

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
Université Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Faculté de Science & Technologie
Département de Génie mécanique



Projet de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Master en :

Domaine : SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE

Filière : Génie Mécanique

Spécialité : Construction Mécanique

Thème

Conception et analyse de prothèse de hanche de type spacer

Présenté par :

Mr : MEHALLI MOUHAMED ABDELRAHMEN

Mr : BELHADJI MEHDI

Soutenu le 22 Juin 2025 devant le jury composé de :

Président :

Mr NHARI Tayeb

MCA

UAT.BELHADJ BOUCHIAB

Examineur :

Mr DJEBBAR Nouredine

Pr

UAT.BELHADJ BOUCHIAB

Encadrant :

Mr SALAH Hichem

MCB

UAT.BELHADJ BOUCHIAB

Année Universitaire : 2024/2025

Remercîment

Louange à Dieu Tout-Puissant, source de toute sagesse et de toute force, qui nous a guidés et soutenus tout au long de ce parcours. Grâce à Sa miséricorde et Sa lumière, nous avons pu mener à bien ce projet de fin d'études.

Nous tenons à exprimer notre profonde reconnaissance à Monsieur Salah Hichem, notre encadrant, pour sa disponibilité, ses conseils avisés, sa rigueur et son accompagnement constant tout au long de la réalisation de ce travail. Son encadrement a été pour nous d'une grande valeur, tant sur le plan scientifique que personnel.

Nos remerciements les plus sincères vont à Monsieur. NHARI Tayeb, président du jury, pour l'honneur qu'il nous a fait en acceptant d'évaluer notre mémoire, ainsi que pour ses remarques pertinentes et enrichissantes.

Nous remercions également Monsieur DJEBBAR Noureddine, membre du jury, pour sa bienveillance, sa disponibilité et ses observations constructives qui ont contribué à enrichir ce travail.

Nous adressons notre plus profonde gratitude à nos parents, pour leur amour inconditionnel, leurs sacrifices silencieux, et leur soutien moral et matériel tout au long de notre parcours.

Nous n'oublions pas nos frères et sœurs, pour leur présence, leur compréhension et leurs encouragements constants, surtout dans les moments les plus exigeants.

Enfin, nous remercions du fond du cœur toutes les personnes qui, de près ou de loin, nous ont soutenus, guidés ou encouragés au cours de cette aventure universitaire.

Dédicace

À nos chers parents,

Qui nous ont soutenus depuis notre plus jeune âge,

Par leur amour, leurs sacrifices et leurs prières.

Ce travail est avant tout le fruit de leur patience et de leur confiance.

À nos frères et sœurs,

Pour leur présence constante, leurs encouragements sincères

et leur rôle essentiel dans notre épanouissement personnel et académique.

À tous ceux qui, de près ou de loin,

Nous ont tendu la main, nous ont inspirés ou nous ont motivés

Tout au long de ce parcours.

Nous vous dédions ce modeste travail avec toute notre gratitude.

Table des matières :

Résume	1
Abstract	2
Introduction generale	3
I.1. Structure et stabilité de l'articulation de la hanche :	5
I.1.1. Anatomie descriptive de la hanche :	5
I.1.2. Anatomie fonctionnelle de la hanche :	5
I.2. L'os coxal :	6
I.2.1. Anatomie de l'ilium	6
I.2.2. Anatomie de l'ischium	7
I.2.3. Anatomie de pubis	7
I.3. Le Fémur	8
I.3.1. Les articulations du fémur	8
I.4. Rôle du cartilage articulaire et des ligaments dans la stabilité :	9
I.4.1. Cartilage articulaire :	9
I.4.2. Les ligaments de la hanche :	9
I.5. Les muscles de la hanche : stabilisateurs et rotateurs.	10
I.5.1. Muscles antérieurs de la hanche :	10
I.5.2. Muscles postérieurs de la hanche :	11
I.6. La biomécanique de la hanche :	13
I.6.1. Support du poids corporel :	13
I.6.2. Mobilité du corps :	14
I.7. Forces agissant sur l'articulation de la hanche :	15
I.7.1. Poids corporel et force de réaction articulaire :	15
I.7.2. Action musculaire :	15

I.7.3. Conséquences biomécaniques :	15
I.8. Centre de rotation et leviers musculaires :	15
I.8.1. Centre de rotation :	15
I.8.2. Bras de levier musculaire :	15
II.1.1. Les prémices de la prothèse articulaire : l’initiative de Themistocles Gluck (années 1890)..	17
II.1.2. L’avènement des prothèses métalliques : la contribution d’Austin Moore (1942) :	17
II.1.3. Implantation prothétique de l'articulation coxofémorale par les frères Jean et Robert Judet (1946	18
II.1.4. Première conception de la prothèse totale de hanche par McKee (1951) :	19
II.1.5. L'avènement de la prothèse moderne : la contribution décisive de Sir John Charnley (années 1960) :	20
II.1.6. Les innovations contemporaines et la typologie des implants prothétiques (années 2000 à nos jours)	20
a) La prothèse intermédiaire de hanche : une solution partielle inspirée du modèle de Moore	21
b) La prothèse totale de hanche : aboutissement technologique de la filiation Charnleyenne :	22
II.2.1. Classification selon le type d’articulation remplacée :	23
II.2.2. Classification selon la méthode de fixation des composants prothétiques :	23
II.3.2. Étiologie et facteurs de risque.....	24
II.3.1. Introduction :	24
a) Définition :	24
b) Enjeux et importance clinique :	24
II.3.2. Étiologie et facteurs de risque :	24
a) Origines de l’infection :	24
b) Facteurs de risque	24
II.3.3. Manifestations cliniques	25
II.3.4. Diagnostic	25

II.3.5. Stratégies thérapeutiques.....	25
II.3.6. Prévention	26
II.4. Rôle et Applications des Spacer dans le Traitement des Infections Prothétiques deHanche.....	26
II.4.1. Définition et principe de fonctionnement du Spacer de hanche :.....	26
4.1.1.Caractéristiques techniques et composition :.....	27
a) Rôle fonctionnel et bénéfices cliniques :.....	27
II.4.2. Indications et contre-indications du spacer de hanche :	27
a) Indications cliniques :.....	28
b) Contre-indications :.....	28
II.4.3. Types de Spacers et Leurs Caractéristique :.....	28
II.4.3.1. Les Spacers Statiques :.....	29
II.4.3.2. Les Spacers Articulés :.....	29
a) Avantages des spacers articulés :	29
b) Limites et considérations cliniques :	29
II.4.4. Le Poly-méthacrylate de Méthyle (PMMA) :.....	29
a) Caractéristiques principales du PMMA :.....	29
II.4.5. Fiche technique succincte :	30
II.4.6. Caractéristiques du Polyméthacrylate de Méthyle (PMMA) :.....	30
II.4.6.1. Propriétés thermiques :.....	31
II.4.6.2. Légèreté :.....	31
II.4.6.3. Résistance aux conditions environnementales :	31
II.4.6.4. Propriétés mécaniques :.....	31
II.4.6.5. Résistance chimique :.....	31
II.4.7. Domaines d'Application du PMMA :.....	32
II.4.7.1. Industrie automobile :	32

II.4.7.2. Éclairage, signalisation et publicité :	32
II.4.7.3. Applications médicales et dentaires :	32
II.4.7.4. Construction et architecture :	33
II.4.7.5. Industrie électronique et optique :	33
III.1 Le logiciel Abaqus et la méthode des éléments finis :	34
III.1.1. Présentation générale du logiciel Abaqus :	34
III.1.1.1. Objectifs du logiciel Abaqus :	34
III.1.1.2. Versions et modules de Abaqus	34
III.1.1.3. Avantages d'Abaqus :	35
III.1.2. Modules fonctionnels d'Abaqus/CAE :	35
III.1.3. Fichiers et formats utilisés :	36
III.1.4. Extensions et compatibilité :	36
III.2. Fonctionnement du solveur Abaqus : Étapes internes du calcul.	37
III.2.1. Discrétisation du domaine :	37
III.2.2. Approximation de la solution :	37
III.2.3. Assemblage du système global :	37
III.2.4. Calcul des champs dérivés :	38
III.2.4.1. Déformations : [.....	38
III.2.4.2. Types de déformation :	38
III.2.4.3. Critères de rupture :	39
III.3 Présentation générale de SolidWorks :	39
III.4 La modélisation 3D paramétrique : cœur de la conception	40
III.5 Intégration dans le processus de développement produit (PDP) :	40
III.6 Simulation par éléments finis (FEA) intégrée : optimiser la conception avant fabrication :	41
III.7 SolidWorks dans la conception mécanique : un outil central pour les ingénieurs.	42

III.8 Enjeux pédagogiques et formation des ingénieurs :.....	43
IV.1 Introduction :.....	44
IV.2. Conception de prothèse de hanche de type Spacer :.....	44
IV.2.1. Conception de la tige fémorale :.....	44
IV.2.2 Conception de la tête sphérique :.....	45
c. Visualisation et validation du modèle :.....	46
IV.2.3 Conception du renfort rond :.....	47
c. Assemblage de la prothèse et du renfort rond :.....	48
d. Création de l’empreinte du renfort rond dans la prothèse.....	48
IV.2.4. Conception du deuxième renfort (plat) :.....	49
a. Esquisse du deuxième renfort :.....	49
b. Bossage du renfort :.....	50
c. Enlèvement de matière :.....	50
d. L’assemblage de renfort plat et la prothèse de type Spacer :.....	51
e. L’empreinte du renfort plat :.....	51
IV.3. Analyse par éléments finis de la prothèse de hanche de type Spacer insérée dans l’os fémoral.....	52
IV.3.1. Objectif de l’analyse :.....	52
IV.3.2. Modélisation géométrique (CAO).....	52
IV.3.3. Importation et préparation des pièces dans Abaqus.....	52
IV.3.4. Définition des matériaux.....	53
IV.3.5. Assignment des sections.....	53
IV.3.6. Assemblage complet.....	53
IV.3.7. Interactions et contacts.....	54
IV.3.8. Maillage.....	54
IV.3.9. Étape de simulation :.....	54

IV.3.10. Conditions aux limites :.....	55
IV.3.11. Exécution du calcul.....	55
IV.4. Analyse Des Contraintes Sur La Prothèse De type Spacer :.....	56
IV.4.1. Distribution des contrainte de Von misses :	56
IV.4.2. Variation des contraintes de von mises :.....	57
IV.4.3. Distribution des contraintes normale dans la partie extérieur du spacer :.....	59
IV.4.4. Distribution des contraintes de cisaillement dans la partie extérieur du spacer :.....	61
IV.4.5. Distribution des contraintes normale dans la partie intérieur du spacer :.....	64
IV.4.6. Distribution des contraintes de cisaillement dans la partie Intérieur du spacer :	67
IV.4. Conclusion :	70
Conclusion generale.....	73

Figure I.1 : structure osseuse de la hanche	6
Figure I-2 : Anatomie du Bassin Osseux	7
Figure I-3 : Anatomie du Fémur	8
Figure I-4 : Cartilage articulaire au niveau de la tête fémorale.....	9
Figure I-5 : Ligaments de la hanche.....	10
Figure I-6 : Muscles antérieurs de la hanche.....	11
Figure I-7 : Muscle postérieur de la hanche.....	11
Figure I-8 : Les muscles profonds de la hanche.....	12
Figure I-9 : Muscles jumeaux supérieur et inférieur.....	13
Figure II-1 : Portrait de Themistocles Gluck, chirurgien à l'origine de la première.....	17
Figure II-2 : Prothèse cervico-céphalique de Moore.....	18
Figure II-3 : Prothèse de hanche en plexiglas de Judet.....	19
Figure II-4 : Prothèses totales de hanche de Mac Kee.....	19
Figure II-5 : Prothèse de Charnley.....	20
Figure II-6 : Prothèse intermédiaire de hanche, uni- ou bipolaire.....	21
Figure II-7 : Prothèse totale de hanche.....	22
Figure II-8 : Structure de Polyméthacrylate de méthyle.....	30
Figure IV-1 : esquisse de la partie tige fémorale.....	45
Figure IV-2 : Bossage de la partie tige fémorale.....	45
Figure IV-3 : esquisse de la tête sphérique de la prothèse.....	46
Figure IV-4 : résultat final de conception de prothèse de type Spacer.....	46
Figure IV-5 : Esquisse du renfort rond.....	47

Figure IV-6 : Bossage et congé de renfort rond.....	48
Figure IV-7 : Assemblage de la prothèse et du renfort rond.....	48
Figure IV-8 : prothèse de type Spacer avec emparent de renfort rond.....	49
Figure IV-10 : Bossage du renfort plat.....	50
Figure IV-11 : Enlèvement de matière dans le renfort plat.....	51
Figure IV-12 : Assemblage de renfort plat et la prothèse de type Spacer.....	52
Figure IV-13 : L'empreint de renfort plat sur la prothèse de type Spacer.....	52
Figure IV-14 : Maillage par éléments finis de prothèse totale de hanche : Prothèse implanté, implant, renfort rond, renfort plat, fémur (de gauche à droite).....	53
Figure IV-15 : Forces appliquées sur l'assemblage générale.....	56
Figure IV-16 : Répartition des contraintes de von Mises dans l'os, le spacer et le renfort (A) spacer sans renfort; (B) spacer avec renfort rond; (C) spacer avec renfort plat.....	57
Figure IV-17 : variation Contrainte équivalente de Von Mises σ_{VM} dans la partie extérieure du Spacer.....	58
Figure IV-18 : variation des Contraintes équivalente de Von Mises σ_{VM} dans la partie intérieure du Space.....	58
Figure IV-19 : variation des contraintes normales σ_{XX} dans la partie extérieure du Spacer.....	59
Figure IV-20 : variation des contraintes normales σ_{YY} dans la partie extérieure du Spacer.....	60
Figure IV-21 : variation des contraintes normales σ_{ZZ} dans la partie extérieure du Space.....	61
Figure IV-22 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{XY} dans la partie extérieure du Spacer.....	62
Figure IV-23 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{XZ} dans la partie extérieure du Spacer.....	63
Figure IV-24 : variation des Contrainte de Cisaillement σ_{YZ} dans la partie extérieure du Spacer.....	64
Figure IV-25 : variation des contraintes normales σ_{XX} dans la partie intérieure du Spacer.....	65

Figure IV-26 : variation des contraintes normales σ_{YY} dans la partie intérieure du Spacer.....66

Figure IV-27 : variation des contraintes normales σ_{ZZ} dans la partie intérieure du Spacer.....67

Figure IV-28 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{YZ} dans la partie intérieure du Space.....68

Figure IV-29 : variation de Contrainte Cisaillement σ_{XZ} dans la partie intérieure du Spacer..69

Figure IV-30: variation de Contrainte Cisaillement σ_{XY} dans la partie intérieure du Spacer..... 70

Résumé

Ce projet porte sur l'étude mécanique d'une prothèse totale de hanche temporaire, de type spacer, utilisée principalement lors des traitements en deux temps des infections périprothétiques. Fabriqué généralement en ciment osseux (PMMA), ce type d'implant présente une faible résistance mécanique, ce qui peut compromettre sa stabilité et sa durabilité, notamment en l'absence de renforts internes. Dans ce contexte, le travail vise à la conception et l'analyse de trois types de spacer : Sans renfort, avec un renfort cylindrique, et avec un renfort plat.

La démarche adoptée combine la modélisation géométrique en 3D à l'aide de **SolidWorks** et la simulation mécanique par la méthode des éléments finis via **Abaqus**. La prothèse est implantée dans un environnement osseux composé d'un os spongieux entouré d'un os cortical, modélisé pour reproduire fidèlement la réalité anatomique. Les sollicitations appliquées reproduisent les efforts physiologiques, notamment la charge axiale due au poids du corps et la force du muscle abducteur.

Les résultats sont analysés pour plusieurs composantes de contrainte (σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} , σ_{xy} , σ_{xz} , σ_{yz} et Von Mises), sur les surfaces extérieure et intérieure de la tige, en distinguant trois zones fonctionnelles : **proximale**, **médiane** et **distale**. Les analyses montrent que la configuration **sans renfort** génère des contraintes élevées, en particulier dans la zone proximale. Le **renfort cylindrique** réduit partiellement ces contraintes, tandis que le **renfort plat** permet une nette amélioration de la répartition des efforts et une diminution significative des contraintes critiques, notamment en traction et en cisaillement.

Ce mémoire démontre ainsi l'importance d'une conception renforcée du Spacer pour assurer sa performance mécanique et sa sécurité clinique. Il met en valeur l'intérêt des outils numériques pour optimiser la conception des dispositifs médicaux et ouvre la voie à des prothèses temporaires plus robustes, éventuellement imprimées en 3D ou renforcées par des structures composites.

Mots-clés : Prothèse de hanche, spacer, PMMA, renfort métallique, simulation numérique, Abaqus, contrainte de Von Mises, implant orthopédique.

Abstract

This thesis focuses on the mechanical study of a temporary hip prosthesis, known as a spacer, used primarily in two-stage treatments for periprosthetic infections. Typically made of bone cement (PMMA), this type of implant exhibits low mechanical strength, which can compromise its stability and durability, particularly in the absence of internal reinforcements. In this context, the work aims to analyze and compare three configurations of spacer femoral stems : one without reinforcement, one with a cylindrical reinforcement, and one with a flat reinforcement.

The approach adopted combines 3D geometric modeling using SolidWorks and mechanical simulation using the finite element method via Abaqus. The prosthesis is inserted into a bone environment composed of cancellous bone surrounded by cortical bone, modeled to faithfully reproduce anatomical reality. The applied stresses reproduce physiological forces, including axial load due to body weight and abductor muscle strength. The results are analyzed for several stress components (σ_{XX} , σ_{YY} , σ_{ZZ} , σ_{XY} , σ_{XZ} , σ_{YZ} , and Von Mises) on the outer and inner surfaces of the stem, distinguishing three functional zones: proximal, medial, and distal. The analyses show that the unreinforced configuration generates high stresses, particularly in the proximal zone. The cylindrical reinforcement partially reduces these stresses, while the flat reinforcement allows for a significant improvement in force distribution and a significant reduction in critical stresses, particularly in tension and shear.

This thesis thus demonstrates the importance of a reinforced spacer design to ensure its mechanical performance and clinical safety. It highlights the value of digital tools for optimizing the design of medical devices and paves the way for more robust temporary prostheses, possibly 3D printed or reinforced with composite structures.

Key Words : Hip prosthesis, spacer, PMMA, metallic reinforcement, finite element method, SolidWorks, Abaqus, Von Mises stress, orthopedic implant, biomechanical optimization.

INTRODUCTION

GENERALE

Introduction générale

L'articulation de la hanche est l'une des plus sollicitées du corps humain. Elle supporte une grande partie du poids du corps et permet les mouvements fondamentaux de la marche, de la station debout et de l'équilibre [1], [4], [17]. En raison de son importance biomécanique, elle est aussi sujette à de nombreuses pathologies, comme l'arthrose, les fractures ou les infections [11], [26], [32], qui peuvent nécessiter une intervention chirurgicale et la pose d'une prothèse [26], [31].

