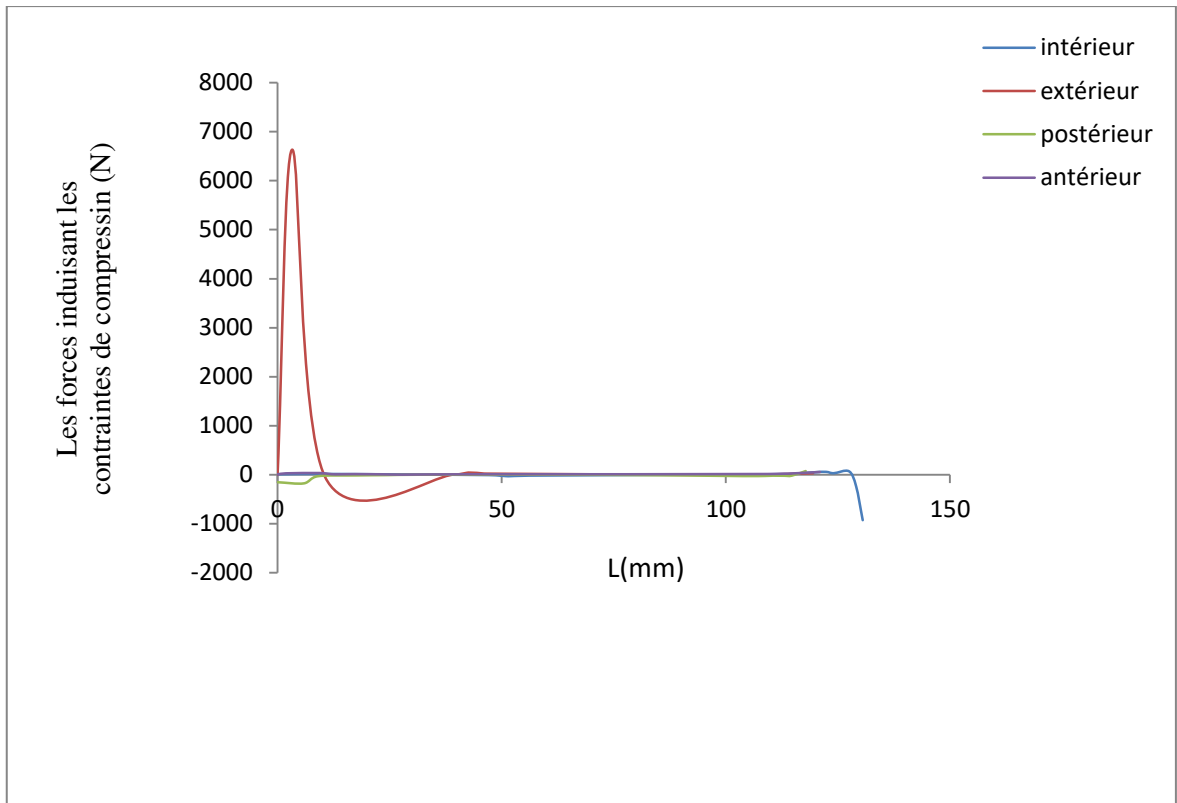


Figure IV. 16: les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface implant/ciment (implant)

4.3 Interprétation des résultats de la répartition des forces au niveau des interfaces sur l'os spongieux :

4.3.1 Interface ciment-os :

4.3.1.1 Les forces de contact normales CNF :

L'examen des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface ciment-os dans le contexte des prothèses totales de hanche révèle des dynamiques variées et informatives.

Du côté intérieur, on observe une variation significative de la force normale de contact (CNF) en fonction de la distance. La CNF atteint sa valeur maximale à 8,73 N, indiquant une force considérable dans ces conditions spécifiques. Cette observation suggère que la prothèse de hanche est soumise à des contraintes substantielles, avec des variations notables de la force en fonction de la distance.

En revanche, du côté extérieur, une tendance inverse est observée. À mesure que la distance augmente, l'amplitude de la CNF diminue, avec une valeur maximale enregistrée à 8,73 N à une distance de 112,02 mm. Cette tendance décroissante suggère que l'os spongieux subit des contraintes variables en fonction de la distance par rapport à la prothèse, avec un point

critique identifié à cette distance.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, les observations montrent que certaines distances n'entraînent aucune interaction mécanique ou force significative, tandis qu'à d'autres distances, une réduction significative de la force est observée. À des distances spécifiques, une interaction mécanique notable se produit, suggérant des variations significatives dans le comportement mécanique de l'os spongieux dans la prothèse totale de hanche.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, une corrélation est établie entre la distance et l'amplitude de la CNF, avec une valeur maximale de 0,034 N enregistrée. Cette constatation suggère l'existence d'un pic spécifique dans la force de contact normal, ce qui peut avoir des implications significatives pour la compréhension du comportement mécanique de l'os spongieux dans la prothèse de hanche.