Dans certains cas, notamment lorsqu'une infection est présente autour d'une prothèse déjà implantée, les chirurgiens utilisent une solution temporaire appelée prothèse Spacer [34], [36], [42]. Ce Spacer est une prothèse provisoire en ciment osseux, parfois chargé d'antibiotiques [43], [46], qui permet de conserver un espace articulaire fonctionnel entre deux opérations (extraction de la prothèse infectée, puis pose d'une nouvelle prothèse définitive) [45], [47]. Il permet aussi au patient de conserver un certain niveau de mobilité et d'éviter une immobilisation totale de l'articulation [48].

Cependant, du point de vue mécanique, le Spacer présente une faible résistance car il est généralement constitué uniquement de ciment chirurgical (PMMA), un matériau fragile en traction et en cisaillement [50], [52], [56]. Sous l'effet du poids du corps et des contractions musculaires, ce type de prothèse peut se fissurer, se déformer ou se casser [44], [47], [56]. Pour améliorer sa solidité, des solutions ont été proposées, notamment l'ajout de renforts internes métalliques [44], [45].

Dans ce contexte, le présent mémoire s'intéresse à l'analyse mécanique d'un Spacer fémoral renforcé ou non. Trois versions de la prothèse ont été modélisées : une sans renfort, une avec un renfort rond, et une avec un renfort plat. Chacune a été modélisée en 3D à l'aide du logiciel SolidWorks [71], [72], puis soumise à une analyse par éléments finis dans le logiciel Abaqus [59], [62], en conditions biomécaniques réalistes [22], [24]. L'environnement osseux a également été simulé, avec un os spongieux au centre, entouré par de l'os cortical, afin d'approcher le comportement réel d'un fémur humain [11], [17], [22].

Les simulations ont permis d'observer la répartition des contraintes dans la prothèse et d'identifier les zones les plus sollicitées. La prothèse a été divisée en trois zones principales : zone proximale (près de la tête), zone médiane (au centre de la tige) et zone distale (vers l'extrémité inférieure). Les résultats ont été analysés sur les surfaces extérieure et intérieure de la tige, en se concentrant sur plusieurs types de contraintes : normales (traction, compression) et tangentielles (cisaillements), ainsi que la contrainte équivalente de Von Mises [60], [66], [69].

L'objectif principal de ce travail est donc de comparer les performances mécaniques des trois modèles de prothèse afin de déterminer laquelle offre la meilleure résistance et la meilleure stabilité. Ce travail s'inscrit dans une démarche d'ingénierie biomédicale et propose une méthode de simulation fiable

Introduction générale

pour aider à concevoir des spacers plus sûrs, plus efficaces, et mieux adaptés aux contraintes du corps humain. [24], [44], [59].

Chapitre I :

**Structure, Stabilité et Fonctionnement de
l'Articulation de la Hanche**

I.1. Structure et stabilité de l'articulation de la hanche :

I.1.1. Anatomie descriptive de la hanche :

L'articulation de la hanche, essentielle dans l'anatomie humaine, relie le tronc à la partie inférieure du corps. Elle assure la connexion entre le bassin et la cuisse, permettant des mouvements fluides et stables tout en supportant le poids du corps [1].

Anatomiquement, l'articulation de la hanche est une articulation synoviale de type sphéroïde, offrant une grande amplitude de mouvement dans toutes les directions, incluant la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction, ainsi que les rotations interne et externe.[2] Grâce à sa conception unique, elle allie parfaitement mobilité et stabilité, ce qui en fait un élément indispensable pour les mouvements, l'équilibre et le maintien de la posture [3].

La hanche est soumise à des pressions mécaniques importantes, notamment lors d'activités comme la marche, la course ou le port de charges lourdes. Plusieurs structures anatomiques, telles que les os, les ligaments, les muscles et le cartilage, travaillent ensemble pour assurer sa résistance et son bon fonctionnement, garantissant ainsi une mobilité optimale et une protection contre les contraintes excessives [3].

I.1.2. Anatomie fonctionnelle de la hanche :

L'articulation de la hanche possède trois degrés de liberté en rotation la flexion et l'extension (plan sagittal), l'abduction et l'adduction (plan frontal) ainsi que la rotation latérale et médiale Les divers muscles de l'articulation [4], agissant seuls ou en groupes, permettent l'ensemble de ces mouvements. La construction de l'articulation de la hanche permet une grande amplitude de mouvement requise pour l'accomplissement des activités quotidiennes telles que marcher, s'asseoir, monter des escaliers et s'accroupir

Les forces supportées par cette articulation sont plutôt importantes et l'analyse de ces dernières ne dépend pas seulement de la structure (squelette), mais aussi de l'activité des muscles environnants. Ainsi, lorsqu'un individu se tient simplement debout sur ses deux jambes, les forces de contact dans l'articulation de la hanche peuvent atteindre jusqu'à 190% du poids du corps. Les charges appliquées sur l'articulation de la hanche pour une activité de marche normale atteignent environ 2,38 fois le poids du corps. Lorsqu'un individu monte et descend des escaliers, les forces de contacts dans la hanche sont d'environ 2,5 et 2,6 fois le poids du corps respectivement [5].

L'articulation de la hanche résulte de l'interaction entre deux os principaux, jouant un rôle clé dans la stabilité, la mobilité et la transmission des forces entre le tronc et le membre inférieur. Ces deux structures sont l'os coxal, qui forme la partie latérale du bassin et abrite l'acétabulum, et le fémur, l'os le plus long et le plus robuste du corps, dont la tête s'articule parfaitement dans l'acétabulum pour permettre des mouvements fluides et précis

I.2. L'os coxal :

L'os coxal, anciennement appelé os iliaque, est un os plat, vaste, paire et asymétrique, reconnu comme le plus imposant des os larges chez l'homme. Il concourt à la formation du bassin en se reliant au sacrum et au coccyx, formant ainsi la portion antéro-latérale de la ceinture pelvienne. Sa forme singulière, fréquemment comparée à une hélice biplan en raison de sa configuration spiralée, est résultant de la combinaison graduelle de trois composants osseux différents : l'ischium (précédemment ischion), l'ilium (ilion) et le pubis. Ces trois éléments, qui étaient au départ distinct, fusionnent durant l'adolescence pour créer un os coxal mature, robuste et opérationnel [6].

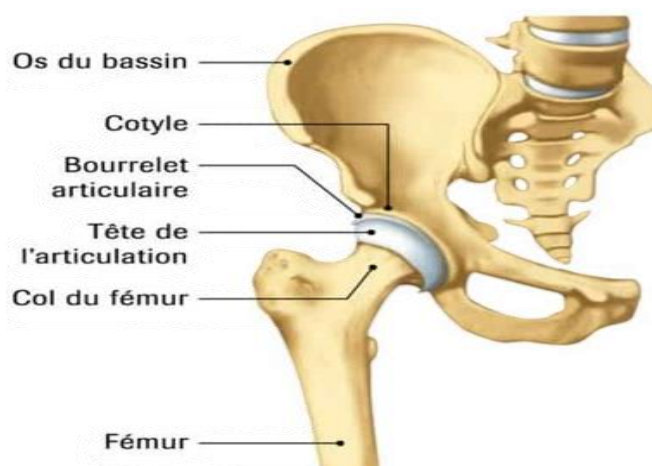


Figure I.1 : structure osseuse de la hanche.

I.2.1. Anatomie de l'ilium :

L'ilium, aussi intitulé ilion, est un os extensif et dilaté qui constitue la partie supérieure de l'os coxal, localisé dans la région du bassin. Il joue un rôle crucial dans la forme et la fiabilité du squelette humain. Il se compose de deux éléments essentiels. Le corps de l'ilium, qui aide au développement de l'acétabulum en s'articulant avec l'ischium et le pubis, et l'aile de l'ilium, une partie plus grande qui sert d'attache pour certains muscles du tronc, de la hanche et de la cuisse.

On peut facilement sentir la crête iliaque, le bord supérieur renforcé de l'ilium, en plaçant les mains sur les hanches. La fosse iliaque se localise à l'intérieur de l'aile [7].

I.2.2. Anatomie de l'ischium :

L'ischion, os pair du bassin, se compose du corps, qui forme le tiers postérieur de l'acétabulum, et de la branche, qui s'étend vers le bas pour s'unir au pubis et participe à la formation du foramen obturateur. Il comprend la tubérosité ischiatique pour les attaches musculaires, l'épine ischiatique, la petite échancrure sciatique entre l'épine et la tubérosité, et la grande échancrure sciatique entre l'épine iliaque postéro-inférieure et l'épine ischiatique [7].

I.2.3. Anatomie de pubis :

Avec l'ilion et l'ischion, le pubis forme l'os innominé (os de la hanche) du bassin qui, chez l'adulte, fusionne au niveau de l'acétabulum, le pubis y contribuant pour un cinquième ; Il est recouvert de graisse et du mûns pubis, fournit un soutien structurel et une protection aux organes urogénitaux, et se compose d'un corps, d'une branche supérieure et d'une branche inférieure, s'articulant au niveau de la symphyse pubienne par l'intermédiaire du cartilage pour la stabilisation et un léger mouvement, tandis que ses fonctions principales comprennent la protection des organes internes, la stabilisation de la ceinture pelvienne et la fourniture de points d'attache pour les muscles, les ligaments et les tendons afin de soutenir la formation de l'articulation et de la structure corporelle [8].

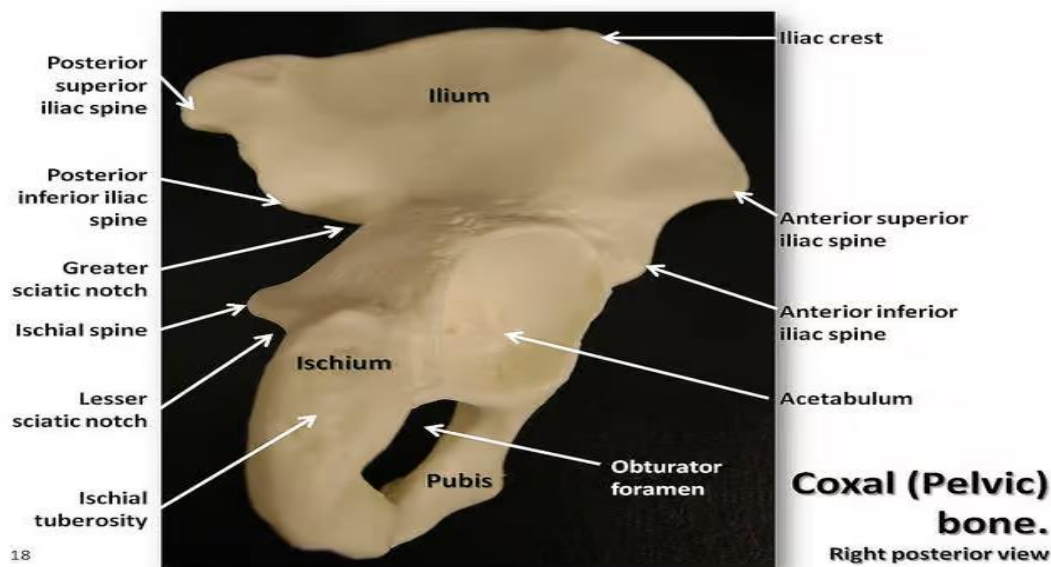


Figure I-2 : Anatomie du Bassin Osseux

I.3. Le Fémur

Le fémur, caractérisé par sa forme allongée, sa position asymétrique et son orientation oblique, constitue le squelette de la cuisse. Il s'articule avec l'os de la hanche au niveau de l'articulation coxo-fémorale, et avec le tibia et la rotule au niveau des articulations fémoro-tibiales. fémoropatellaire. Il se distingue par une diaphyse à trois faces et trois bords (y compris la ligne aspera pour les attaches musculaires) et deux épiphyses (proximale, comprenant la tête, le col, le grand et le petit trochanter, et distale, comprenant les condyles, les épicondyles et les surfaces articulaires pour la formation de l'articulation du genou) [9].



Figure I-3 : Anatomie du Fémur

I.3.1. Les articulations du fémur :

Le fémur, os de la cuisse, présente deux articulations majeures essentielles au soutien structurel du corps humain. L'articulation de la hanche, ou coxo-fémorale, se situe à l'extrémité proximale du fémur, tandis que l'articulation du genou, ou patellaire, se trouve à son extrémité distale. Ces articulations sont renforcées par plusieurs ligaments qui assurent une stabilité supplémentaire.

- L'articulation de la hanche :

La hanche est formée par l'articulation entre la tête du fémur et l'acétabulum, une cavité peu profonde située sur la face latérale de l'os coxal, elle-même constituée par la fusion des trois os du bassin (ischion, ilion et pubis). Le ligament de la tête du fémur relie la fovéa, une petite dépression sur la tête fémorale, au centre de l'acétabulum. Cette articulation est stabilisée par plusieurs ligaments, notamment le ligament pubofémoral et le ligament iliofémoral à l'avant, ainsi que le ligament ischiofémoral à l'arrière [10].

I.4. Rôle du cartilage articulaire et des ligaments dans la stabilité :

I.4.1. Cartilage articulaire :

Le cartilage articulaire fait partie des cartilages hyalins, reconnus pour leur structure homogène et translucide. Il est principalement constitué de chondrocytes et d'une matrice extracellulaire riche en collagène et en protéoglycanes. Ce tissu agit comme un amortisseur naturel, absorbant les chocs et répartissant les pressions de manière uniforme sur l'articulation. Cette propriété est due à la présence d'eau et de protéoglycanes, qui permettent au cartilage de se déformer sous pression tout en retrouvant sa forme initiale. Grâce à sa surface lisse et résistante, combinée au liquide synovial, le cartilage réduit la friction entre les os lors des mouvements. Cela évite une usure prématurée des surfaces articulaires et favorise des mouvements fluides et sans douleur. En assurant une répartition équilibrée des charges, le cartilage maintient un alignement optimal des surfaces articulaires, contribuant ainsi à la stabilité et au bon fonctionnement des articulations [11].

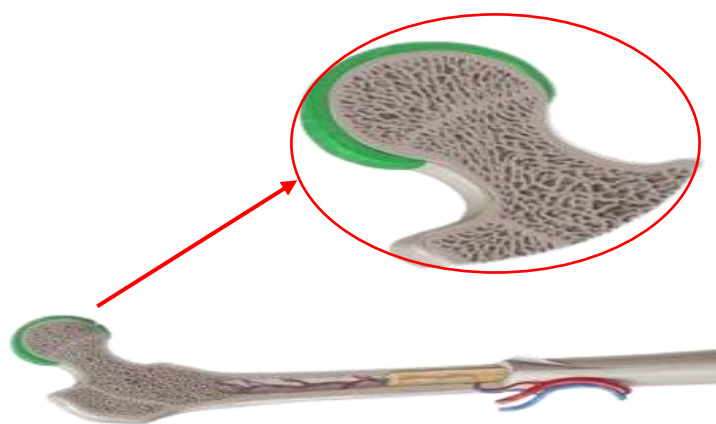


Figure I-4 : Cartilage articulaire au niveau de la tête fémorale.

I.4.2. Les ligaments de la hanche :

Les ligaments stabilisateurs de l'articulation de la hanche jouent un rôle essentiel dans le maintien de sa stabilité tout en permettant une certaine amplitude de mouvement.

- Le ligament ilio-fémoral, considéré comme l'un des plus puissants du corps humain, empêche l'hyperextension de la hanche et renforce la posture debout.
- Le ligament pubo-fémoral, situé entre le pubis et le fémur, limite l'abduction excessive de la cuisse, évitant ainsi des mouvements trop amples qui pourraient endommager les articulations. À l'arrière de l'articulation,
- Le ligament ischio-fémoral contrôle la rotation interne du fémur, empêchant ainsi une torsion excessive qui pourrait entraîner des blessures.

- Enfin, le ligament de la tête fémorale, bien que moins impliqué dans la stabilisation mécanique, joue un rôle important en assurant l'apport sanguin à la tête du fémur grâce à une artère qu'il contient. Ces ligaments, en agissant de manière complémentaire, garantissent un équilibre entre mobilité et sécurité articulaire, permettant à la hanche de supporter des charges importantes tout en préservant son bon fonctionnement [12].

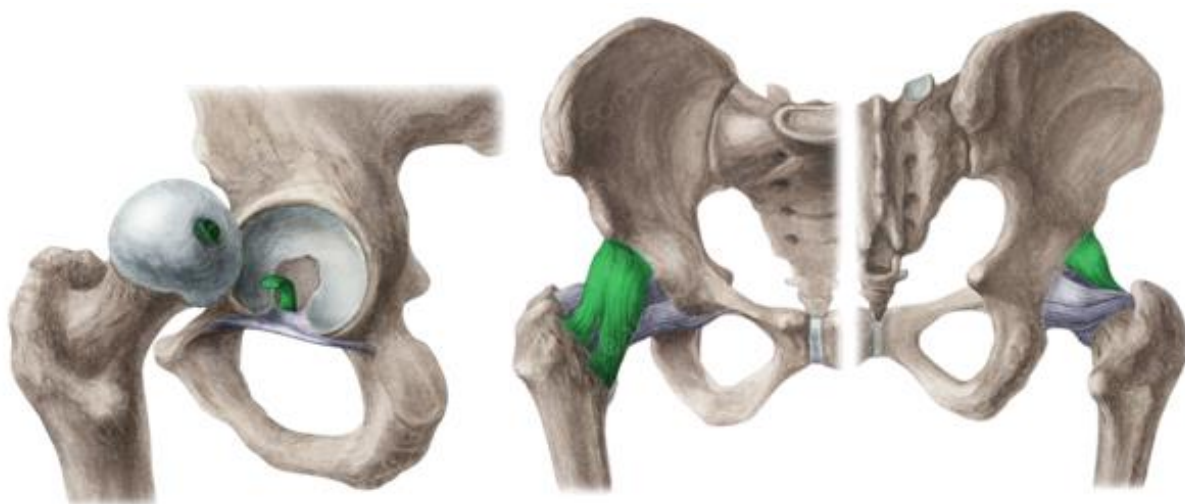


Figure I-5 : Ligaments de la hanche.

I.5. Les muscles de la hanche : stabilisateurs et rotateurs.

L'anatomie musculaire de la hanche joue un rôle essentiel dans la mobilité et la stabilité du bassin, ainsi que dans le déplacement. Les muscles de cette région sont classés en différentes catégories en fonction de leur fonction et de leur emplacement.

I.5.1. Muscles antérieurs de la hanche : [13]

- L'ilio-psoas : est un muscle clé de la flexion de la hanche. Il est composé du psoas majeur, qui s'étend de la colonne lombaire au fémur, et de l'iliaque, situé dans la fosse iliaque. Ensemble, ils assurent une flexion puissante de la hanche, permettant de lever le genou et jouant un rôle crucial dans la posture et la stabilisation du bassin.
- Sartorius : quant à lui, est le muscle le plus long du corps humain. Il s'étend de l'os iliaque au tibia et intervient dans plusieurs mouvements complexes : la flexion de la hanche, son abduction et sa rotation latérale. Ce muscle est particulièrement sollicité lors d'actions comme croiser les jambes ou exécuter des mouvements de pivot.

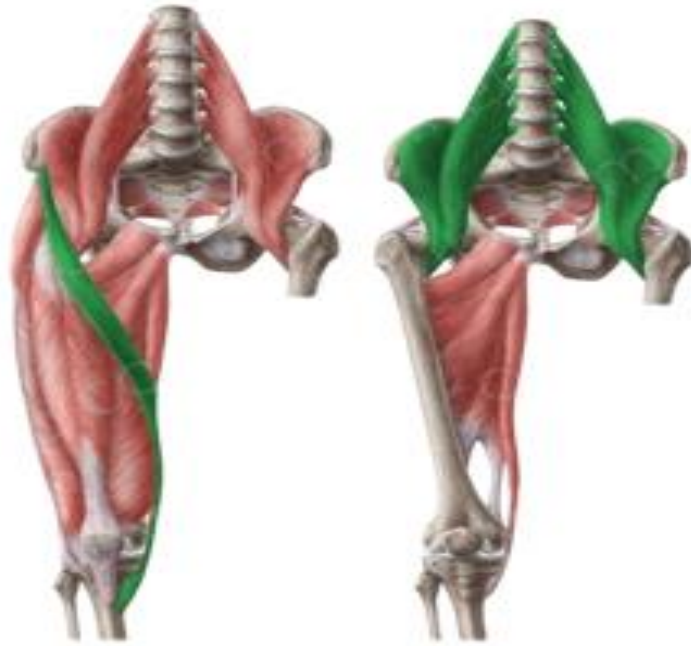


Figure I-6 : Muscles antérieurs de la hanche.

I.5.2. Muscles postérieurs de la hanche :

a. Muscles glutéaux (loge superficielle) :

- Grand glutéal : Principal extenseur de la hanche, il est responsable de la puissance dans des mouvements comme la montée d'escaliers et le redressement du tronc.
- Moyen glutéal : Assure l'abduction de la hanche et stabilise le bassin lors de la marche.
- Petit glutéal : Participe à l'abduction et à la rotation médiale de la hanche, jouant un rôle clé dans l'équilibre du corps [13].



Figure I-7 : Muscle postérieur de la hanche.

b. Les muscles profonds de la hanche : stabilisateurs et rotateurs :

Les muscles profonds de la hanche jouent un rôle clé dans la stabilisation de l'articulation coxofémorale et la rotation du fémur. Ils assurent principalement la rotation latérale de la hanche et contribuent à l'équilibre du bassin lors des mouvements du membre inférieur [14].

- Piriforme : Le piriforme, qui se trouve en profondeur sous le grand glutéal, s'étend du sacrum jusqu'au grand trochanter du fémur. C'est crucial pour la rotation latérale et pour stabiliser la hanche. Il contribue également à l'abduction de la cuisse lorsque la hanche est inclinée [14].
- Obturateur interne et externe : Les obturateurs internes et externes, localisés de chaque côté du trou obturateur, sont essentiels pour la stabilité et la mobilité de la hanche. L'obturateur interne, qui provient de la face intérieure du bassin, passe par la petite échancrure sciatique avant de se fixer au grand trochanter. Il fonctionne comme un fort rotateur latéral tout en conservant fermement la tête fémorale dans l'acétabulum. Pour sa part, l'obturateur externe se trouve sur la partie extérieure du bassin et s'attache aussi au fémur. Il participe à la rotation latérale et au maintien de la stabilité du bassin lors des déplacements du membre inférieur. Ces muscles collaborent pour maintenir la stabilité de la hanche et favoriser des mouvements à la fois fluides et précis, particulièrement lors de la marche et des changements de direction [14].

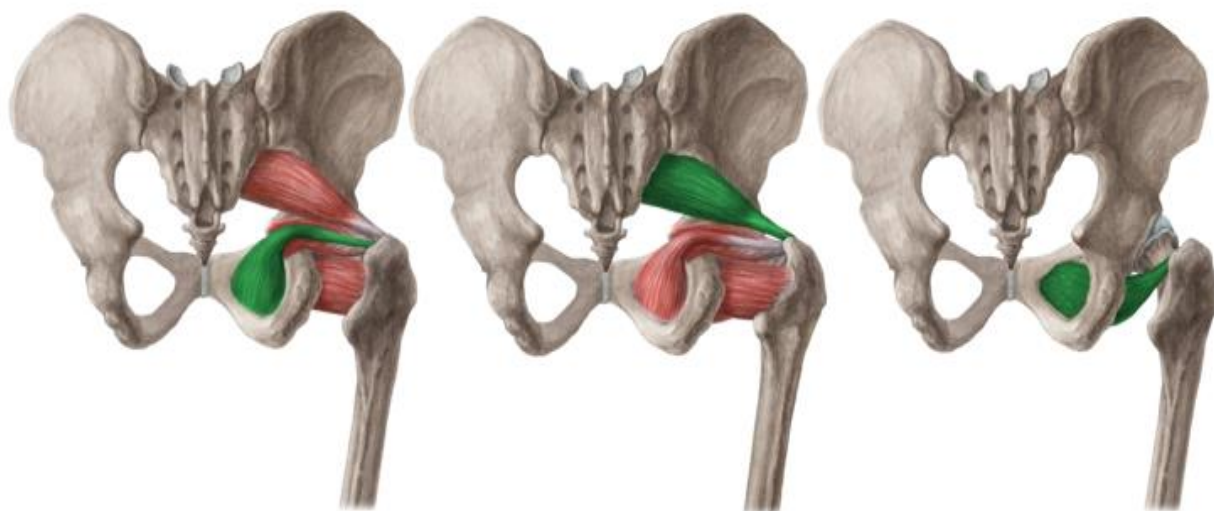


Figure I-8 : Les muscles profonds de la hanche.

- **Muscles jumeaux (supérieur et inférieur) :** Les muscles jumeaux, supérieur et inférieur, sont deux petits muscles qui entourent le tendon de l'obturateur interne et aident à la rotation latérale ainsi qu'à la stabilisation de la hanche. Le jumeau supérieur prend naissance sur l'épine ischiatique, tandis que le jumeau inférieur vient de la tubérosité ischiatique.

Tous deux s'attachent au grand trochanter du fémur en passant par le tendon de l'obturateur interne. Leur rôle principal est de renforcer l'action de ce dernier en améliorant la rotation externe de la cuisse et en maintenant la tête fémorale dans l'acétabulum [15]. Ils sont également importants pour garder le bassin stable et assurer une bonne coordination des mouvements de la jambe, notamment lors de la marche et des changements de direction [16].

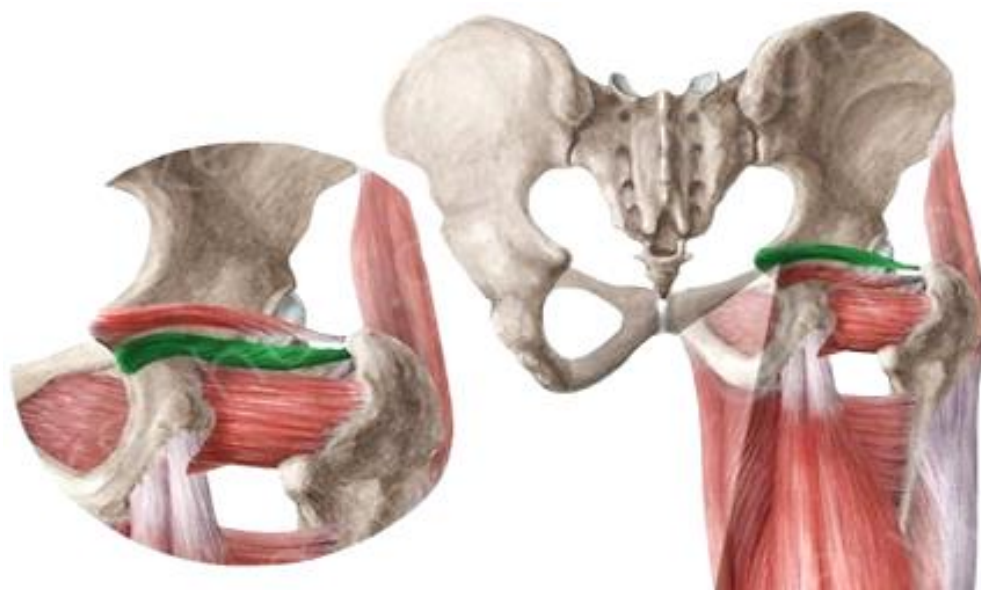


Figure I-9 : Muscles jumeaux supérieur et inférieur

I.6. La biomécanique de la hanche :

L'articulation coxo-fémorale, en plus d'assurer la jonction entre le tronc et le membre inférieur, joue un rôle crucial dans la stabilité et la mobilité du corps humain. D'un point de vue biomécanique, ses fonctions principales se divisent en deux axes fondamentaux : le support du poids corporel et la mobilité tridimensionnelle [18].

I.6.1. Support du poids corporel :

L'articulation de la hanche est responsable de la transmission des charges du haut du corps vers les membres inférieurs. Cette transmission se fait lors de diverses postures statiques (station debout) et dynamiques (marche, course, montée des escaliers). Pendant la marche normale, l'articulation supporte en moyenne de 2,5 à 3 fois le poids du corps, mais cette contrainte peut s'élever jusqu'à 5 voire 6 fois lors d'activités sportives ou de sauts [17].

Pour prévenir les déséquilibres mécaniques et assurer la posture, des muscles tels que le moyen fessier et le petit fessier entrent en jeu pour stabiliser le bassin en phase d'appui unipodal [19].

I.6.2. Mobilité du corps :

L'anatomie sphéroïde de l'articulation permet des mouvements dans les trois plans : flexion/extension, abduction/adduction, rotations internes/externes [18] :

- Plan sagittal : flexion ($\approx 120^\circ$) et extension ($\approx 10-20^\circ$).
- Plan frontal : abduction ($\approx 40-45^\circ$) et adduction ($\approx 25-30^\circ$).
- Plan transversal : rotation interne ($\approx 30-40^\circ$) et externe ($\approx 40-60^\circ$).[20]

Cette grande amplitude est rendue possible par la forme sphéroïde de la tête fémorale et la concavité profonde de l'acétabulum, stabilisée par une capsule fibreuse et un ensemble de ligaments (ilio-fémoral, pubo-fémoral, ischio-fémoral).

a. Appui bipodal (sur les deux jambes) :

En position debout avec un appui bipodal, chaque hanche supporte environ 30 % du poids du corps (PC). Cette charge reste relativement faible, car le poids est réparti symétriquement entre les deux membres inférieurs, et les muscles stabilisateurs, comme le moyen fessier et le quadriceps, sont peu sollicités. La pression articulaire mesurée dans la hanche en position debout varie entre 0,3 et 0,4 fois le PC. Dans cette position, les contraintes exercées sur le cartilage et l'os sous-chondral restent modérées, permettant un équilibre optimal entre stabilité et mobilité de l'articulation [17].

b. Appui monopodal (sur une seule jambe) :

En appui monopodal, la charge sur l'articulation de la hanche augmente de façon significative, atteignant environ 3 à 4 fois le PC. Cette augmentation s'explique par plusieurs facteurs biomécaniques. Tout d'abord, la force de réaction au sol doit compenser l'intégralité du poids corporel, qui n'est plus réparti entre les deux jambes. De plus, le moyen fessier joue un rôle clé dans la stabilisation du bassin : sans son activation efficace, le bassin s'affaisserait du côté opposé, provoquant un signe de Trendelenburg. L'effet de levier entre le centre de gravité du corps et le point d'appui de la hanche accentue encore cette charge, nécessitant une action musculaire importante pour maintenir l'équilibre. Cette activation du moyen fessier génère une force interne équivalente à 2 fois le PC, ce qui, combiné aux autres forces appliquées, porte la charge totale sur la hanche à 3 à 4 fois le PC. Forces agissant sur l'articulation de la hanche :

La hanche est soumise à plusieurs types de forces internes et externes, qui influencent fortement la conception de dispositifs médicaux (prothèses, orthèses) ainsi que les plans de rééducation post-chirurgicale [18].

I.7. Forces agissant sur l'articulation de la hanche :

I.7.1. Poids corporel et force de réaction articulaire :

Le poids du corps exerce une force gravitationnelle verticale descendante sur l'articulation. En réponse, une force de réaction articulaire (FRA), orientée en sens opposé, est générée pour maintenir l'équilibre articulaire. Cette FRA peut être considérablement amplifiée par l'action des muscles, en particulier lors de la marche ou de la montée d'escaliers [17].

I.7.2. Action musculaire :

Les muscles péri-articulaires génèrent des forces de compression supplémentaires qui agissent pour stabiliser l'articulation. À titre d'exemple, lorsque le sujet se tient sur une seule jambe, le moyen fessier doit générer une force pour éviter la bascule du bassin [21]. Cette force musculaire augmente la charge totale subie par l'articulation, ce qui explique la forte sollicitation mécanique de la hanche [22].

I.7.3. Conséquences biomécaniques :

La combinaison du poids corporel et des forces musculaires génère une contrainte articulaire importante, notamment au niveau du cartilage hyalin. Une mauvaise répartition de ces charges peut entraîner des microtraumatismes et, à long terme, favoriser des pathologies comme l'arthrose [25].

I.8. Centre de rotation et leviers musculaires :

La mécanique articulaire repose également sur des principes de cinématique rotationnelle et de mécanique des leviers, essentiels pour comprendre les mouvements et la performance musculaire.

I.8.1. Centre de rotation :

Le centre de rotation de la hanche se situe au niveau géométrique du centre de la tête fémorale. Ce point fixe sert d'axe autour duquel s'effectuent les rotations du fémur par rapport au bassin. Dans la modélisation biomécanique, ce centre est souvent utilisé comme référence pour les analyses cinématiques et les études de simulation [23].

I.8.2. Bras de levier musculaire :

Le bras de levier correspond à la distance perpendiculaire entre la ligne d'action du muscle et le centre de rotation. Plus ce bras est long, plus la force mécanique produite est importante pour un même effort

musculaire [24]. Inversement, un bras court nécessite une force musculaire plus grande pour générer un mouvement équivalent [25].

Chapitre II

**Historique, typologie des prothèses et
rôle des spacers**

II.1. Évolution historique des prothèses de hanche : des premières expérimentations aux bases de la chirurgie moderne

II.1.1. Les prémices de la prothèse articulaire : l'initiative de Themistocles Gluck (années 1890)

Les premières expérimentations de remplacement articulaire par des dispositifs prothétiques ont été entreprises à la fin du XIXe siècle, sous l'impulsion du chirurgien allemand Themistocles Gluck. Dès les années 1890, Gluck s'est illustré comme un pionnier dans le domaine de la chirurgie orthopédique en développant une technique innovante consistant à remplacer la tête fémorale, endommagée ou pathologique, par une prothèse fabriquée en ivoire.



Figure II-1 : Portrait de Themistocles Gluck, chirurgien à l'origine de la première prothèse de hanche

Cette prothèse, de forme sphérique, était destinée à imiter la mobilité naturelle de l'articulation de la hanche. Bien que rudimentaire comparée aux standards actuels, cette approche constitue l'une des premières tentatives documentées de substitution articulaire, marquant ainsi une étape fondatrice dans l'histoire de la chirurgie prothétique moderne [26].

II.1.2. L'avènement des prothèses métalliques : la contribution d'Austin Moore (1942) :

L'émergence des prothèses de hanche dites « modernes » s'est véritablement amorcée dans les années 1940, marquant une rupture technologique décisive avec les tentatives plus rudimentaires du siècle précédent.

En 1942, le chirurgien américain Austin T. Moore réalisa, à l'hôpital universitaire de Columbia (Caroline du Sud, États-Unis), la première implantation réussie d'une prothèse métallique de l'articulation coxofémorale. Ce dispositif, fabriqué en vitallium un alliage cobalt-chrome particulièrement biocompatible, était conçu sous la forme d'une prothèse cervico-céphalique, c'est-à-dire ne remplaçant que la tête et le col du fémur. Une innovation majeure de ce modèle résidait dans la présence d'un orifice au niveau de la tige fémorale, destiné à favoriser la repousse osseuse autour de l'implant. Ce concept visait à améliorer l'intégration biologique de la prothèse, préfigurant ainsi les principes de l'ostéointégration, qui seront au cœur des avancées ultérieures en chirurgie orthopédique [26].



Figure II-2 : Prothèse cervico-céphalique de Moore

II.1.3. Implantation prothétique de l'articulation coxofémorale par les frères Jean et Robert Judet (1946)

Dans les années 1940, parallèlement aux travaux réalisés aux États-Unis, les frères Jean et Robert Judet, en France, ont marqué l'histoire de la chirurgie orthopédique en procédant, en 1946, à une implantation prothétique de l'articulation coxofémorale. Cette intervention, qui consistait à utiliser une prothèse fabriquée en acrylique, s'inscrivait dans les premières tentatives de remplacement de l'articulation de la hanche. Bien qu'elle ait produit des résultats satisfaisants à court terme, cette prothèse a rapidement montré des signes de défaillance en raison de la libération progressive de débris d'acrylique au sein de l'articulation. Ce phénomène a entraîné des complications, notamment des douleurs et des problèmes de mobilité pour les patients. En conséquence, cette approche a été abandonnée dès 1949, laissant place à d'autres techniques de conception plus durables pour les prothèses de hanche [27].



Figure II-3 : Prothèse de hanche en plexiglas de Judet

II.1.4. Première conception de la prothèse totale de hanche par McKee (1951) :

S'inscrivant dans la continuité des premières expérimentations en arthroplastie, l'apport du chirurgien McKee, aux États-Unis, constitue une étape déterminante dans l'évolution des prothèses de hanche. En 1951, McKee fut le premier à développer une véritable prothèse totale de hanche, intégrant à la fois une tige fémorale et un implant cotyloïdien. Cette avancée marqua un tournant majeur en posant les bases de la reconstruction bipolaire de l'articulation coxofémorale. Il réalisa la même année la pose des trois premiers dispositifs de ce type.

Cependant, le choix du couple de frottement « métal sur métal », bien que prometteur en termes de durabilité théorique, s'est avéré problématique sur le plan clinique. En effet, ce type d'interface a entraîné, chez de nombreux patients, des complications liées au descellement des implants, en grande partie en raison d'une mauvaise tolérance biologique aux particules métalliques générées par l'usure. Ces limitations ont mis en évidence la nécessité d'optimiser les matériaux de frottement et d'orienter les recherches futures vers des combinaisons plus biocompatibles et mécaniquement stables [28].



Figure II-4 : Prothèses totales de hanche de Mac Kee

II.1.5. L'avènement de la prothèse moderne : la contribution décisive de Sir John Charnley (années 1960) :

Les différentes tentatives d'arthroplastie précédentes ont jeté les bases de ce qui allait devenir la prothèse totale de hanche (PTH) moderne. C'est véritablement dans les années 1960 que s'amorce l'ère contemporaine de la chirurgie prothétique de la hanche, avec les travaux pionniers de Sir John Charnley, chirurgien orthopédiste britannique de renommée mondiale. Ce dernier est considéré comme l'initiateur du modèle de référence encore utilisé de nos jours, en raison de l'impact durable de ses innovations techniques.