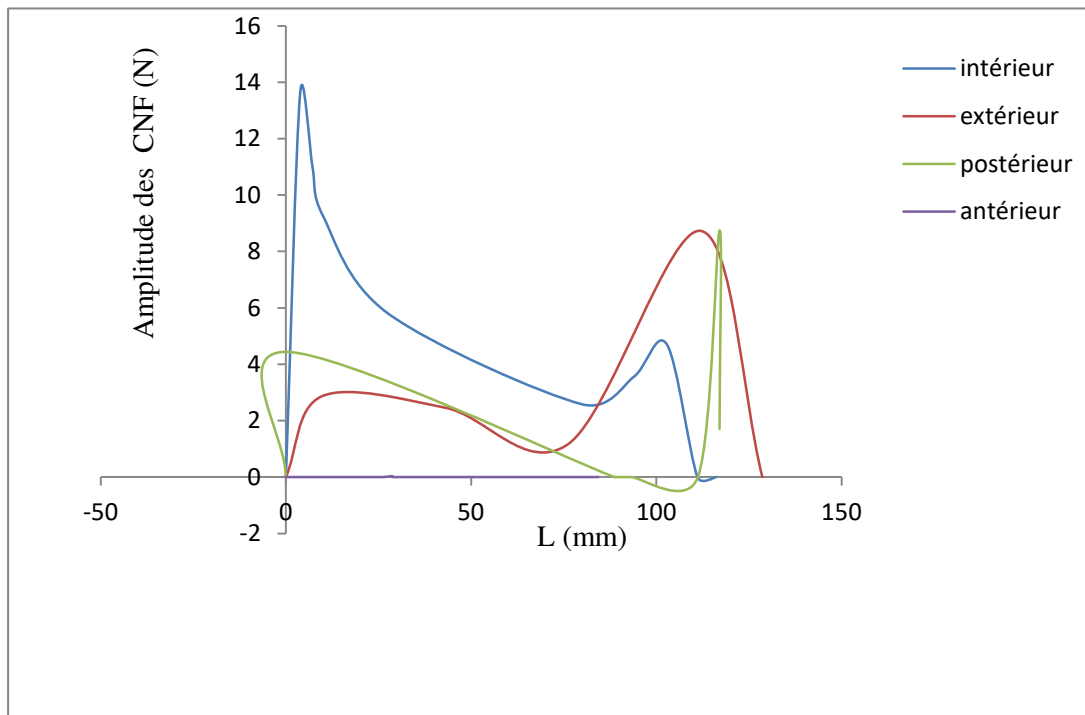


Figure IV. 17: amplitudes des forces de contact normale "CNF" (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)

4.3.1.2 Les forces induisant les contraintes de cisaillement :

L'examen des forces de cisaillement le long des différentes lignes de prélèvement à l'interface ciment-os dans le contexte des prothèses totales de hanche révèle des dynamiques complexes et informatives.

Du côté intérieur, les valeurs de cisaillement montrent une tendance positive à mesure que la distance augmente, avec des points d'inflexion marqués dans la courbe. Cette variation

suggère une relation non linéaire entre la distance et le cisaillement. En particulier, une augmentation significative est observée à une distance de 102.84 mm, indiquant un pic spécifique de force de cisaillement.

À l'opposé, du côté extérieur, une relation positive est également identifiée entre la distance et le cisaillement, avec des fluctuations notables dans la courbe. Ces variations traduisent des changements dans le comportement mécanique du cisaillement le long de la distance.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, on constate une diminution progressive de la contrainte de cisaillement à mesure que la distance augmente, suivie d'une augmentation substantielle. Ces observations mettent en évidence une relation non linéaire entre la distance et le cisaillement, avec des variations significatives dans la courbe.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, des fluctuations importantes sont observées dans la force de cisaillement en fonction de la distance, avec un maximum enregistré à 41.74 N. Ces variations reflètent des charges et des contraintes significatives sur la prothèse de hanche à différentes distances, ce qui pourrait avoir des implications importantes pour l'évaluation de la performance et de la résistance de la prothèse.

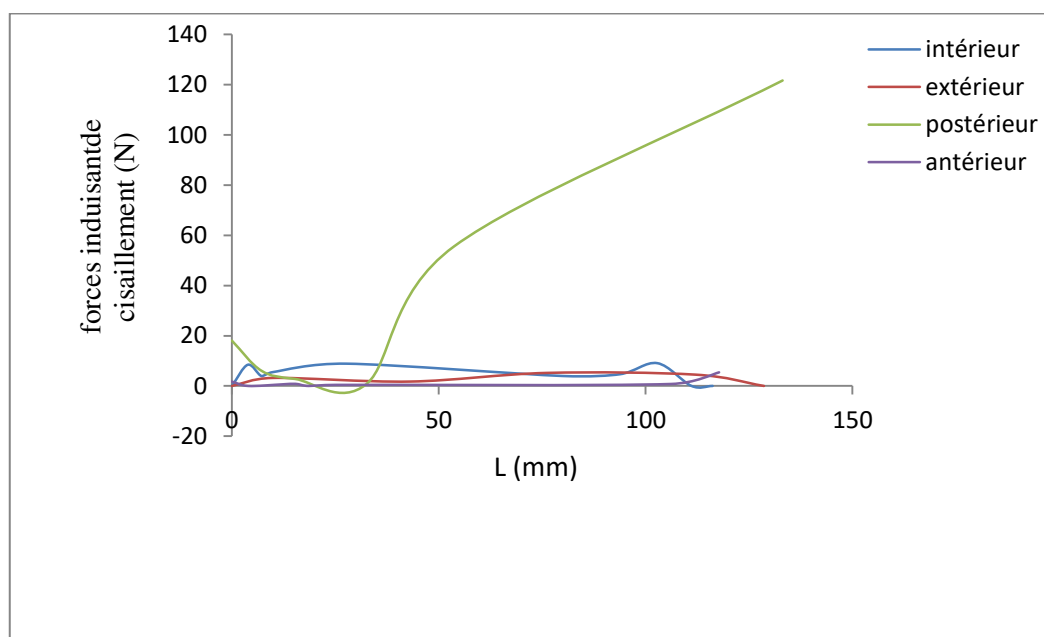


Figure IV. 18: les forces induisant les contraintes de cisaillement (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)