Charnley introduit un concept révolutionnaire en concevant la première prothèse à tige fémorale cimentée. Celle-ci comportait une tête fémorale de petit diamètre, destinée à réduire les forces de frottement et, par conséquent, l'usure au niveau de l'interface articulaire. Cette tête s'articulait dans un cotyle prothétique hémisphérique, initialement en téflon. Toutefois, en raison de la fragilité et de l'usure rapide de ce matériau, celui-ci fut rapidement remplacé par une cupule en polyéthylène de haute densité, couplée à une tête métallique – formant ainsi le désormais classique couple de frottement métal–polyéthylène.

Les travaux de Charnley, qui permirent d'améliorer considérablement la stabilité mécanique, la durabilité et le confort post-opératoire des patients, lui valurent d'être anobli par la Couronne britannique. Sa contribution a fondamentalement transformé les pratiques orthopédiques et continue d'influencer les conceptions prothétiques actuelles [28].



Figure II-5 : Prothèse de Charnley

II.1.6. Les innovations contemporaines et la typologie des implants prothétiques (années 2000 à nos jours)

Au cours des deux dernières décennies, le domaine de l'arthroplastie de la hanche a connu des avancées notables, résultant d'une dynamique continue de recherche et développement. Ces innovations ont touché plusieurs aspects fondamentaux : le design des implants, les matériaux constitutifs, les interfaces de frottement, ainsi que l'apparition de technologies spécifiques telles que la double mobilité, visant à réduire le risque de luxation tout en améliorant la stabilité articulaire [29].

Dans le cadre de cette étude, deux types principaux d'implants sont comparés, chacun représentant une approche distincte dans la reconstruction de l'articulation coxofémorale.

a) La prothèse intermédiaire de hanche : une solution partielle inspirée du modèle de Moore

Évolution directe de la prothèse de Moore, la prothèse intermédiaire de hanche est conçue pour remplacer exclusivement l'épiphyse fémorale proximale. Elle ne comporte aucun composant cotyloïdien, ce qui signifie que l'articulation repose sur un couple de frottement de type métal-os, souvent associé à une usure accrue du cartilage acétabulaire. Ce type de prothèse se décline en deux variantes principales :

La prothèse cervico-céphalique, caractérisée par une fixation au niveau du col fémoral avec une tête prothétique hémisphérique ;

La prothèse bipolaire, qui intègre un mécanisme de double articulation entre la tête prothétique et une coque mobile, permettant de mieux répartir les contraintes et d'en limiter les effets sur la cotyle natif [30].

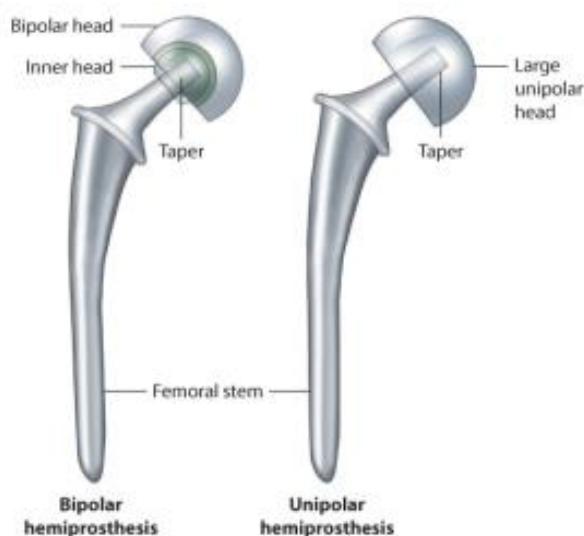


Figure II-6 : Prothèse intermédiaire de hanche, uni- ou bipolaire.

Bien que cette solution soit généralement réservée à des indications spécifiques, notamment chez les sujets âgés ou les patients aux faibles exigences fonctionnelles, elle conserve une place dans l'arsenal thérapeutique orthopédique.

b) La prothèse totale de hanche : aboutissement technologique de la filiation Charnleyenne :

Issue des travaux de Charnley, la prothèse totale de hanche (PTH) moderne est conçue pour remplacer à la fois l'extrémité supérieure du fémur et la cavité acétabulaire. Cette double reconstruction permet la restauration complète de la biomécanique articulaire. Elle offre une grande variété de combinaisons de matériaux pour le couple de frottement, en fonction des indications cliniques et du profil du patient. Parmi les associations les plus fréquentes, on retrouve :

- Le couple céramique–céramique, apprécié pour sa faible usure et son inertie biologique
- Le couple métal–polyéthylène, classique et éprouvé, avec l'usage de polyéthylènes hautement réticulés pour une meilleure durabilité ;
- Le couple céramique–polyéthylène, combinant une excellente tolérance au frottement avec une réduction du risque de fracture de tête.

L'évolution des matériaux, la précision des techniques d'implantation, ainsi que la sophistication croissante du design prothétique font de la PTH une solution robuste, offrant un haut niveau de satisfaction fonctionnelle et une longévité accrue [29].

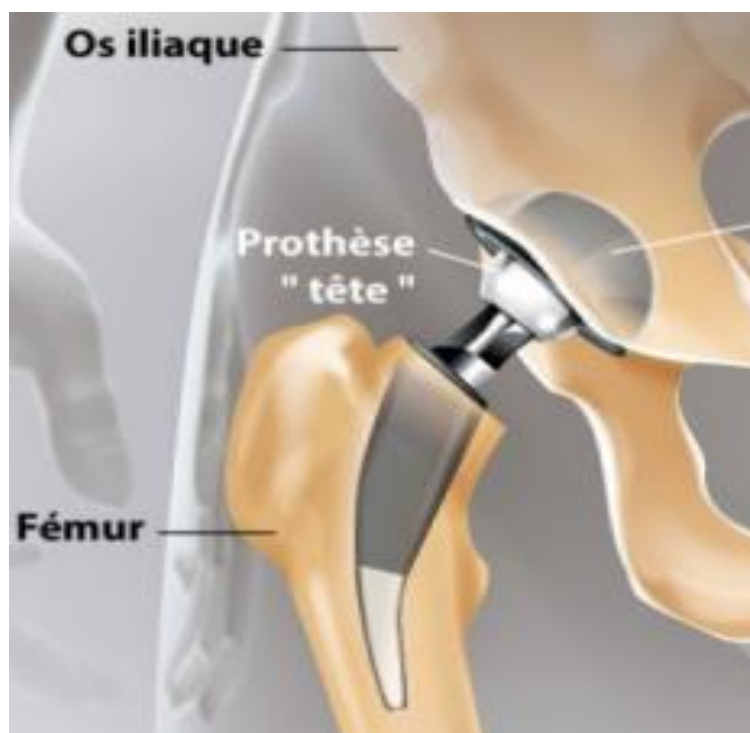


Figure II-7 : Prothèse totale de hanche

II.2. Typologie des prothèses de hanche : classification selon les modalités chirurgicales et les systèmes de fixation.

Les prothèses de hanche peuvent être classées selon plusieurs critères, reflétant les différentes approches chirurgicales et les indications cliniques spécifiques. Cette typologie permet d'adapter l'arthroplastie aux besoins fonctionnels, à l'état osseux et à l'âge des patients.

II.2.1. Classification selon le type d'articulation remplacée :

L'arthroplastie de la hanche peut être partielle ou totale, selon qu'un seul ou les deux composants de l'articulation coxofémorale sont remplacés.

- **L'arthroplastie partielle de hanche** consiste en la substitution exclusive de la tête fémorale. Ce type de prothèse, également appelé prothèse intermédiaire, est principalement indiqué dans les cas de fracture du col fémoral chez les patients âgés. Il est contre-indiqué dans les pathologies dégénératives telles que la coxarthrose, en raison de l'usure persistante du cartilage acétabulaire natif.
- **L'arthroplastie totale de hanche (PTH)** implique le remplacement conjoint de la tête fémorale et du cotyle acétabulaire. Cette procédure est indiquée pour une large gamme d'affections, incluant les arthroses sévères, les nécroses avasculaires ou les lésions articulaires post-traumatiques. Elle permet une restauration complète de la fonction articulaire [31].

II.2.2. Classification selon la méthode de fixation des composants prothétiques :

Le mode de fixation des implants constitue un élément déterminant dans le choix de la prothèse, en particulier chez les patients présentant une qualité osseuse variable.

- **Les prothèses cimentées** utilisent un ciment osseux (généralement à base de polyméthacrylate de méthyle) pour assurer la fixation des composants à l'os. Cette technique est privilégiée chez les patients ostéoporotiques ou âgés, chez qui l'ostéointégration spontanée serait compromise.
- **Les prothèses non cimentées** possèdent une surface poreuse ou rugueuse qui permet une fixation biologique par croissance osseuse secondaire. Ce processus, appelé ostéointégration, assure une stabilité durable. Elles sont souvent préférées chez les patients plus jeunes ou présentant une densité osseuse suffisante [32].

II.3. L'infection périprothétique : une complication redoutée de la chirurgie prothétique.

II.3.1. Introduction :

a) Définition :

L'infection périprothétique (IPP) se définit comme une infection se développant au niveau d'une articulation dans laquelle une prothèse articulaire a été implantée, telle qu'une prothèse de hanche ou de genou. Elle est caractérisée par la colonisation du site péri-implantaire par des micro-organismes, principalement des bactéries, entraînant une réponse inflammatoire locale susceptible de compromettre la stabilité, le fonctionnement, voire la survie de la prothèse [33].

b) Enjeux et importance clinique :

L'IPP constitue l'une des complications les plus redoutées en chirurgie orthopédique prothétique, tant par sa gravité que par sa complexité de prise en charge. Elle est associée à une morbidité significative : douleurs chroniques, altération de la fonction articulaire, et, dans les cas les plus sévères, nécessité de réintervention chirurgicale pour le retrait ou le remplacement de l'implant. Par ailleurs, ces infections génèrent des coûts médicaux importants du fait de traitements prolongés, tant sur le plan chirurgical qu'antibiotique. Une compréhension approfondie des mécanismes physiopathologiques et des facteurs de risque, ainsi qu'une prévention efficace, sont donc essentielles pour optimiser les résultats cliniques et réduire le fardeau économique [34].

II.3.2. Étiologie et facteurs de risque :

a) Origines de l'infection :

Les agents pathogènes peuvent atteindre le site prothétique par plusieurs voies principales :

- **Contamination peropératoire** : Lors de l'intervention chirurgicale initiale, des micro-organismes issus de la flore cutanée du patient, de l'environnement opératoire ou du personnel médical peuvent contaminer la zone opératoire et l'implant [35].
- **Dissémination hématogène** : Une infection à distance, qu'elle soit dentaire, urinaire ou cutanée, peut induire une bactériémie et coloniser secondairement la prothèse.
- **Extension locale** : Une infection des tissus mous ou des structures ostéo-articulaires adjacentes peut s'étendre directement vers le site prothétique [36].

b) Facteurs de risque :

Plusieurs éléments contribuent à l'augmentation du risque de survenue d'une IP :

- **Facteurs liés au patient** : Pathologies chroniques (diabète, maladies auto-immunes), obésité, dénutrition, tabagisme actif, âge avancé et immunosuppression.
- **Facteurs peropératoires** : Durée opératoire prolongée, perte de sang importante, non-respect des règles d'asepsie, défaut de préparation cutanée, ou inadéquation des techniques chirurgicales.
- **Facteurs liés à l'implant** : Nature du biomatériau, rugosité de surface, et potentiel de formation de biofilm bactérien rendant les micro-organismes résistants aux défenses immunitaires et aux antibiotiques [37].

II.3.3. Manifestations cliniques

Les symptômes d'une IPP peuvent varier selon qu'il s'agisse d'une infection aiguë ou chronique. Les signes les plus fréquemment observés sont :

- Douleur persistante, souvent non mécanique, au niveau de l'articulation concernée.
- Signes inflammatoires locaux : rougeur, œdème, chaleur.
- Suppuration au niveau de la cicatrice opératoire.
- Fièvre et frissons (moins fréquents dans les formes chroniques).
- Diminution de l'amplitude articulaire et gêne fonctionnelle croissante [38].

II.3.4. Diagnostic

Le diagnostic repose sur une approche multidisciplinaire intégrant :

- **Évaluation clinique** : analyse des antécédents, de la symptomatologie, et de l'évolution post-opératoire.
- **Examens biologiques** : élévation des marqueurs de l'inflammation (CRP, VS, leucocytose), associés parfois à une hémoculture positive.
- **Imagerie médicale** : la radiographie standard peut révéler un descellement prothétique ou des anomalies osseuses ; l'IRM ou la scintigraphie permettent d'évaluer l'extension de l'infection.
- **Ponction articulaire** : analyse du liquide synovial (numération cellulaire, dosage de la CRP intra-articulaire, cultures microbiologiques) constituant un élément clé du diagnostic [39].

II.3.5. Stratégies thérapeutiques

Le traitement des IPP repose sur une combinaison de thérapies médicales et chirurgicales, adaptées à la chronologie et à la sévérité de l'infection :

- **Antibiothérapie ciblée** : initiée après identification de l'agent pathogène via hémoculture ou analyse du liquide synovial ; elle est souvent prolongée (6 à 12 semaines), avec une phase intraveineuse suivie d'un relais per os.
- **Traitement chirurgical** :
 - Débridement avec conservation de l'implant : indiqué dans les formes aiguës précoces.
 - Échange prothétique en un temps : remplacement immédiat de la prothèse dans un contexte d'infection maîtrisée.
 - Échange en deux temps : retrait de la prothèse, suivi d'un traitement antibiotique, puis réimplantation différée (option la plus fréquente dans les infections chroniques).
- **Mesures complémentaires** : rééducation fonctionnelle, gestion de la douleur, et traitement des comorbidités du patient [40].

II.3.6. Prévention

La prévention est un pilier essentiel dans la lutte contre les infections périprothétiques. Elle implique :

- **Optimisation préopératoire de l'état du patient** : correction des désordres métaboliques (diabète, malnutrition), sevrage tabagique, dépistage et traitement des infections chroniques (urinaires, dentaires).
- **Maîtrise de l'environnement opératoire** : respect strict des protocoles d'asepsie, utilisation de flux laminaire, minimisation de la durée opératoire.
- **Prophylaxie antibiotique peropératoire** : administration d'un antibiotique actif sur les staphylocoques 30 à 60 minutes avant l'incision chirurgicale, renouvelé selon la durée de l'intervention.
- **Surveillance post-opératoire rigoureuse** : détection précoce des signes d'infection permettant une prise en charge immédiate et limitant les complications [41].

II.4. Rôle et Applications des Spacer dans le Traitement des Infections Prothétiques de Hanche

II.4.1. Définition et principe de fonctionnement du Spacer de hanche :

Dans le contexte des infections périprothétiques, notamment après la pose d'une prothèse totale de hanche, la stratégie chirurgicale privilégiée repose souvent sur une approche en deux temps. Cette méthode est largement reconnue comme la plus efficace dans les cas d'infections chroniques ou réfractaires. Au cœur de cette stratégie se trouve un dispositif essentiel : le spacer articulaire, ou espaceur de hanche.

Le spacer est un implant temporaire, généralement en ciment acrylique chargé en antibiotiques, qui est placé après l'extraction de la prothèse infectée et avant l'implantation d'une nouvelle prothèse définitive. Ce dispositif remplit une double fonction : d'une part, il maintient l'espace articulaire et permet une mobilisation partielle de l'articulation, et d'autre part, il diffuse localement des agents antimicrobiens à forte concentration, directement sur le site infecté. Cette diffusion locale permet d'atteindre des concentrations antibiotiques bien supérieures à celles obtenues par voie systémique, tout en réduisant les effets secondaires généraux [42].

II.4.1.1. Caractéristiques techniques et composition :

Les spacers sont souvent constitués de ciment osseux (polyméthacrylate de méthyle ou PMMA), enrichi en antibiotiques thermostables à large spectre, comme la gentamicine, parfois associés à d'autres molécules comme la vancomycine ou la tobramycine. Leur structure peut inclure une âme métallique centrale (généralement en inox ou en titane), ce qui augmente leur résistance mécanique et permet une certaine tolérance aux efforts fonctionnels.

Ces dispositifs sont fabriqués soit industriellement, dans des formats standards prêts à l'emploi, soit sur mesure en peropérateur, permettant une meilleure adaptation à l'anatomie du patient et au volume articulaire à combler [43].

a) Rôle fonctionnel et bénéfices cliniques :

L'introduction d'un Spacer dans la prise en charge d'une infection périprothétique permet de :

- **Préserver l'espace articulaire** et éviter les complications dues à l'enraidissement, à la rétraction musculaire ou à l'ankylose.

- **Maintenir une mobilité articulaire fonctionnelle**, avec une autorisation de déambulation partielle sur appui selon les recommandations du chirurgien.
- **Assurer une meilleure gestion de la douleur**, souvent significativement diminuée après la pose du spacer comparativement à une situation sans reconstruction temporaire.
- **Faciliter la chirurgie de réimplantation**, grâce à la préservation de l'anatomie locale et à la prévention des adhérences et des fibroses.
- **Optimiser la diffusion antibiotique locale**, grâce à la libération continue et ciblée de principes actifs dans le foyer infectieux.
- **Réduire la durée de l'hospitalisation** et favoriser une rééducation plus rapide, notamment chez les patients âgés ou fragiles.

Ainsi, le spacer agit à la fois comme dispositif thérapeutique et comme outil de préparation chirurgicale, tout en offrant une certaine continuité fonctionnelle au patient entre les deux interventions [44].

II.4.2. Indications et contre-indications du spacer de hanche :

a) Indications cliniques :

L'implantation d'un spacer est indiquée dans plusieurs situations précises, en particulier lors de la prise en charge d'une infection prothétique chronique. Les principales indications sont les suivantes:

- **Infection avérée d'une prothèse articulaire**, notamment dans les cas de colonisation bactérienne documentée avec biofilm résistant, souvent non accessible à un traitement conservateur.
- **Reprise chirurgicale en deux temps**, chez des patients pour lesquels une éradication complète de l'infection est prioritaire avant toute tentative de réimplantation définitive.
- **Prévention des complications mécaniques et anatomiques** liées à une désarticulation prolongée, en maintenant l'espace articulaire et les longueurs osseuses.
- **Maintien de la mobilité et limitation de la perte fonctionnelle**, particulièrement important chez les patients âgés, chez qui l'immobilisation prolongée est délétère.
- **Réduction de la douleur articulaire**, par le remplacement temporaire de l'implant infecté par un dispositif mieux toléré [45].

b) Contre-indications :

Malgré ses nombreux avantages, le recours au spacer n'est pas adapté à tous les patients. Certaines contre-indications doivent être rigoureusement prises en compte :

- **Absence de projet de réimplantation**, notamment chez les patients en fin de vie, ceux dont les comorbidités interdisent une nouvelle intervention chirurgicale ou encore ceux présentant une espérance de vie trop courte.
- **Allergies connues aux antibiotiques contenus dans le ciment**, comme la gentamicine, la vancomycine ou d'autres substances éventuellement incorporées.
- **Qualité insuffisante des tissus mous environnants**, notamment en cas de pertes cutanées, d'abcès extensifs, ou d'exposition osseuse, qui compromettent la stabilité du spacer ou augmentent le risque de surinfection.
- **Ostéoporose ou fragilité osseuse extrême**, qui peuvent rendre difficile voire impossible la fixation mécanique du spacer [46].