4.3.1.3 Les forces induisant les contraintes de compression :

L'examen approfondi des données concernant la répartition des forces de contact à l'interface os-ciment dans le contexte des prothèses totales de hanche révèle des tendances significatives.

Du côté intérieur, la relation entre la distance et la pression de contact met en lumière une convergence graduelle, atteignant son point minimal à 27.66 N, soulignant l'influence de la distance sur cette relation. À partir de là, une augmentation de la pression de contact est observée jusqu'à une distance de 102.8 mm, signalant un changement significatif dans les conditions mécaniques.

En revanche, du côté extérieur, une tendance claire se dessine avec une diminution progressive de la pression de contact à mesure que la distance augmente. Cette relation est étayée par des valeurs négatives enregistrées pour la pression de contact. Un point de transition important survient à une distance de 9.87 mm, où la pression de contact passe à zéro, indiquant un arrêt complet du contact et de la pression à partir de cette distance.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, une variation considérable des valeurs de pression de contact est observée, reflétant des degrés variables de contrainte et de répartition de charge. Les valeurs de pression de contact tendent à converger vers des niveaux proches de zéro dans la plage de distance de 24.88 mm à 101.84 mm, tandis qu'une augmentation significative est notée à partir de cette plage, culminant en un pic au point 69.49 N.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, une relation positive entre la distance et la pression de contact est clairement établie. Une interruption significative du contact est observée à une distance de 18.50 mm, tandis qu'une valeur maximale de pression de contact est enregistrée à une distance de 117.77 mm, ce qui pourrait être considéré comme un point critique en termes de fonctionnalité et de durabilité de la prothèse.

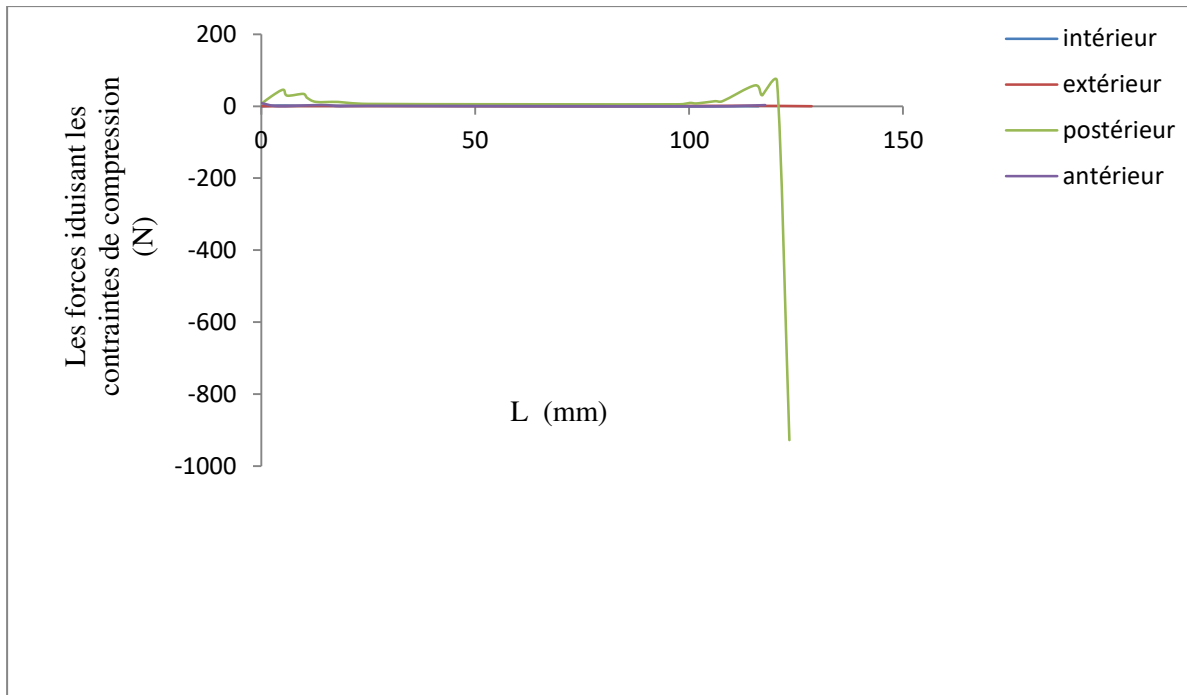


Figure IV. 19 Les forces induisant les contraintes de compression (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment /os (os)

4.3.1.4 Les forces induisant les contraintes d'ouverture :

L'analyse des données concernant la répartition des forces de contact le long des différentes lignes de prélèvement dans le contexte des prothèses totales de hanche permet de mettre en évidence des tendances significatives.

Du côté intérieur, il est clair qu'une corrélation positive existe entre l'augmentation de la distance et l'accroissement de l'ouverture de contact. Cette relation démontre l'influence directe de la distance sur le comportement mécanique de l'os spongieux. Les valeurs d'ouverture de contact oscillent entre des valeurs positives et négatives en fonction de la distance, reflétant ainsi des variations de force appliquée. Ces observations mettent en évidence la complexité de la réponse mécanique de l'os spongieux.

En revanche, du côté extérieur, la relation entre la distance et l'ouverture de contact montre une diminution progressive de l'ouverture de contact à mesure que la distance augmente. Cette tendance est particulièrement marquée, avec des valeurs d'ouverture de contact qui tendent vers zéro à de plus grandes distances. Une valeur négative est même enregistrée, soulignant l'importance de la distance dans le comportement mécanique de l'os spongieux.

Sur la ligne de prélèvement côté postérieur, les valeurs d'ouverture de contact varient considérablement, couvrant une amplitude allant de -927.59 N à 69.49 N. Cette gamme

d'amplitude suggère un comportement mécanique irrégulier, mettant en lumière la complexité des réactions mécaniques de l'os spongieux.

Enfin, sur la ligne de prélèvement côté antérieur, une corrélation positive linéaire est observée entre la distance et l'ouverture de contact. Cette observation est d'une grande importance pour la conception des prothèses, car elle souligne l'influence directe de la distance sur l'ouverture de contact, ce qui pourrait avoir des implications significatives sur les performances et la durabilité de la prothèse.

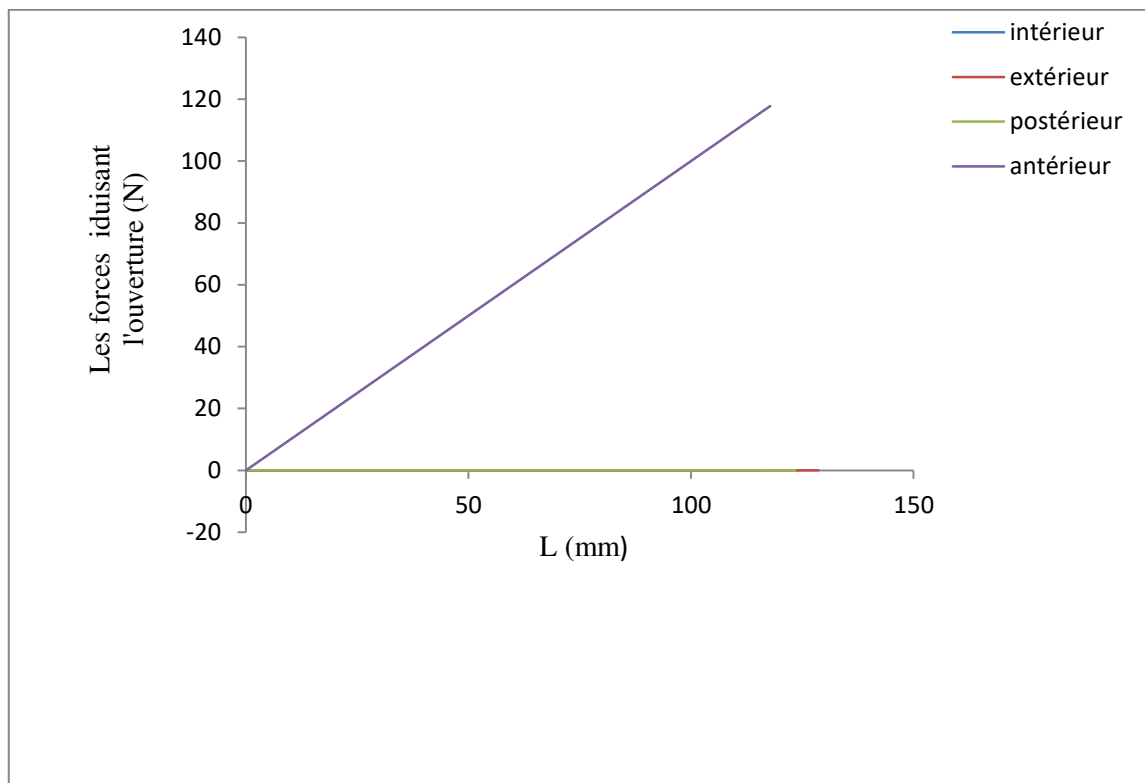


Figure IV. 20: les forces induisant l'ouverture (N) en fonction de la distance de perforation osseuse (mm) au niveau de l'interface ciment/os (os)

5. Conclusion :

Ce chapitre a présenté les résultats de l'analyse des contraintes de Von Mises et des forces de contact dans les interfaces os-ciment et ciment-implant lors de la marche normale chez les patients porteurs de prothèses totales de hanche. Les interprétations de ces résultats ont permis de mieux comprendre la répartition des charges et les mécanismes mécaniques impliqués dans ces interfaces (zones de contact) critiques.