II.4.3. Types de Spacers et Leurs Caractéristique :**II.4.3.1. Les Spacers Statiques :**

Les spacers statiques sont des dispositifs médicaux implantés temporairement dans l'articulation, principalement dans le cadre du traitement des infections périprothétiques. Leur utilisation s'inscrit dans une stratégie chirurgicale dite « en deux temps », qui consiste à retirer une prothèse articulaire infectée, à implanter un spacer chargé d'antibiotiques, puis, après éradication de l'infection, à procéder à la pose d'une nouvelle prothèse.

Le spacer statique est conçu de manière à immobiliser totalement l'articulation, offrant ainsi une stabilité mécanique tout en délivrant localement une concentration élevée d'antibiotiques. Il joue donc un rôle fondamental dans la lutte contre l'infection, tout en conservant l'espace articulaire et en évitant les rétractions des tissus mous, bien qu'il n'autorise pas de mouvement articulaire [46].

II.4.3.2. Les Spacers Articulés :

Contrairement aux modèles statiques, les spacers articulés permettent une certaine mobilité articulaire pendant la phase transitoire entre l'ablation de la prothèse infectée et la réimplantation définitive. Ces dispositifs, également utilisés dans les procédures de révision en deux temps, sont de plus en plus privilégiés en raison de leurs bénéfices fonctionnels [47].

a) Avantages des spacers articulés :

Préservation de la mobilité articulaire : La possibilité de mobilisation articulaire réduit le risque de contractures musculaires et favorise une rééducation précoce.

Amélioration des résultats fonctionnels post-opératoires : Plusieurs études ont montré que les patients ayant bénéficié de spacers articulés obtiennent de meilleurs scores fonctionnels et une meilleure amplitude articulaire après la réimplantation.

Facilitation de la réimplantation prothétique : En maintenant l'espace articulaire et en limitant la formation de tissus cicatriciels, ces dispositifs rendent l'intervention de réimplantation plus aisée [48].

b) Limites et considérations cliniques :

Risque de complications mécaniques : En raison de leur structure mobile, ces spacers peuvent être sujets à des complications telles que la subluxation, la luxation ou la fracture de l'implant, notamment en cas de mauvaise adaptation anatomique ou de mise en place inadéquate.

Insuffisance de stabilité : En présence d'une destruction osseuse avancée ou d'une instabilité ligamentaire importante, les spacers articulés peuvent ne pas offrir une stabilité suffisante, justifiant alors le recours à un modèle statique.

Coût et personnalisation : Les spacers articulés préfabriqués peuvent représenter un coût important et ne pas toujours correspondre parfaitement à l'anatomie du patient. Les versions sur mesure nécessitent quant à elles une expertise particulière ainsi qu'un temps opératoire plus long [49].

II.4.4. Le Poly-méthacrylate de Méthyle (PMMA) :

La majorité des spacers, qu'ils soient statiques ou articulés, sont fabriqués à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), un polymère thermodurcissable largement utilisé en chirurgie orthopédique. Ce matériau est obtenu par polymérisation du méthacrylate de méthyle et présente plusieurs caractéristiques favorables à une utilisation dans le cadre des infections périprothétiques [50].

a) Caractéristiques principales du PMMA :

- Excellentes propriétés mécaniques : Le PMMA se distingue par sa rigidité, sa résistance aux chocs et à la compression, assurant ainsi la stabilité mécanique temporaire de l'articulation.
- Bonne compatibilité biologique : Bien que biologiquement inerte, le PMMA peut être imprégné d'antibiotiques, permettant la libération locale et prolongée de molécules antimicrobiennes (comme la gentamicine ou la vancomycine).

- Stabilité physico-chimique : Ce polymère offre une bonne tenue aux UV, une résistance au vieillissement ainsi qu'une stabilité dimensionnelle.
- Propriétés optiques et électriques : Bien qu'accessoires dans le contexte orthopédique, le PMMA est également connu pour sa transparence (jusqu'à 92 % de transmission lumineuse) et ses propriétés diélectriques [51].

II.4.5. Fiche technique succincte :

- Numéro CAS : 9011-14-7
- Famille chimique : Polymères méthacryliques
- Type : Polymère thermodurcissable
- Nom usuel : PMMA (Polyméthacrylate de Méthyle)
- **Synthèse** : Formule développée n°1

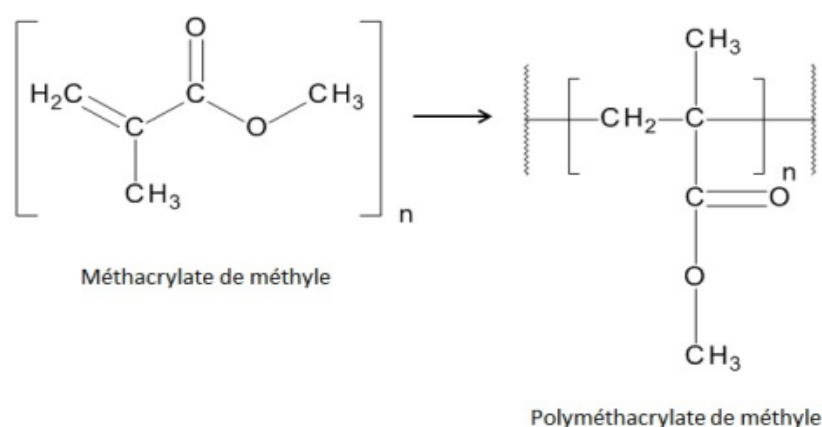


Figure II-8 : Structure de Polyméthacrylate de méthyle.

Ainsi, le PMMA constitue un matériau de choix dans la fabrication des spacers orthopédiques, tant pour ses qualités mécaniques que pour sa capacité à délivrer localement des antibiotiques à haute concentration [52].

II.4.6. Caractéristiques du Polyméthacrylate de Méthyle (PMMA) :

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) est un matériau polymère thermoplastique couramment utilisé en chirurgie orthopédique, notamment dans la fabrication de spacers articulaires ou statiques imprégnés d'antibiotiques. Ses propriétés physico-chimiques et mécaniques en font un biomatériau de choix pour des dispositifs médicaux temporaires.

II.4.6.1. Propriétés thermiques :

Température de fusion : Le PMMA présente une température de fusion comprise entre 130°C et 140°C, ce qui le rend stable à des températures modérées sans perte de ses propriétés mécaniques.

Température de transition vitreuse (Tg) : Sa température de transition vitreuse est d'environ 108°C, ce qui signifie qu'au-delà de cette température, le matériau passe d'un état rigide à un état plus souple sans être fondu, ce qui est important dans les applications chirurgicales exigeant une stabilité dimensionnelle à température corporelle [53].

II.4.6.2. Légèreté :

Le PMMA possède une masse volumique moyenne de 1,19 g/cm³, ce qui en fait un matériau significativement plus léger que le verre. Cette légèreté facilite sa manipulation, sa mise en œuvre et son implantation chirurgicale, tout en réduisant les contraintes mécaniques sur les structures osseuses voisines [54].

II.4.6.3. Résistance aux conditions environnementales :

Le PMMA est particulièrement reconnu pour sa résistance exceptionnelle aux intempéries et aux rayonnements ultraviolets (UV). Il conserve ses propriétés optiques et mécaniques dans le temps, même lors d'une exposition prolongée aux conditions environnementales, ce qui témoigne de son excellente stabilité au vieillissement. Cette caractéristique, bien que plus exploitée dans les applications industrielles et extérieures, garantit également une bonne tenue à long terme dans l'environnement biologique du corps humain [55].

II.4.6.4. Propriétés mécaniques :

Du point de vue mécanique, le PMMA est apprécié pour sa rigidité, sa dureté et sa stabilité dimensionnelle. Il offre une résistance adéquate pour les applications de support temporaire comme les spacers, notamment grâce à l'ajout d'une âme métallique interne dans certaines conceptions, renforçant ainsi sa résistance aux charges physiologiques. Toutefois, il convient de noter que le PMMA est moins tenace que d'autres polymères techniques : il présente une certaine fragilité, et peut être sujet à des fissurations sous contraintes mécaniques élevées ou en cas d'impacts localisés [56].

II.4.6.5. Résistance chimique :

Sur le plan chimique, le PMMA offre une bonne résistance aux acides et aux bases dilués, ainsi qu'aux hydrocarbures aliphatiques, ce qui le rend stable dans la majorité des milieux biologiques et antiseptiques utilisés en milieu chirurgical. En revanche, il reste sensible aux solvants organiques puissants, tels que les hydrocarbures aromatiques (ex. benzène, toluène) et les solvants chlorés, qui peuvent altérer sa structure polymérique [57].

II.4.7. Domaines d'Application du PMMA :

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), également connu sous le nom commercial de "verre acrylique", est un matériau polymère thermoplastique aux propriétés physico-chimiques exceptionnelles. Sa légèreté, sa transparence, sa biocompatibilité et sa facilité de mise en œuvre lui confèrent une polyvalence qui le rend exploitable dans de nombreux secteurs industriels et médicaux. Bien que ce mémoire se concentre sur son usage en orthopédie, et plus précisément dans la fabrication de spacers temporaires pour prothèses de hanche, il est pertinent de présenter un aperçu global de ses principales applications afin de mieux situer le matériau dans son contexte d'innovation technologique [58].

II.4.7.1. Industrie automobile :

Dans le secteur automobile, le PMMA est largement utilisé pour la fabrication de feux arrière, de pare-brises pour motos, ainsi que de tableaux de bord. Ces applications exploitent ses propriétés de transparence optique, sa résistance aux chocs modérés, ainsi que sa légèreté, qui contribuent à alléger les véhicules tout en assurant une durabilité des composants soumis aux sollicitations extérieures [58].

II.4.7.2. Éclairage, signalisation et publicité :

Grâce à sa capacité élevée de transmission lumineuse (jusqu'à 92 %) et à sa résistance aux rayons UV, le PMMA est un matériau de choix pour les enseignes lumineuses, les panneaux de signalisation, les diffuseurs de lumière et les panneaux publicitaires rétroéclairés. Il permet une excellente restitution de la lumière sans altération des couleurs, même après une exposition prolongée en extérieur [58].

II.4.7.3. Applications médicales et dentaires :

Dans le domaine biomédical, le PMMA est l'un des polymères les plus utilisés pour des applications cliniques. Il est largement présent dans :

- La fabrication de prothèses dentaires, en raison de sa bonne stabilité biologique, de sa tolérance tissulaire et de sa facilité d'usinage.
- La formulation de ciments osseux utilisés en chirurgie orthopédique, notamment dans les interventions de révision de prothèses de hanche ou de genou. Dans ce contexte, le PMMA sert de matrice porteuse d'antibiotiques (ex. gentamicine, vancomycine) dans les spacers, permettant un relargage localisé du médicament tout en maintenant l'espace articulaire. Sa biocompatibilité, sa

stabilité mécanique à court terme, et sa capacité à être moulé in situ en fait une solution adaptée pour le traitement temporaire des infections périprothétiques.

Ces caractéristiques sont particulièrement pertinentes dans le cas des spacers articulés ou statiques, où le PMMA est associé à une âme métallique pour renforcer sa tenue mécanique pendant la phase de traitement de l'infection avant la pose définitive d'une nouvelle prothèse [58].

II.4.7.4. Construction et architecture :

Dans l'industrie du bâtiment, le PMMA est employé comme alternative légère et résistante au verre, notamment pour la fabrication de vitrages de sécurité, de toitures transparentes, de cloisons intérieures et de structures architecturales lumineuses. Sa résistance aux intempéries et aux rayons UV en fait un matériau durable pour les applications extérieures [58].

II.4.7.5. Industrie électronique et optique :

Le PMMA trouve également des applications dans la fabrication de composants électroniques et optiques, tels que les écrans de visualisation, lentilles de caméras, fibres optiques et boîtiers transparents. Sa clarté optique, sa stabilité dimensionnelle et sa facilité de moulage contribuent à sa large adoption dans ces secteurs [58].

Chapitre III

**Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la
modélisation et la simulation**

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

III.1. Le logiciel Abaqus et la méthode des éléments finis :

III.1.1. Présentation générale du logiciel Abaqus :

Abaqus est un logiciel de simulation numérique basé sur la **méthode des éléments finis (FEM)**, développé par Dassault Systèmes dans le cadre de sa suite SIMULIA. Il est reconnu mondialement pour sa capacité à résoudre des problèmes complexes en mécanique des solides, mécanique des structures, thermique, couplages multiphysiques et interactions non linéaires [59].

À l'origine conçu pour des applications en aéronautique et en ingénierie lourde, Abaqus est aujourd'hui utilisé dans des domaines aussi variés que le biomédical, l'automobile, le génie civil, et les matériaux avancés. Il se distingue par sa puissance de modélisation, la richesse de ses options de résolution, et la robustesse de ses algorithmes numériques.

Il se compose de plusieurs modules distincts mais interconnectés, chacun dédié à une étape spécifique du processus de modélisation, d'analyse ou de post-traitement. Cette architecture modulaire permet une grande flexibilité dans la simulation de problèmes mécaniques complexes [60].

III.1.1.1. Objectifs du logiciel Abaqus :

Le principal objectif d'Abaqus est de fournir aux ingénieurs un outil complet permettant de :

- Modéliser des géométries complexes (importées ou construites en CAE) ;
- Appliquer des matériaux variés, y compris des lois de comportement non linéaires et anisotropes ;
- Simuler le comportement d'une structure sous différentes conditions de chargement, de température ou de contact ;
- Interpréter les résultats (déplacements, contraintes, déformations, énergies, modes propres, etc.) dans un environnement graphique intégré [61].

III.1.1.2. Versions et modules de Abaqus

L'architecture d'Abaqus repose principalement sur trois composants essentiels :

- **Abaqus/CAE (Complete Abaqus Environment)** : Interface graphique pour la modélisation géométrique, le maillage, la définition des matériaux et des conditions limites, le lancement des analyses et le post-traitement. Il permet de créer un modèle entièrement sans avoir à écrire de code manuel [62].

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

- **Abaqus/Standard** : Solveur implicite généraliste, utilisé principalement pour les analyses statiques, dynamiques lentes, thermiques et de stabilité. Il repose sur des schémas de résolution implicites (Newton-Raphson, Newmark, etc.) [63].
- **Abaqus/Explicit** : Solveur explicite destiné à l'analyse de phénomènes hautement transitoires (impact, crash, contact complexe). Il utilise un algorithme de différences finies explicites et se distingue par sa robustesse dans les cas de grande non-linéarité géométrique [64].

III.1.1.3. Avantages d'Abaqus :

Parmi les principaux avantages d'Abaqus, on peut citer :

- Flexibilité dans la définition des matériaux et des interactions complexes (contact, friction, endommagement) ;
- Stabilité numérique dans le traitement de problèmes fortement non linéaires (grandes déformations, instabilités, ruptures) ;
- Compatibilité avec d'autres logiciels de CAO et outils d'analyse multiphysique ;
- Extensibilité via des sous-routines utilisateurs en FORTRAN (UMAT, VUMAT, DLOAD, etc.) [65].

Abaqus est donc un outil incontournable pour les ingénieurs en mécanique souhaitant simuler des comportements réels complexes avec une grande précision. Son adoption est souvent un critère de qualité dans les projets de recherche industrielle et académique.

III.1.2. Modules fonctionnels d'Abaqus/CAE :

L'interface Abaqus/CAE est organisée en plusieurs **modules fonctionnels**, permettant à l'utilisateur de construire, configurer et analyser un modèle pas à pas :

- **Part** : Création de la géométrie (pièce 2D/3D paramétrée ou importée).
- **Property** : Affectation des matériaux, création des sections et assemblage des propriétés mécaniques.
- **Assembly** : Positionnement des pièces dans l'espace global du modèle.
- **Step** : Définition des étapes d'analyse (linéaire, non linéaire, thermique, dynamique, etc.).
- **Interaction** : Définition des contacts entre corps ou des interactions thermomécaniques.

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

- **Load** : Application des conditions limites (forces, pressions, températures, déplacements imposés).
- **Mesh** : Discrétisation de la géométrie en éléments finis (choix du type, taille, contrôle de raffinement).
- **Job** : Configuration du calcul, soumission au solveur et gestion des fichiers de sortie.
- **Visualisation (ou Viewer)** : Analyse graphique des résultats (déplacements, contraintes, déformations, etc.).

Chaque module communique avec les autres de manière hiérarchique, selon le **workflow** de simulation classique, garantissant la traçabilité et la cohérence des données entre les étapes [66].

III.1.3. Fichiers et formats utilisés :

Abaqus utilise plusieurs types de fichiers au cours d'une simulation :

- **.cae** : Fichier binaire contenant l'ensemble du modèle Abaqus/CAE.
- **.inp** : Fichier texte principal contenant les données prêtes pour le solveur (défini en langage de commande Abaqus).
- **.odb (Output Database)** : Fichier de résultats utilisé pour le post-traitement dans le module Visualization.
- **.dat, .msg, .sta** : Fichiers de journalisation et de diagnostics de calcul.

Cette séparation permet à l'utilisateur avancé de modifier ou personnaliser les fichiers d'entrée pour automatiser des analyses complexes via des scripts Python (Abaqus Scripting Interface) [67].

III.1.4. Extensions et compatibilité :

Abaqus peut être couplé avec :

- **Python** : Pour automatiser des tâches répétitives via l'Abaqus Scripting Interface (ASI).
- **FORTRAN** : Pour intégrer des comportements matériaux personnalisés via des sous-routines utilisateurs comme UMAT ou VUMAT.
- **MATLAB, Excel, Ansys, SolidWorks** : Pour exporter/importer des géométries ou échanger des données multi-physiques [68].

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

Cela fait d'Abaqus un outil très polyvalent dans les domaines de la mécanique des structures, de la biomécanique, du génie civil et de l'aéronautique.

III.2. Fonctionnement du solveur Abaqus : Étapes internes du calcul.

Le fonctionnement du solveur Abaqus repose sur la **méthode des éléments finis (MEF)**, qui permet de résoudre numériquement des équations différentielles partielles issues de la mécanique des milieux continus. Le processus global de calcul se décompose en plusieurs étapes internes, décrites comme suit.

III.2.1. Discrétisation du domaine :

Le domaine de la structure est subdivisé en un ensemble d'**éléments finis**, reliés par des **nœuds**. Chaque élément est défini par une géométrie (triangulaire, quadrangulaire, tétraédrique, etc.) et un type de formulation (éléments solides, coques, poutres, etc.) [65].

III.2.2. Approximation de la solution :

La solution continue est approchée par des **fonctions de forme** (ou fonctions d'interpolation) dans chaque élément. Le champ de déplacement est exprimé comme :

$$\mathbf{u}(x) = \sum_{i=1}^n N_i(x) \cdot \mathbf{u}_i \dots \text{III. (1)}$$

Où $N_i(x)$ est la fonction de forme associée au nœud i , et \mathbf{u}_i le déplacement nodal [60].