L'analyse des contraintes de Von Mises a révélé des niveaux de contrainte variables au sein des interfaces os-ciment et ciment-implant. Des zones de contrainte maximale ont été identifiées, soulignant l'importance d'une répartition optimale des charges pour minimiser les risques de défaillance de l'interface. Les forces de contact ont également été évaluées, mettant en évidence l'efficacité de l'ancrage de la prothèse et la transmission des charges entre les différents composants.

Les interprétations de ces résultats ont des implications significatives pour la pratique clinique et la conception des prothèses totales de hanche. Une compréhension approfondie de la répartition des contraintes et des forces de contact permet d'optimiser la conception de la prothèse en termes de géométrie, de matériaux et de fixation. Cela contribue à améliorer la stabilité, la durabilité et les résultats à long terme des prothèses de hanche.

Cependant, il convient de noter que cette étude présente certaines limites. Les modèles utilisés sont basés sur des simulations par éléments finis et ne représentent qu'une approximation de la réalité clinique. De plus, les paramètres physiologiques et les variations individuelles peuvent influencer les résultats. Par conséquent, il est important de considérer ces résultats comme des indications générales plutôt que des prédictions absolues.

Pour de futures recherches, il serait bénéfique d'intégrer des données cliniques réelles pour valider et affiner les modèles utilisés. Une analyse plus approfondie des contraintes et des forces de contact dans des situations pathologiques ou spécifiques à certains mouvements pourrait également fournir des informations supplémentaires pour guider la prise de décision clinique.

En conclusion, l'analyse des contraintes de Von Mises et des forces de contact dans les interfaces os-ciment et ciment-implant pendant la marche normale a permis de mieux comprendre la mécanique de la prothèse totale de hanche. Ces résultats fournissent des informations précieuses pour améliorer la conception des prothèses et optimiser les résultats cliniques. Cependant, une approche multidisciplinaire et des recherches supplémentaires sont nécessaires pour renforcer ces résultats et les traduire en pratiques cliniques bénéfiques pour les patients.

Conclusion générale

En conclusion, notre analyse approfondie des forces de contact au sein des interfaces ciment/os et ciment/implant dans les prothèses totales de la hanche met en lumière une complexité mécanique fascinante. Ces variations sont le résultat de multiples facteurs, notamment la position, la géométrie de l'interface et les propriétés des matériaux, soulignant l'importance de ces éléments dans la performance des implants.

L'analyse des forces de contact et de la pression le long de ces interfaces révèle des tendances significatives, des transitions marquées et des valeurs aberrantes, fournissant ainsi un aperçu précieux du comportement mécanique des prothèses de hanche. Cette compréhension est cruciale pour optimiser la conception et la performance de ces dispositifs médicaux.

Dans l'ensemble, nos observations soulignent la complexité de la répartition des forces de contact à l'interface os-ciment et ciment-implant dans les prothèses de hanche. La géométrie, les propriétés des matériaux et les caractéristiques anatomiques du patient jouent un rôle essentiel dans ce comportement mécanique. Une analyse plus approfondie de ces données offre un potentiel considérable pour améliorer la conception et la performance des prothèses totales de hanche.

Pour l'avenir, il serait pertinent d'approfondir cette recherche en étudiant davantage l'impact des variations anatomiques individuelles sur les forces de contact et la performance des prothèses. De plus, la prise en compte de l'usure à long terme des matériaux et des conditions de charge réelles auxquelles les implants sont soumis dans la vie quotidienne pourrait apporter des informations cruciales.

En somme, nos analyses mettent en évidence la complexité du comportement mécanique des prothèses totales de hanche, influencée par une multitude de variables. Comprendre ces interactions complexes est essentiel pour améliorer la conception et la performance de ces dispositifs médicaux dans divers contextes biomécaniques. Ces recherches futures sont essentielles pour continuer à progresser dans l'amélioration de la qualité de vie des patients ayant subi une arthroplastie de la hanche et pour faire évoluer les normes de la chirurgie orthopédique.

Perspectives

Dans le domaine de la mécanique et de l'ingénierie des prothèses totales de la hanche, plusieurs perspectives prometteuses émergent à la suite de notre étude sur les interfaces os/ciment et ciment/implant.

Tout d'abord :

- **Optimisation des designs d'implants** : Utilisation de modèles par éléments finis pour créer des prothèses sur mesure, améliorant la fixation et la stabilité mécanique.
- **Recherche sur les biomatériaux innovants** : Collaboration avec des experts en biomatériaux pour développer des matériaux résistants à la fatigue et intégrés au tissu osseux.
- **Tests de fatigue accélérée et surveillance en temps réel** : Garantie de la durabilité et de la fiabilité à long terme des interfaces grâce à des systèmes de détection intégrés.
- **Impression 3D et conception assistée par ordinateur** : Personnalisation des implants pour un ajustement mécanique optimal.
- **Automatisation des procédures chirurgicales** : Collaboration avec des ingénieurs en robotique pour développer des systèmes robotisés qui assistent les chirurgiens lors de l'implantation de prothèses de la hanche. Ces systèmes pourraient améliorer la précision et la stabilité mécanique.
- **Étude de la biomechanobiologie** : Conception d'implants stimulant mécaniquement la régénération osseuse.
- **Formation chirurgicale avancée** : Développement de programmes de formation spécialisée pour améliorer la qualité des procédures d'implantation.
- **Systèmes de détection des complications** : Concevoir des capteurs intégrés dans les prothèses de hanche pour surveiller en temps réel l'état de l'interface os/ciment et ciment/implant. Ces systèmes pourraient détecter les signes précurseurs de complications, améliorant ainsi la gestion des soins de santé.
- **Intégration de la médecine régénérative** : Rechercher comment la médecine régénérative, y compris la thérapie cellulaire et la bio-ingénierie tissulaire, pourrait être intégrée dans le domaine des prothèses de la hanche pour améliorer la régénération osseuse et la longévité des implants.
- **Techniques chirurgicales améliorées** : Identifier les meilleures pratiques chirurgicales pour l'implantation de prothèses totales de la hanche en fonction du type de fixation. étudier les techniques de fixation du ciment, les méthodes d'insertion de l'implant, etc.
- **Recherche sur les matériaux** : Explorer les avancées récentes dans les matériaux utilisés. De nouveaux matériaux pourraient améliorer la durabilité et la biocompatibilité des prothèses de la hanche.