III.2.3. Assemblage du système global :

Les matrices locales de chaque élément sont assemblées dans une **matrice de rigidité globale K** , et le vecteur de forces nodales **F** est construit :

$$K \cdot U = F \dots \text{III. (2)}$$

Où **U** est le vecteur inconnu des déplacements nodaux. Les conditions aux limites (Dirichlet et Neumann) sont ensuite appliquées [66].

III.2.4. Calcul des champs dérivés :

Dans une analyse par éléments finis, les **champs dérivés** représentent les grandeurs mécaniques obtenues à **partir du champ de déplacement** : ce sont les **déformations**, les **contraintes** et les **valeurs équivalentes** (comme Von Mises). Ces champs sont essentiels pour interpréter les résultats physiques d'une simulation dans Abaqus, notamment pour évaluer les zones critiques et les risques de rupture.[67]

III.2.4.1. Déformations :[60]

Les déformations sont calculées localement à partir des gradients de déplacement à l'intérieur de chaque élément fini. Abaqus exprime les déformations à l'aide du **tenseur des déformations $\boldsymbol{\varepsilon}$** , dont les composantes principales en 3D sont :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{matrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{matrix} \dots \text{III. (3)}$$

III.2.4.2. Types de déformation :

Bien que le logiciel n'affiche pas directement des déformations "de flexion" ou "de torsion", ces effets peuvent être interprétés à partir de la distribution des contraintes et déformations [60],[61],[69]:

- **Traction/Compression :**

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{F}{A} \quad , \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \frac{\Delta L}{L} \dots \text{III. (4)}$$

Avec **F** la force appliquée, **A** la section, et **L** la longueur initiale.

- **Flexion** (loi de Navier-Bernoulli) :

$$\boldsymbol{\sigma} = -\frac{My}{I} \dots \text{III. (5)}$$

Où **M** est le moment fléchissant, **y** la distance à la fibre neutre, et **I** le moment d'inertie.

- **Flambement :**

Le flambement axial d'une colonne est évalué par la **charge critique d'Euler** :

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \dots \text{III. (6)}$$

Où K est le coefficient de flambement, et L la longueur libre.

Ces formules sont issues de la résistance des matériaux classique, applicable dans la limite de l'élasticité linéaire. [61] [69]

- **Contraintes :**

Les contraintes sont liées aux déformations via la **loi de Hooke**. Pour un matériau isotrope en 3D :

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \epsilon_{kk} + 2\mu \epsilon_{ij} \dots \text{III. (7)}$$

Avec λ et μ les constantes de Lamé définies par :

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \dots \text{III. (8)}$$

Ces relations sont à la base de l'élasticité linéaire généralisée utilisée dans Abaqus [61], [69].

III.2.4.3. Critères de rupture :

Abaqus intègre plusieurs critères de rupture utilisés pour évaluer la sécurité des structures :

- **Von Mises (énergie de distorsion) :**

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]} \dots \text{III. (9)}$$

- **Tresca (cisaillement maximum) :**

$$\sigma_{Tresca} = \max(|\sigma_1 - \sigma_2|, |\sigma_2 - \sigma_3|, |\sigma_3 - \sigma_1|) \dots \text{III. (10)}$$

Ces critères sont particulièrement adaptés à l'évaluation de la plastification dans les matériaux ductiles [60], [70].

III.3. Présentation générale de SolidWorks :

SolidWorks est un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) en trois dimensions, développé par Dassault Systèmes. Il s'agit d'une solution puissante qui permet de modéliser, simuler et documenter des projets mécaniques de manière paramétrique. Utilisé dans divers secteurs industriels, notamment l'aéronautique, l'automobile, la robotique et la fabrication d'équipements, SolidWorks s'est imposé grâce à son interface intuitive, sa richesse fonctionnelle et sa compatibilité

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

avec d'autres logiciels de simulation ou de fabrication. L'intégration de modules comme Simulation, Flow Simulation ou Composer permet une chaîne numérique complète allant de la conception à la communication technique [71].

III.4 La modélisation 3D paramétrique : cœur de la conception

La modélisation 3D paramétrique est l'un des piliers les plus puissants de SolidWorks, car elle permet de lier intelligence géométrique, flexibilité de modification et efficacité dans la conception. Elle repose sur des paramètres définis par l'utilisateur telles que les dimensions, les équations et les relations géométriques qui sont entièrement modifiables et interconnectés.

Cela signifie qu'un changement apporté à un paramètre entraîne automatiquement l'ajustement de toutes les entités qui y sont liées, réduisant ainsi les erreurs humaines, accélérant le développement, et assurant une cohérence parfaite dans l'ensemble du modèle.

Dans le cas d'une prothèse de hanche temporaire (spacer), par exemple, si l'on modifie le diamètre de la tête fémorale pour l'adapter à une morphologie spécifique du patient, toutes les pièces associées comme la tige fémorale, l'emboîtement de l'articulation, et même les interfaces avec le ciment osseux peuvent être mises à jour automatiquement. Cette capacité à faire évoluer dynamiquement le modèle est particulièrement précieuse pour les conceptions personnalisées, où chaque implant doit être adapté à l'anatomie et aux contraintes mécaniques du patient. Cela permet également une gestion efficace des variantes de conception, comme la longueur de la tige, l'orientation du col ou encore l'épaisseur du spacer, sans devoir reconstruire manuellement chaque version.

SolidWorks offre en plus des outils comme les configurations multiples, les équations paramétriques, et les tableaux de conception qui permettent de créer des familles de spacers pour différents gabarits de patients, tout en gardant une structure de fichier claire et réutilisable. Cette modélisation intelligente favorise une intégration fluide avec les modules de simulation (FEA), pour analyser par exemple la répartition des contraintes dans l'os autour du spacer, ou pour tester différents designs en termes de résistance mécanique avant prototypage [72].

III.5 Intégration dans le processus de développement produit (PDP) :

SolidWorks joue un rôle central, non seulement dans la phase de conception, mais également tout au long du processus de développement produit (PDP). Dans le contexte industriel actuel, les projets de conception, qu'il s'agisse de composants mécaniques ou de dispositifs complexes, nécessitent une

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

coordination précise entre plusieurs départements et parties prenantes. SolidWorks s'impose comme une plateforme intégrée pour gérer cette collaboration de manière efficace.

Grâce à des modules comme SolidWorks PDM (Product Data Management), il est possible de gérer l'ensemble des données techniques associées à un projet, telles que les modèles 3D, les plans 2D, les mises en plan, les simulations et les documents de conformité. PDM garantit le suivi des versions et des révisions, en stockant toutes les données dans une base sécurisée. Cela permet de tracer l'historique des modifications, de comparer différentes itérations et de valider les versions autorisées pour la production, assurant ainsi une gestion de qualité et un contrôle précis des processus.

De plus, SolidWorks facilite la gestion automatisée des flux de travail. Cela permet de définir des circuits de validation afin qu'un dessin ne progresse vers l'étape suivante (comme la fabrication ou la validation qualité) qu'après avoir été vérifié et approuvé par les responsables désignés. Cette fonctionnalité est particulièrement importante dans des environnements réglementés où les exigences de conformité, telles que les normes ISO ou les réglementations FDA, imposent un contrôle strict des documents techniques.

Une autre fonctionnalité essentielle de SolidWorks est la génération automatique de nomenclatures (BOM – Bill of Materials). Dès la conception d'un assemblage, SolidWorks extrait automatiquement la liste des pièces, leurs quantités, leurs matériaux et d'autres informations pertinentes. Cette nomenclature peut être intégrée directement dans les systèmes ERP ou envoyée à l'atelier de fabrication, ce qui réduit les erreurs manuelles, optimise la communication entre les différents services (recherche, qualité, production) et accélère le processus de fabrication tout en garantissant sa fiabilité.

Enfin, la compatibilité de SolidWorks avec d'autres logiciels industriels, comme ceux de gestion de production, d'analyse des coûts ou de traçabilité, fait de lui un acteur clé dans l'ingénierie numérique. Il permet de connecter la conception à l'ensemble de la chaîne de valeur, soutenant ainsi une approche agile, collaborative et conforme aux exigences normatives [72].

III.6 Simulation par éléments finis (FEA) intégrée : optimiser la conception avant fabrication :

SolidWorks intègre une suite d'outils de simulation performants via son module SolidWorks Simulation, permettant d'effectuer des analyses par éléments finis (FEA) directement à partir des modèles 3D. Ces outils permettent de prédire le comportement des pièces et des assemblages soumis à diverses conditions de charge, de température ou de fixation, sans nécessiter de prototypes

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

physiques aux premières étapes de développement. Cela représente un gain de temps considérable et une réduction significative des coûts liés à la fabrication expérimentale.

Les simulations réalisées peuvent porter sur les contraintes mécaniques, les déformations, les déplacements, les modes vibratoires, ou encore la réponse thermique. L'utilisateur peut ainsi identifier les zones sensibles d'un modèle, ajuster la géométrie pour mieux répartir les efforts, ou encore sélectionner un matériau plus approprié. Ces capacités permettent de réduire le taux d'échec lors des essais physiques, d'améliorer la qualité globale des produits, et d'optimiser les performances mécaniques dès la phase de conception.

De plus, la simulation intégrée favorise une approche itérative rapide : plusieurs versions d'un composant peuvent être testées numériquement en quelques minutes, avec des résultats visualisables sous forme de cartes de contraintes, flèches de déplacement ou courbes de performance. Cette visualisation intuitive facilite la prise de décision pour les ingénieurs et améliore la collaboration entre équipes techniques. L'intégration native de ces outils dans l'environnement CAO évite les erreurs de transfert de données entre logiciels et améliore la fluidité du processus de conception [74].

III.7 SolidWorks dans la conception mécanique : un outil central pour les ingénieurs.

Dans le domaine de la construction mécanique, SolidWorks s'impose comme une solution incontournable pour la modélisation, la validation et la documentation des systèmes mécaniques. Le logiciel permet la création d'assemblages complexes comportant des centaines, voire des milliers de pièces, tout en assurant une gestion fluide de la hiérarchie et des relations entre composants. Il propose notamment des outils puissants pour le contrôle des interférences, détectant automatiquement les conflits de géométrie, les collisions potentielles et les problèmes de tolérances qui pourraient compromettre l'assemblage ou le fonctionnement du système.

SolidWorks offre également des fonctionnalités avancées de mise en plan, générant automatiquement des dessins techniques normalisés à partir des modèles 3D, en conformité avec les normes ISO, ANSI, DIN ou autres standards industriels. Ces plans comprennent les vues projetées, les coupes, les cotations intelligentes, les annotations techniques et les nomenclatures associées. Cela facilite la communication avec les équipes de fabrication, les sous-traitants ou les partenaires industriels.

Un autre avantage clé réside dans la simulation de la cinématique des mécanismes. Grâce aux contraintes d'assemblage et aux fonctions d'animation, les ingénieurs peuvent observer et analyser le mouvement relatif des pièces (translation, rotation, engrènement, etc.), vérifier les amplitudes, les

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

collisions, et valider le bon fonctionnement des liaisons mécaniques. Cette capacité est essentielle dans la conception de machines-outils, de transmissions mécaniques, ou d'ensembles articulés.

En outre, SolidWorks intègre des bibliothèques de composants standardisés (vis, écrous, roulements, paliers, ressorts, etc.), issus des normes internationales, ce qui permet un gain de temps considérable dans la modélisation et garantit la compatibilité avec les fournisseurs industriels. Cette approche modulaire accélère le développement tout en assurant une qualité et une traçabilité optimales.

Ainsi, SolidWorks ne se contente pas de créer des géométries, mais structure un véritable écosystème de conception mécanique performant, orienté vers la précision, l'optimisation fonctionnelle et la rigueur documentaire [75].

III.8 Enjeux pédagogiques et formation des ingénieurs :

SolidWorks joue un rôle fondamental dans la formation des ingénieurs en conception mécanique. En tant qu'outil de CAO 3D intuitif et puissant, il est intégré dans de nombreux programmes pédagogiques à travers le monde, notamment dans les écoles d'ingénieurs, les IUT, et les universités techniques. Son utilisation permet de traduire concrètement des concepts théoriques en modèles manipulables, facilitant ainsi l'apprentissage actif de disciplines clés telles que la géométrie descriptive, la cotation fonctionnelle (ISO GPS), la modélisation paramétrique, et l'analyse de mécanismes.

L'environnement graphique immersif de SolidWorks favorise la visualisation spatiale et le développement d'une rigueur méthodologique. Les étudiants apprennent à concevoir des pièces complexes, à assembler des sous-ensembles, à identifier les contraintes d'interfaces, et à générer les plans techniques conformes aux standards industriels. Cette approche prépare efficacement les futurs ingénieurs à intégrer les bureaux d'études, où la maîtrise d'outils comme SolidWorks est souvent une exigence minimale.

En parallèle, SolidWorks propose un programme de certifications officielles, telles que le *Certified SolidWorks Associate (CSWA)* et le *Certified SolidWorks Professional (CSWP)*. Ces certifications, reconnues internationalement, valident les compétences techniques des étudiants et renforcent leur employabilité. Elles constituent un véritable levier de différenciation sur le marché du travail, notamment dans les domaines de la conception mécanique, de l'aéronautique, de l'automobile, ou encore du biomédical.

Chapitre III Fonctionnement de SolidWorks et Abaqus dans la modélisation et la simulation

De plus, les projets pédagogiques réalisés sous SolidWorks encouragent l'apprentissage par la pratique et le travail collaboratif, en simulant les situations réelles rencontrées dans l'industrie. Ainsi, l'usage de SolidWorks dans l'enseignement supérieur ne se limite pas à un simple outil logiciel, mais représente un véritable pilier de l'ingénierie pédagogique moderne, connectant étroitement la théorie, la technique et les exigences du monde professionnel [76].

En résumé, SolidWorks représente bien plus qu'un simple outil de modélisation 3D : c'est une plateforme de développement intégrée qui favorise l'innovation, la rigueur et l'efficacité tout au long du cycle de conception mécanique. Son adoption massive dans l'industrie témoigne de sa capacité à répondre aux exigences contemporaines en matière de précision, de communication technique et de simulation avancée. En facilitant la collaboration entre les services d'ingénierie, de production et de documentation, SolidWorks s'inscrit pleinement dans les stratégies de développement de produits numériques modernes [76].

Chapitre IV

**Modélisation géométrique et analyse mécanique de
la prothèse Spacer**

IV.1. Introduction :

La performance mécanique d'une prothèse de hanche de type spacer dépend directement de sa géométrie, de sa composition interne, et de la manière dont elle interagit avec l'environnement osseux. Afin de comparer objectivement les différentes configurations proposées (sans renfort, avec renfort rond, avec renfort plat), une modélisation tridimensionnelle complète a été réalisée, suivie d'une étude numérique approfondie sous Abaqus.

Dans un premier temps, la modélisation géométrique des composants a été effectuée sous SolidWorks, en s'appuyant sur les dimensions d'une hanche standard. Trois modèles de prothèse ont été créés, en intégrant les différentes géométries de renforts internes (cylindrique et plat). À cela s'ajoute la création de deux structures osseuses distinctes : l'os spongieux, dans lequel la tige prothétique est implantée, et l'os cortical, qui entoure l'ensemble et confère une rigidité périphérique.

Une fois les pièces modélisées, l'ensemble a été importé dans Abaqus, où plusieurs étapes clés ont été réalisées : affectation des matériaux (PMMA, os spongieux, os cortical, renfort), définition des interactions de contact, conditions aux limites réalistes (appui distal, application de la force musculaire et du poids), et maillage adapté à la complexité géométrique. Chaque configuration a ensuite été soumise à des simulations indépendantes, avec les mêmes conditions de charge, afin de permettre une comparaison directe.

Ce chapitre détaille donc la construction des modèles, leur assemblage, les paramètres physiques retenus, ainsi que les critères d'analyse mécanique retenus (contraintes normales, cisaillement, contrainte de Von Mises), en vue d'évaluer la performance structurelle des trois variantes de prothèse.

IV.2. Conception de prothèse de hanche de type spacer :

IV.2.1. Conception de la tige fémorale :

a. Esquisse de la tige :

La modélisation de la tige commence par la création d'une première esquisse sur un plan de base (plan de face ou plan droit). Dans cette esquisse, un profil en lignes brisées est tracé pour représenter la forme latérale de la tige. Le tracé est défini par plusieurs segments inclinés avec des longueurs bien précises : 52,50 mm, 73,50 mm, 98,75 mm, et une base de 112,50 mm. Des hauteurs et décalages verticaux sont également ajoutés, notamment 8,67 mm à la base. Des angles spécifiques sont appliqués aux segments pour respecter l'anatomie du fémur, tels que 2°, 10°, 14° et 37,5°. L'esquisse est entièrement cotée afin de garantir une géométrie stable et paramétrique [72].

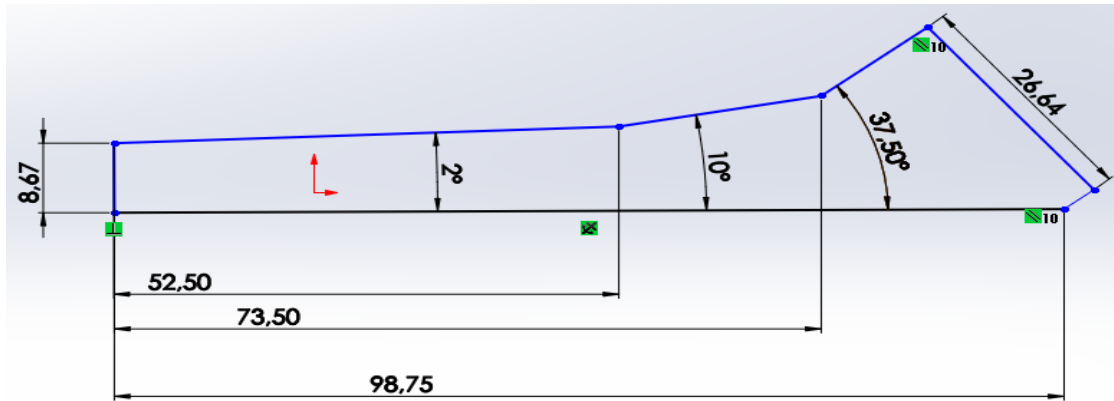


Figure IV-1 : esquisse de la partie tige fémorale

b. Bossage de la tige :

Une fois l'esquisse finalisée, le profil est transformé en volume par une opération de bossage par extrusion. L'extrusion est appliquée perpendiculairement au plan de l'esquisse, avec une épaisseur uniforme de 13 mm. Cette étape génère un volume tridimensionnel solide qui représente la tige de la prothèse. Le résultat est un corps allongé, plat latéralement, destiné à s'insérer dans le canal fémoral.

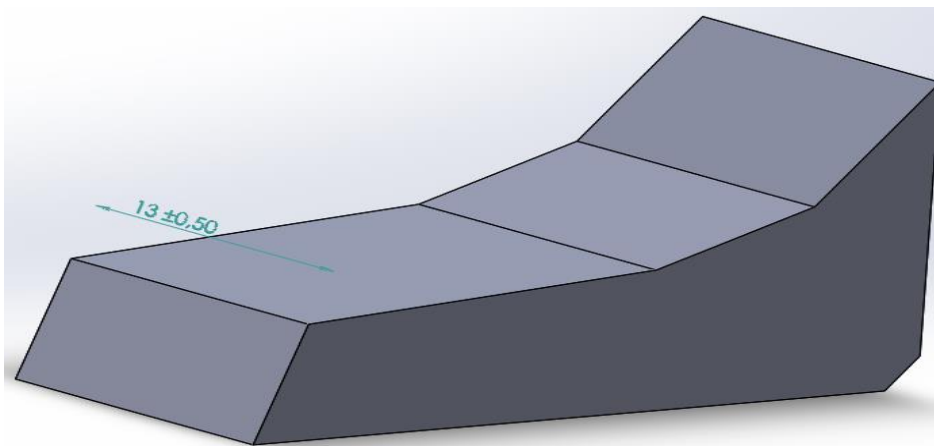


Figure IV-2 : Bossage de la partie tige fémorale.

IV.2.2. Conception de la tête sphérique :

a. Esquisse de la tête :

La tête sphérique est modélisée dans une deuxième esquisse, réalisée sur un plan perpendiculaire à celui utilisé pour la tige. Sur ce plan, un demi-cercle de 50 mm de diamètre est tracé. Ce profil représente une section verticale de la future tête de la prothèse. Un axe de révolution est également positionné, passant par le centre du cercle, pour permettre la génération d'un volume symétrique [72].

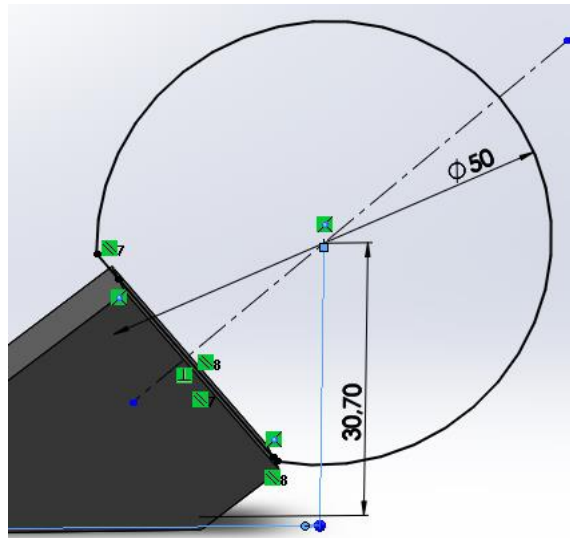


Figure IV-3 : esquisse de la tête sphérique de la prothèse

b. Bossage par révolution.

Après la création de l'esquisse, une opération de révolution est appliquée. Le demi-cercle est tourné autour de l'axe vertical pour produire une forme sphérique complète. Cette tête sphérique vient s'intégrer naturellement à l'extrémité supérieure de la tige, formant une articulation compatible avec l'acétabulum du bassin. Cette étape permet d'obtenir une géométrie lisse, arrondie et fonctionnelle [72].

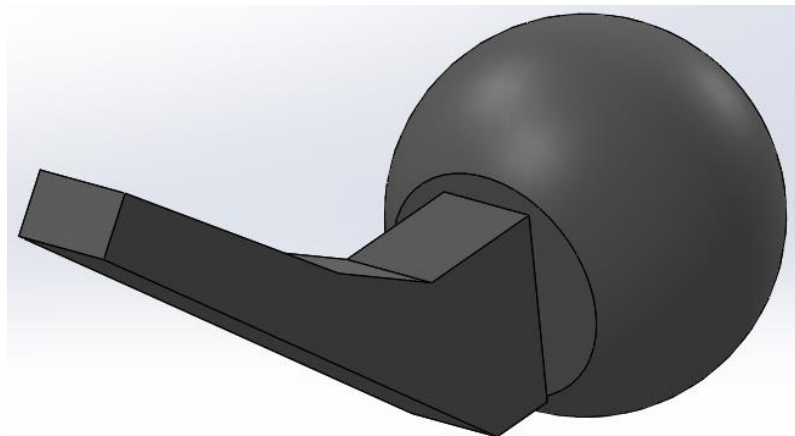


Figure IV-4 : résultat final de conception de prothèse de type Spacer

c. Visualisation et validation du modèle :

Une fois les deux parties modélisées dans leurs esquisses respectives et mises en volume par les opérations de bossage ou de révolution, le modèle est visualisé dans l'espace 3D. On peut l'orienter selon différentes vues standards (avant, droite, isométrique) afin de vérifier la cohérence des formes

et des assemblages. Des matériaux, textures ou couleurs peuvent être appliqués pour améliorer la lisibilité et la présentation visuelle. Le modèle final est alors prêt pour des applications telles que l'impression 3D, la simulation mécanique ou une intégration dans un ensemble médical [72].

IV.2.3. Conception du renfort rond :

a. Esquisse :

Un renfort est conçu pour consolider la structure de la prothèse. L'esquisse du renfort est créée dans un plan parallèle à celui de la tige. Elle suit les contours internes de la tige mais avec une épaisseur constante de 5 mm. Les dimensions principales incluent une longueur de 86,13 mm et un angle de $37,5^\circ$, et une longueur totale similaire à la tige [72].

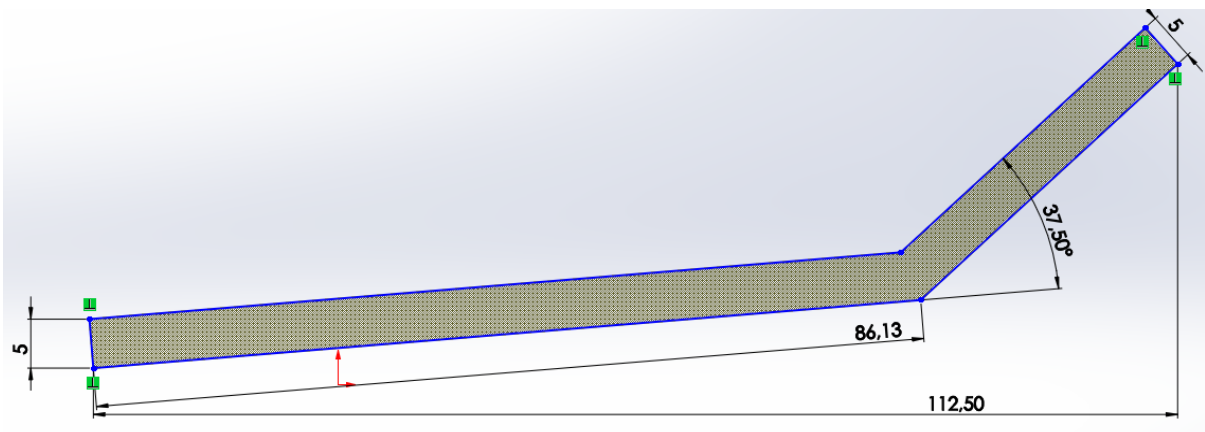


Figure IV-5 : Esquisse du renfort rond.

b. Bossage :

Cette esquisse est extrudée en volume, donnant naissance à un corps solide qui servira de renfort. Il est modélisé comme une pièce séparée pour être intégré ultérieurement à l'assemblage. Par la suite, un congé de rayon 2,5 mm est appliqué sur les parties sélectionnées du renfort, afin d'adoucir les arêtes vives et d'améliorer la répartition des contraintes mécaniques [72].

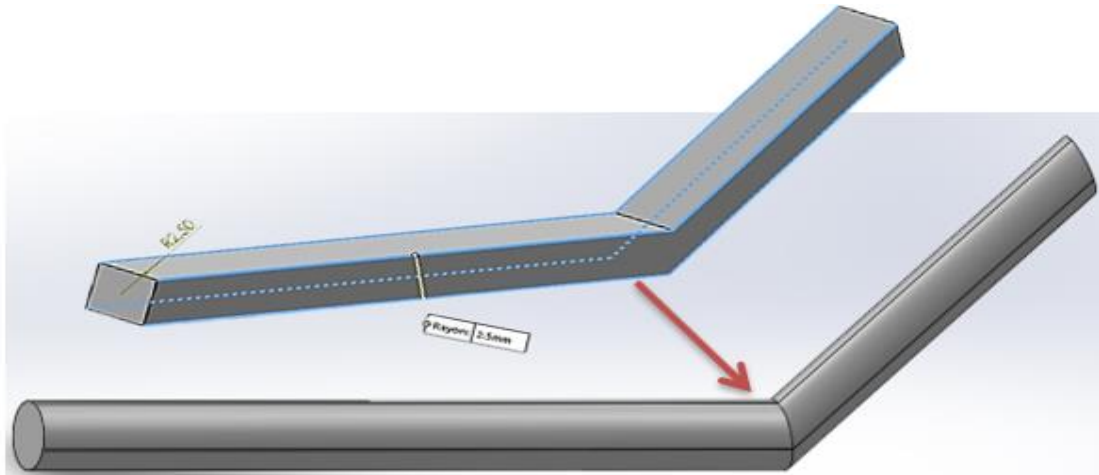


Figure IV-6 : Bossage et congé de renfort rond.

c. Assemblage de la prothèse et du renfort rond :

Une fois les deux pièces créées séparément (tige + tête sphérique, et renfort), elles sont insérées dans un assemblage. Le renfort est positionné avec précision à l'intérieur de la tige grâce aux contraintes d'alignement et de coïncidence dans l'environnement d'assemblage. Cette phase permet de vérifier l'ajustement géométrique des deux composants.

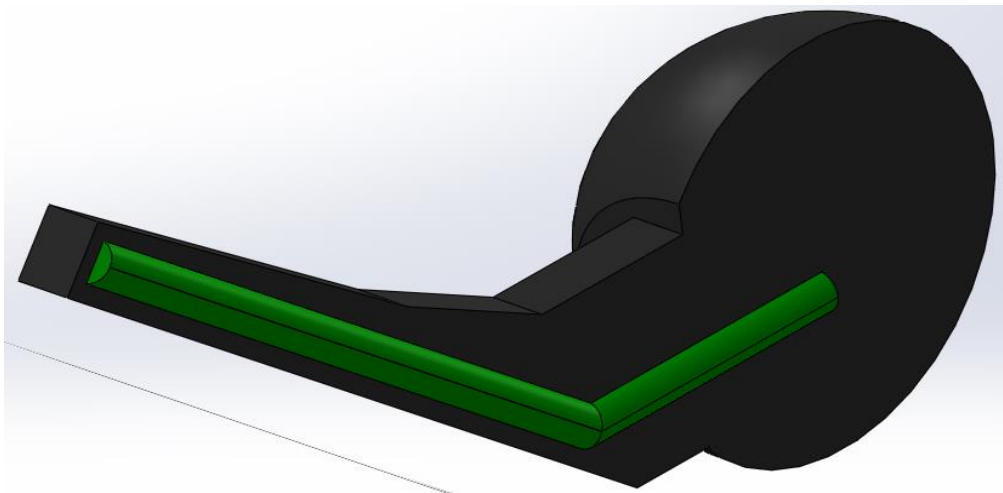


Figure IV-7 : Assemblage de la prothèse et du renfort rond.

d. Création de l'empreinte du renfort rond dans la prothèse

Après l'assemblage, une opération d'empreinte est utilisée pour soustraire le volume du renfort à la géométrie de la prothèse. Cela permet de créer une cavité parfaitement adaptée, assurant un positionnement précis du renfort dans le corps principal. Cette empreinte est essentielle pour garantir la solidité et la stabilité de l'assemblage final, notamment si l'ensemble est destiné à être imprimé ou usiné.

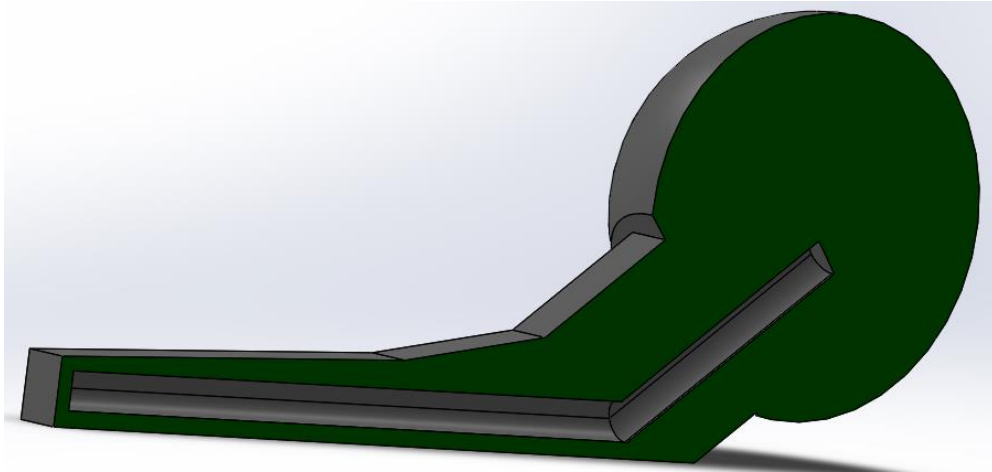


Figure IV-8 : prothèse de type Spacer avec emparent de renfort rond

IV.2.4. Conception du deuxième renfort (plat) :

Dans cette étape, nous avons ajouté un deuxième renfort destiné à renforcer davantage la structure de la prothèse. La conception a été réalisée en deux phases distinctes : l'esquisse et le bossage, chacune sur un plan de travail adapté, comme cela a été fait pour les parties précédentes.

a. Esquisse du deuxième renfort :

L'esquisse a été tracée sur une nouvelle face de référence. Elle est constituée d'un profil polygonal avec des lignes inclinées, des segments droits et plusieurs congés intérieurs ayant un rayon de 4.5 mm. La dimension globale de la longueur atteint 118 mm, avec une partie inclinée à $37,5^\circ$, et une transition douce via un angle de $10,06^\circ$. Les largeurs sont soigneusement définies à l'aide de cotes précises (telles que 6 mm, 4.19 mm, etc.) pour garantir la cohérence avec la géométrie globale de la prothèse. Cette esquisse est entièrement contrainte avant de passer à l'étape suivante [72].

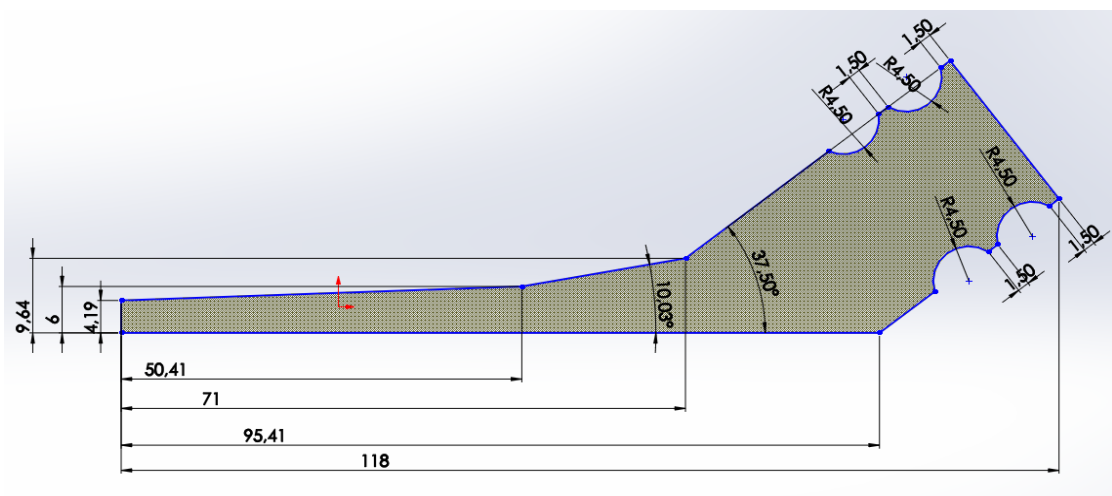


Figure IV-9 : Esquisse du renfort plat

b. Bossage du renfort :

Après validation de l'esquisse, un bossage est réalisé par extrusion sur une profondeur de 10 mm. Cette opération donne du volume à la forme dessinée. Une fois le bossage terminé, des congés de 2,5 mm sont appliqués sur les arrêtes internes sélectionnées pour adoucir la géométrie et réduire les concentrations de contraintes [72].

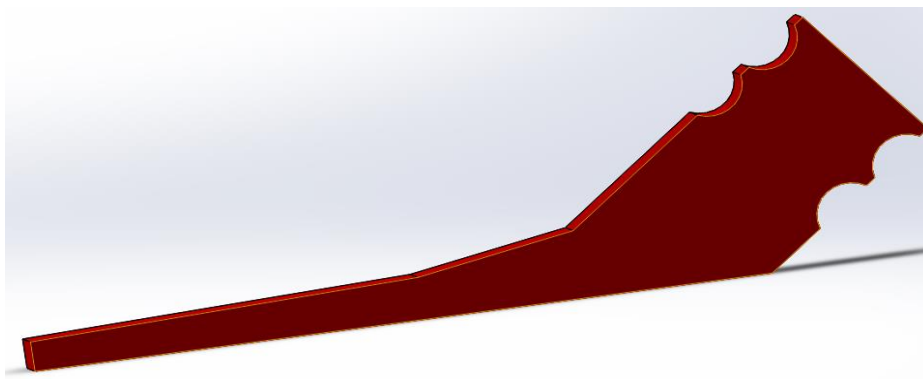


Figure IV-10 : Bossage du renfort plat.

c. Enlèvement de matière :

Une nouvelle esquisse est ensuite créée sur la face supérieure du deuxième renfort. Elle comporte deux cercles de diamètre 8 mm, positionnés précisément grâce à des cotes de 11,26 mm (entre les centres et les bords) et des distances de 10 mm et 15 mm par rapport aux autres éléments de référence. Ces cercles représentent les futurs perçages.

Une **fonction d'enlèvement de matière** est alors appliquée à cette esquisse, permettant de percer deux trous traversants dans le renfort, pour alléger la structure ou permettre un assemblage futur [72].

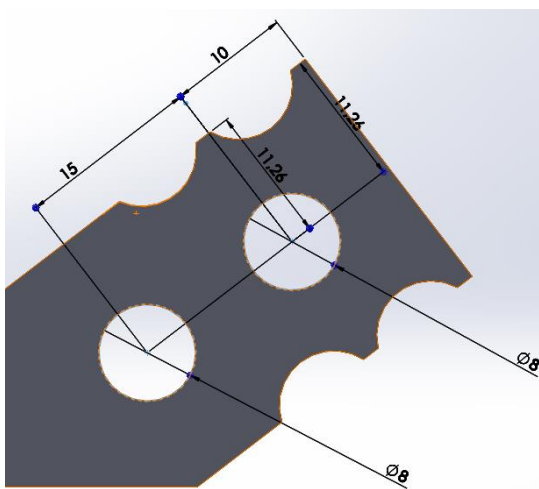


Figure IV-11 : Enlèvement de matière dans le renfort plat.

d. L'assemblage de renfort plat et la prothèse de type Spacer :

Une fois la modélisation du deuxième renfort terminée, celui-ci est inséré dans l'assemblage principal de la prothèse. Cette étape est cruciale, car elle permet de positionner correctement le renfort par rapport à la pièce principale à l'aide de contraintes d'assemblage adaptées (coïncidence, alignement, etc.). Ce positionnement précis dans l'environnement d'assemblage est indispensable avant de passer à l'étape suivante.