- **Analyse comparative** : Comparer les avantages et les inconvénients des différentes techniques d'implantation en utilisant des critères tels que la stabilité, la mobilité, la durabilité, le coût et le taux de complications. Cette analyse comparative pourrait aider les chirurgiens à prendre des décisions éclairées lorsqu'ils choisissent la technique d'implantation appropriée.

- **Études de suivi à long terme** : envisager de poursuivre votre recherche en effectuant des études de suivi à long terme sur les patients qui ont reçu des prothèses totales de la hanche. Cela vous permettrait de recueillir des données sur la durabilité et la performance à long terme des interfaces.

Ces perspectives offrent des opportunités de recherche et de développement prometteuses dans le domaine de la mécanique et de l'ingénierie des prothèses totales de la hanche.

Références

- [1] Description anatomique du mouvement. (n.d.). Sci-Sport. <https://www.sci-sport.com/theorie/chapitre-2-description-anatomique-du-mouvement.php#psagit>
- [2] About orthopedie-savoie.fr/upload/Les-pathologies/la-hanche/E1.1-La-Hanche-normale.pdf - Google Search. (n.d.). <https://www.google.com/search?q=About+https://www.orthopedie-savoie.fr/upload/Les-pathologies/la-hanche/E1.1-La-Hanche-normale.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1>
- [3] Anatomie de la hanche - Clinique du sport Bordeaux - Mérignac. (n.d.). <https://www.cliniquedusport-bx.fr/Anatomie-de-la-hanche#:~:text=Muscles%20et%20ligaments%20de%20la,solides%20qui%20assurent%20sa%20stabilite%20C3%A9>.
- [4] Troa. (n.d.). Orthosud Montpellier | Anatomie de la hanche. <http://www.orthosudmontpellier.com/les-pathologies/hanche/anatomie-de-la-hanche.html#:~:text=L'articulation%20de%20la%20hanche,la%20hanche%20est%20stable%20naturellement>.
- [5] Semciw, A. (n.d.). Pourquoi avoir un fessier musclé est important pour la santé. The Conversation. <https://theconversation.com/pourquoi-avoir-un-fessier-muscle-est-important-pour-la-sante-196154#:~:text=Les%20muscles%20fessiers%2C%20aussi%20appel%C3%A9s,le%20moins%20grand%20des%20trois>.
- [6] Contributeurs aux projets Wikimedia. (2022). Muscles pelvi-trochantériens. fr.wikipedia.org. https://fr.wikipedia.org/wiki/Muscles_pelvi-trochant%C3%A9riens#:~:text=Au%20nombre%20de%20six%2C%20les,rattachent%20le%20membre%20au%20tronc.
- [7] Laviolette, G. (2022). Le psoas, un muscle qui peut vous causer bien des maux ! Axo Physio. <https://axophysio.com/le-psoas-un-muscle-qui-peut-vous-causer-bien-des-maux%E2%80%89/#:~:text=Le%20psoas%20est%20l'un,posture%20de%20la%20r%C3%A9gion%20lombaire>.
- [8] Institut du Rachis Parisien. (2021, April 7). Prothèse totale de hanche - Institut du rachis Paris. Institut Du Rachis Paris. <https://institutdurachis.com/membre-inferieur/chirurgie-hanche-paris/prothese-totale-hanche/>
- [9] Arnaud. (2020, May 14). Histoire et évolution de la prothèse de hanche | Dr Paillard à Paris. Dr Philippe Paillard. <https://www.chirurgie-orthopedique-paris.com/la-prothese-totale-de-la-hanche-cent>

[ans-de-](#)

[recherches/#:~:text=En%201941%20Mac%20Kee%20invente,les%20os%20demeure%20tr%C3%A8s%20instable.](#)

[10] La Prothèse de Hanche. (n.d.). [https://www.ortho-info.com/?page_id=257#:~:text=Il%20existe%20deux%20types%20de,%E2%80%9D\)%20et%20l'os.](https://www.ortho-info.com/?page_id=257#:~:text=Il%20existe%20deux%20types%20de,%E2%80%9D)%20et%20l'os.)

[11] La reprise ou changement de prothèse totale de hanche. (n.d.). Arthropole Sud Gironde - Bordeaux Langon Marmande. <https://www.orthopedie-bordeaux-sud.com/la-reprise-ou-changement-de-prothese-totale-de->

[hanche/#:~:text=Le%20descellement%20aseptique%20est%20la,y%20a%20pas%20d'infection.](#)

[12] La structure du tissu osseux | PONROY. (n.d.). <https://www.ponroy.com/conseils-sante/la-structure-du-tissu-osseux>

[13] Service Communication. (2022, July 13). La hanche : les différentes maladies. Acteur De Ma Santé. <https://acteurdemasante.lu/fr/orthopedie/les-causes-des-protheses-de-la-hanche-les-maladies-de-la-hanche/>

[14] Effet du chargement dynamique sur le comportement mécanique du ciment orthopédique. (2018, June 9). <http://rdoc.univ-sba.dz/handle/123456789/3259>

[15] ScienceDirect.com | Science, health and medical journals, full text articles and books. (n.d.). <https://pdf.sciencedirectassets.com/277881/1-s2.0-S1877051719X00039/1-s2.0-S1877051719300383/am.pdf?X-Amz-Security->

Token=IQoJb3JpZ2luX2VjEAEaCXVzLWVhc3QtMSJHMEUCIAK7a63BljxR%2F0noq12GzXybZuqQbngX11zEIDM2HH3CAiEA5qEgRJz182JmOHAQsvqXVn2i%2FR%2Bfi8PzuxJhc8TZhpwqsgUIWhAFGgwwNTkwMDM1NDY4NjUiDK1UMPvsTuY6z5pPmCqPBRnpLC8cT6ThhiGmvA7SGGZCBJxiRu9w4xrQILmZiaofkSMSillqu5hQIjfI%2F9DsaNY7BWu%2FHC4JRAS19IQLtvcGWQLGBhK0QTm1s6zeZkrXrTXkBB6SDh%2FqJZ%2B93xYiWLu8cf0q1%2BNLfEu8H50Uqwf%2Bdjb9qWP9HDhiaRyPzfSF7sa0D7d%2FSy6gDvHPxAUi56wgnbbn47KLkpuRSZAv5xio4M4vd%2BKVC%2FB%2FKftT2dZMteQdA%2BII1VwcrTu2WVgGqTzrdqSNad3iGDGOjys%2BQjNzCOqdnZd%2B3hHpGt03Ikqf%2BrMmj2Jli6VJQlfmhxvgtoRNHK1BIXkkBKqleKeexMwtnQ62GdR3MAGlcvw1nBKJmOE4Hup%2BNJfPEu%2FsYTzZ0MIxm2PTBaj%2BoSrDZKeeimS6OOUWQUM2e7tLBbjUvlu%2FJmx7wXz17HXdrfyM%2BqCmpd%2BslBT0%2Bx0RVPzMtqGU3ttRvtRBGIpHbGZk6c5xDE47O5oDquwhdrQ4rvEOzHtOKjz%2FcmOf6RLE%2FDgLA%2BPe%2FrM9mXg9u9GRoc80vk6NkV%2BrkC5ybbq%2FXWL1gIRv6PWrk9Tscz%2FVOnNnOpgJAS9tVmyzny48VqbJNhW%2FwP3CuWgU1NVZMuW80H7cFrqMMnrKB%2FMst1O0NEHPczE

[16] Kochbati, R., Rbai, H., Jlailia, M., Makhlof, H., Bouguira, A., &Daghfous, M. S. (2016). Facteurs prédictifs de descellement aseptique des prothèses totales cimentées de la hanche. The Pan

African Medical Journal, 24. <https://doi.org/10.11604/pamj.2016.24.260.8164>

[17] About eprints.univ-batna2.dz/993/1/inj%20NAILI%20MOKHTAR.pdf - Google Search. (n.d.). [https://www.google.com/search?q=About+http://eprints.univ-](https://www.google.com/search?q=About+http://eprints.univ-batna2.dz/993/1/inj%20NAILI%20MOKHTAR.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1)

[batna2.dz/993/1/inj%20NAILI%20MOKHTAR.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1](https://www.google.com/search?q=About+http://eprints.univ-batna2.dz/993/1/inj%20NAILI%20MOKHTAR.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1)

[18] Elmay, W. (2023, February 5). Les alliages de titane pour le médical - MetalBlog. MetalBlog. <https://metalblog.ctif.com/2022/03/21/les-alliages-de-titane-pour-le-medical/>

[19] About ansm.sante.fr/dossiers-thematiques/surveillance-des-protheses-de-hanche/impression/59 - Google Search. (n.d.). [https://www.google.com/search?q=About+https://ansm.sante.fr/dossiers-](https://www.google.com/search?q=About+https://ansm.sante.fr/dossiers-thematiques/surveillance-des-protheses-de-hanche/impression/59)

[thematiques/surveillance-des-protheses-de-](https://www.google.com/search?q=About+https://ansm.sante.fr/dossiers-thematiques/surveillance-des-protheses-de-hanche/impression/59)

[hanche/impression/59&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1](https://www.google.com/search?q=About+https://ansm.sante.fr/dossiers-thematiques/surveillance-des-protheses-de-hanche/impression/59)

[20] PMMA | Types de polymères - Resinex. (n.d.). <https://www.resinex.fr/types-de-polymeres/pmma.html#:~:text=Le%20PMMA%20est%20un%20polym%C3%A8re,est%20parfois%20appel%C3%A9%20verre%20acrylique.>

[21] Ashfaq, S. (2022, March 10). Les polymères acryliques au service de la chirurgie orthopédique - PolymerExpert. PolymerExpert. <https://polymerexpert.fr/blog/les-polymeres-acryliques-au-service-de-la-chirurgie-orthopedique-2/>

[22] About amub-ulb.be/system/files/rmb/old/498-Google Search.

(n.d.). [https://www.google.com/search?q=About+https://www.amub-](https://www.google.com/search?q=About+https://www.amub-ulb.be/system/files/rmb/old/498)

[ulb.be/system/files/rmb/old/498&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1](https://www.google.com/search?q=About+https://www.amub-ulb.be/system/files/rmb/old/498)

[23] About mysciencework.com/patent/show/ciment-pour-comblement-osseux-EP2403545B1 - Google Search.

(n.d.). [https://www.google.com/search?q=About+https://www.mysciencework.com/patent/show/cimen](https://www.google.com/search?q=About+https://www.mysciencework.com/patent/show/ciment-pour-comblement-osseux-EP2403545B1)

[t-pour-comblement-osseux-EP2403545B1&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1](https://www.google.com/search?q=About+https://www.mysciencework.com/patent/show/ciment-pour-comblement-osseux-EP2403545B1)

[24] About jcmarot.files.wordpress.com/2022/05/polymerisation-complements.pdf - Google Search. (n.d.). [https://www.google.com/search?q=About+https://jcmarot.files.wordpress.com/2022/05/polymer](https://www.google.com/search?q=About+https://jcmarot.files.wordpress.com/2022/05/polymerisation-complements.pdf)

[isation-complements.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1](https://www.google.com/search?q=About+https://jcmarot.files.wordpress.com/2022/05/polymerisation-complements.pdf)

[25] Carinerobertchimieparistech. (2018, May 24). Le Polyméthylméthacrylate PMMA. Ramène Tes Sciences ! <https://ramenetessciences.wordpress.com/2017/05/09/le-polymethylmethacrylate-pmma/>

[26] Ciments orthopédiques aux antibiotiques : du laboratoire à la validation clinique – Académie nationale de médecine | Une institution dans son temps. (n.d.). <https://www.academie-medecine.fr/ciments-orthopediques-aux-antibiotiques-du-laboratoire-a-la-validation-clinique/>

[27] Alloprof aide aux devoirs | Alloprof. (n.d.). [https://www.alloprof.qc.ca/fr/eleves/bv/chimie/la-](https://www.alloprof.qc.ca/fr/eleves/bv/chimie/la-chaleur-molaire-et-la-chaleur-massique-de-reac-c1024)

[chaleur-molaire-et-la-chaleur-massique-de-reac-c1024](https://www.alloprof.qc.ca/fr/eleves/bv/chimie/la-chaleur-molaire-et-la-chaleur-massique-de-reac-c1024)

[28] École de technologie supérieure. (n.d.). Étude expérimentale sur la polymérisation du ciment

osseux pour les prothèses de hanches cimentées : corrélation entre les contraintes résiduelles, la microstructure et la résistance interfaciale Espace ETS. <https://espace.etsmtl.ca/586/#:~:text=La%20porosit%C3%A9%20interfaciale%20varie%20de,la%20r%C3%A9sistance%20de%20l'interface.>

[29] About asjp.cerist.dz/en/downArticle/42/5/1/183417 - Google Search. (n.d.). <https://www.google.com/search?q=About+https://www.asjp.cerist.dz/en/downArticle/42/5/1/183417&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1>

[30] About oer.uclouvain.be/jspui/bitstream/123456789/216/1/Maite%20Van%20Cauter_PTH%20Fixation%20d%27une%20proth%C3%A8se%20f%C3%A9morale.pdf - Google Search. (n.d.). https://www.google.com/search?q=About+https://oer.uclouvain.be/jspui/bitstream/123456789/216/1/Maite%2520Van%2520Cauter_PTH%2520Fixation%2520d%2527une%2520proth%25C3%25A8se%2520f%25C3%25A9morale.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1

[31] Boulefour, A. (2015, December 17). Evaluation d'éléments finis volumiques dans Abaqus sur des cas tests non linéaires géométriques. <http://archives.univ-biskra.dz/handle/123456789/6658>

[32] Analyse du comportement de la prothèse totale de hanche in-vivo

[33] □Thèses-Algérie: Doctorat, Magister, Master. . . (n.d.). <https://www.theses-algerie.com/5721950144533891/these-de-doctorat/universite-mhamed-bougara-boumerdes/developpement-dun-outil-dextraction-de-parametres-cinematiques-et-dynamiques-de-la-marche-humaine>

[34] About eprints.univ-batna2.dz/1833/1/these%202020%20final.pdf - Google Search. (n.d.). <https://www.google.com/search?q=About+http://eprints.univ-batna2.dz/1833/1/these%25202020%2520final.pdf&tbm=ilp&biw=1366&bih=657&dpr=1>

[35] Nicard, Q. (2021). Nerf fémoral. <https://www.passeportsante.net/>. <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=nerf-femoral>