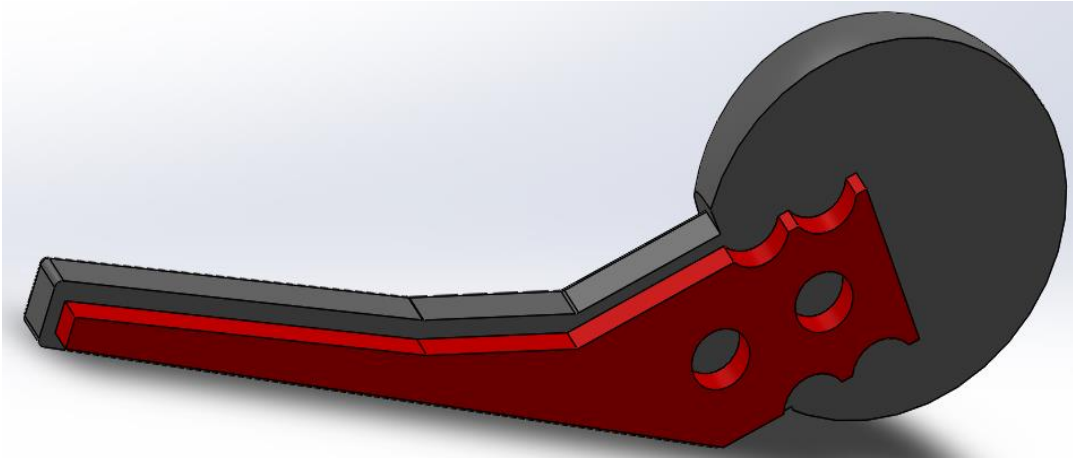


Figure IV-12 : Assemblage de renfort plat et la prothèse de type Spacer.

e. L'empreinte du renfort plat :

Une fois le renfort bien positionné, on applique l'option de l'empreinte (Imprint) dans SolidWorks. Cette fonction permet de projeter ou d'imprimer la forme du renfort directement sur la surface de la prothèse principale, créant ainsi une empreinte exacte destinée à recevoir le renfort. Cette opération garantit un ajustement parfait entre les deux composants, facilitant leur intégration dans la géométrie finale.

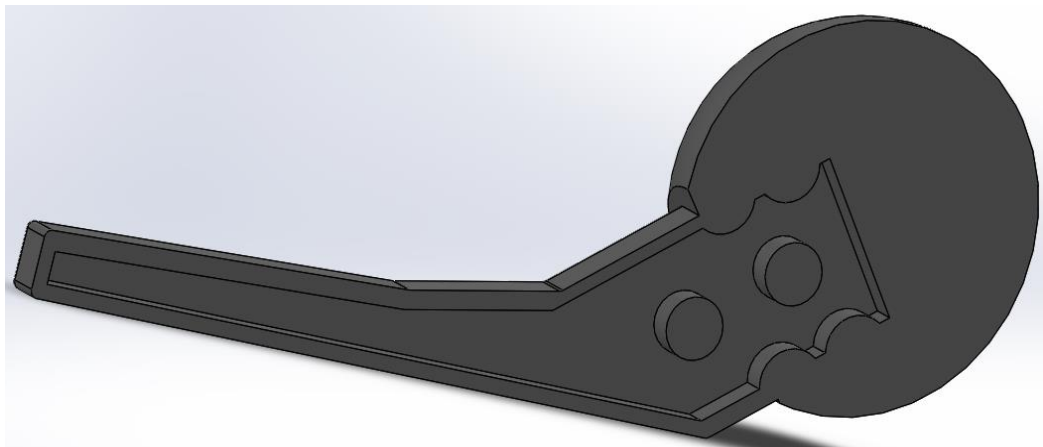


Figure IV-13 : L'empreinte de renfort plat sur la prothèse de type Spacer.

IV.3. Analyse par éléments finis de la prothèse de hanche de type Spacer insérée dans l'os fémoral**IV.3.1. Objectif de l'analyse :**

L'objectif de cette simulation numérique est d'évaluer les performances mécaniques d'une prothèse de hanche temporaire, dite Spacer, lorsqu'elle est implantée dans l'os fémoral, modélisé sous forme d'un double volume osseux : l'os spongieux entouré de l'os cortical. Trois configurations distinctes sont étudiées :

- Essai 1 : Prothèse seule (sans renfort), insérée dans l'os ;
- Essai 2 : Prothèse renforcée par une tige cylindrique, insérée dans l'os.
- Essai 3 : Prothèse renforcée par une plaque plate longitudinale, insérée dans l'os.

Chaque cas est analysé afin de déterminer l'impact du renfort sur la répartition des contraintes, la déformation et la stabilité de l'implant dans son environnement osseux.

IV.3.2. Modélisation géométrique (CAO)

Les trois configurations de la prothèse ont été modélisées à l'aide du logiciel SolidWorks. En complément :

- Un volume intérieur représentant l'os spongieux, épousant la surface externe de la prothèse.
- Un volume extérieur représentant l'os cortical, en forme de coque creuse enveloppant l'os spongieux, reproduisant ainsi la structure naturelle de l'os fémoral.

Les fichiers ont été exportés au format STEP pour assurer une importation précise dans Abaqus [71].

IV.3.3. Importation et préparation des pièces dans Abaqus

Les cinq entités géométriques (prothèse, deux renfort, os spongieux, os cortical) ont été importées dans Abaqus/CAE et vérifiées individuellement pour assurer leur étanchéité géométrique. Les interfaces ont été alignées afin d'éviter toute interférence. Les pièces ont été organisées dans un assemblage de type indépendant (indépendant instance) pour faciliter le maillage et les interactions.

IV.3.4. Définition des matériaux

Les propriétés mécaniques utilisées sont basées sur des valeurs expérimentales issues de la littérature :

Composant	Module d'Young E , (MPa)	Coefficient de Poisson
Ciment osseux (PMMA)	2000	0,3
Titane (Ti6Al4V)	110 000	
Os spongieux	123	
Os cortical	16200	

Tableau IV.1 : Propriétés des matériaux utilisés pour les modèles en éléments finis

Les matériaux sont supposés linéaires, isotropes et homogènes dans cette étude [69] [70].

IV.4.5. Assignation des sections

Des sections solides homogènes ont été définies pour chaque pièce et assignées respectivement

- PMMA pour la prothèse.
- Titane pour le renfort.
- Matériau osseux adapté pour l'os spongieux et l'os cortical.

Chaque volume est donc caractérisé par son propre comportement mécanique.

IV.4.6. Assemblage complet

L'assemblage final est constitué de trois couches imbriquées :

- La prothèse (avec ou sans renfort) insérée dans l'os spongieux.
- L'os spongieux contenu dans l'os cortical.
- L'ensemble représente une section fémorale reconstituée, implantée verticalement.

Le renfort est centré à l'intérieur de la prothèse dans les essais 2 et 3.

IV.4.7. Interactions et contacts

Trois types de liaisons sont définis pour simuler les interfaces :

- Tie entre la prothèse et l'os spongieux (collage parfait, simule un bon ancrage).
- Tie entre l'os spongieux et l'os cortical (structure osseuse naturelle continue).
- Tie entre la prothèse et le renfort (dans les essais 2 et 3).

Ces liaisons empêchent tout mouvement relatif entre les volumes et garantissent la continuité mécanique à travers les interfaces.

IV.4.8. Maillage

Le maillage a été réalisé à l'aide d'éléments tétraédriques de type C3D4 (éléments linéaires) :

- Maillage favorable dans le col fémoral et autour de la tête de la prothèse.
- Raffinement local appliqué à l'interface os-prothèse et au niveau du renfort.
- Qualité vérifiée (distorsion, rapport d'aspect, volume) pour éviter les erreurs de convergence.

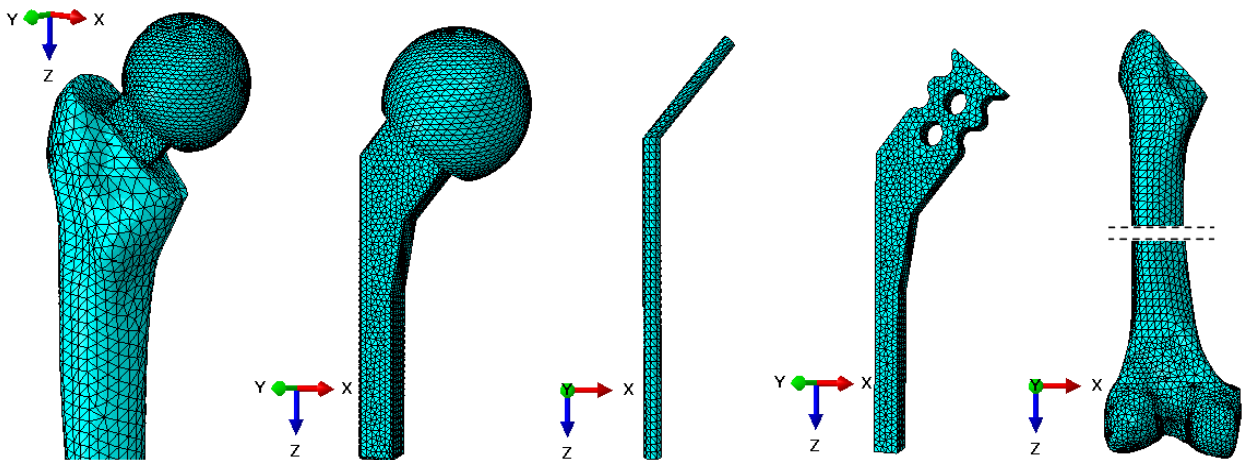


Figure IV-14 : Maillage par éléments finis de prothèse totale de hanche : Prothèse implanté, implant, renfort rond, renfort plat, fémur (de gauche à droite).

IV.2.9. Étape de simulation :

Une étape statique générale a été définie, avec activation de la grande déformation géométrique (option NLGEOM = ON). Cela permet de mieux capter les effets localisés de concentration des contraintes et d'éventuelles non-linéarités géométriques induites par les faibles modules de l'os spongieux.

IV.2.10. Conditions aux limites :

f. Encastrement au genou : La base inférieure de l'os cortical est totalement bloquée (en translation et rotation), représentant l'ancrage naturel de l'os fémoral dans le squelette.

g. Forces appliquées sur la hanche :

Force appliquée	Direction X (N)	Direction Y (N)	Direction Z (N)	Description
Muscle abducteur	465.9	34.5	695	Force musculaire stabilisatrice latérale agissant vers le haut et l'extérieur
Force de contact	-433.8	263.8	-1841.3	Force simulant le poids de la corp appliquée sur la tête fémorale.

Tableau IV.2 : Forces appliquées sur la hanche

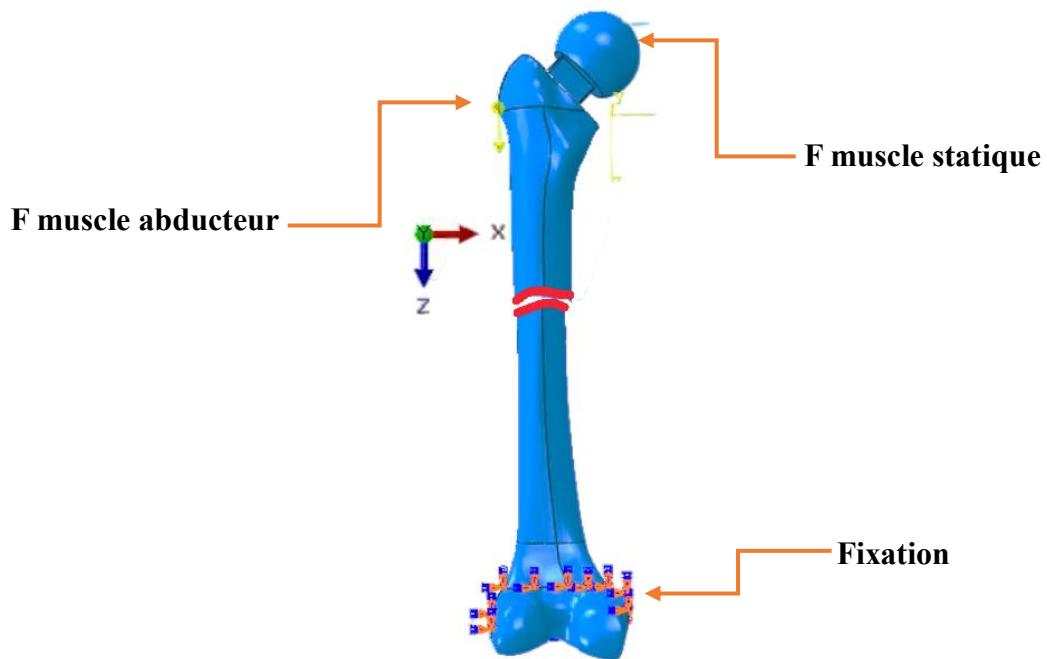


Figure IV-15 : Forces appliquées sur l'assemblage générale.

IV.2.11. Exécution du calcul

La simulation a été lancée après validation des interactions et des paramètres de pas de calcul. Des incréments automatiques ont été utilisés pour assurer la stabilité numérique. Aucun message d'erreur n'a été détecté durant l'analyse.

IV.4. Analyse Des Contraintes Sur La Prothèse De type Spacer :

L'analyse des contraintes dans la tige fémorale permet d'évaluer les performances structurelles de la prothèse selon les différentes conditions de renfort. Dans cette étude, dans cette étude, on a analysés la distribution des contrainte pour chaque élément : les contraintes normales (σ_{XX} , σ_{YY} , σ_{ZZ}), les contraintes de cisaillement (σ_{XY} , σ_{XZ} , σ_{YZ}) ainsi que la contrainte équivalente de Von Mises. Cette analyse est menée distinctement pour les surfaces **extérieure** et **intérieure** de la tige, et selon les trois zones définies le long de l'axe longitudinal de la prothèse.

IV.4.1. Distribution des contrainte de Von mises :

La figure IV.16 présente la distribution des contraintes de von Mises pour les trois composants de la prothèse os, Spacer, implant et cela pour les deux types de Spacer : non renforcé et renforcé (Spacer avec renfort rond et Spacer avec renfort plat)

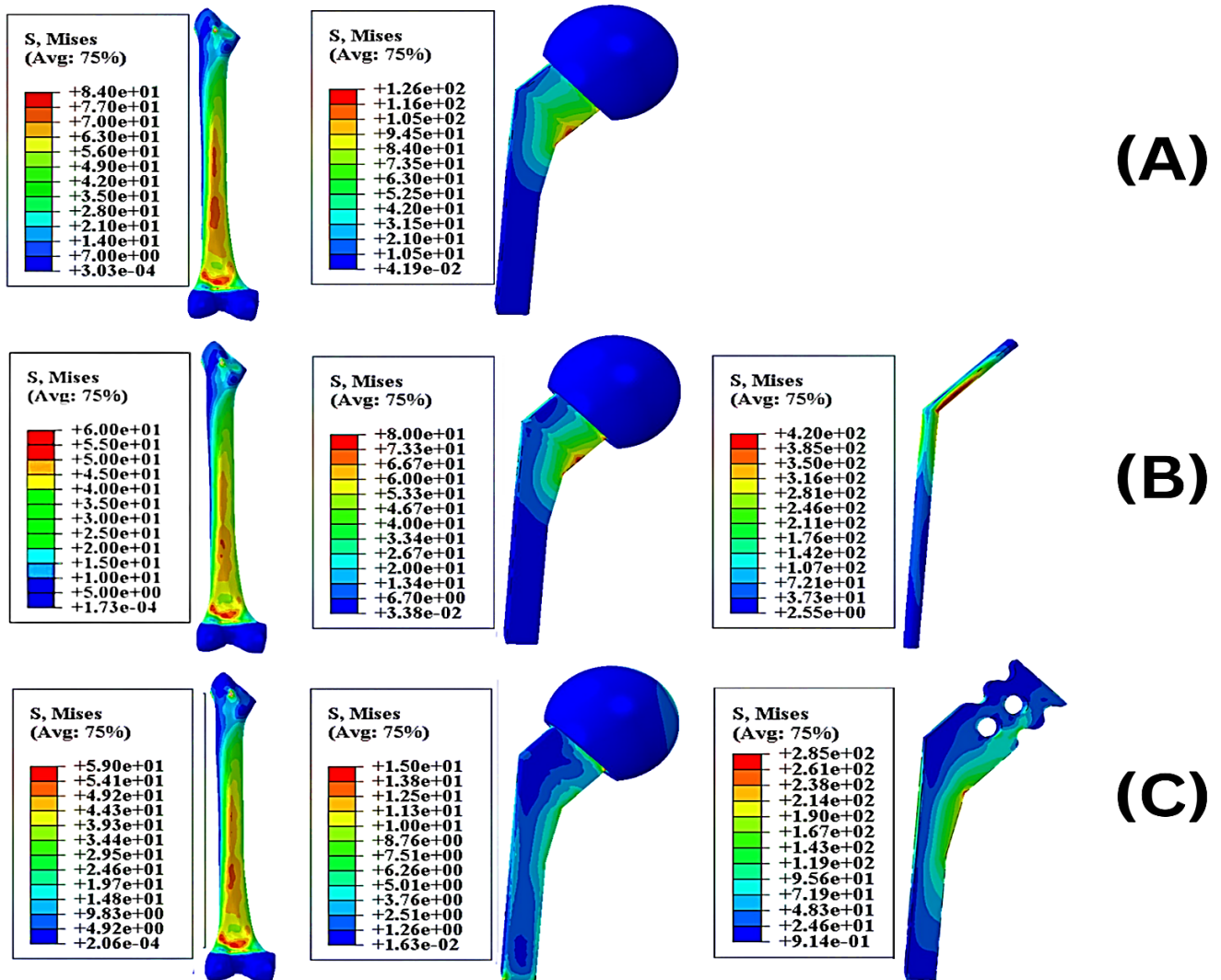


Figure IV-16 : Répartition des contraintes de von Mises dans l'os, le spacer et le renfort (A) spacer sans renfort; (B) spacer avec renfort rond; (C) spacer avec renfort plat

IV.4.2. Variation des contraintes de von mises :

La répartition des contraintes a été identifiée pour chaque composant de la prothèse non renforcée et des prothèses renforcées avec des tiges pleines en titane. Ces contraintes peuvent se produire sous forme de traction, compression et cisaillement ou d'une combinaison des contraintes connue sous le nom des contraintes équivalentes de von Mises. Ce dernier dépend de l'ensemble du champ de contraintes. La caractérisation mécanique du ciment osseux sous contrainte simple et complexe repose sur une méthode unique pour une technique d'analyse numérique performante. Cette analyse est réalisée par Abaqus avec des résultats qui permettent de tracer le champ de contraintes sous la forme de bandes codées par couleur. Chaque bande de couleur représente une gamme particulière de valeur de contrainte, qui est donnée en méga-pascals. Les valeurs obtenues par les contraintes de von Mises autour des composants des prothèses sont montrées sur la figure IV-17.

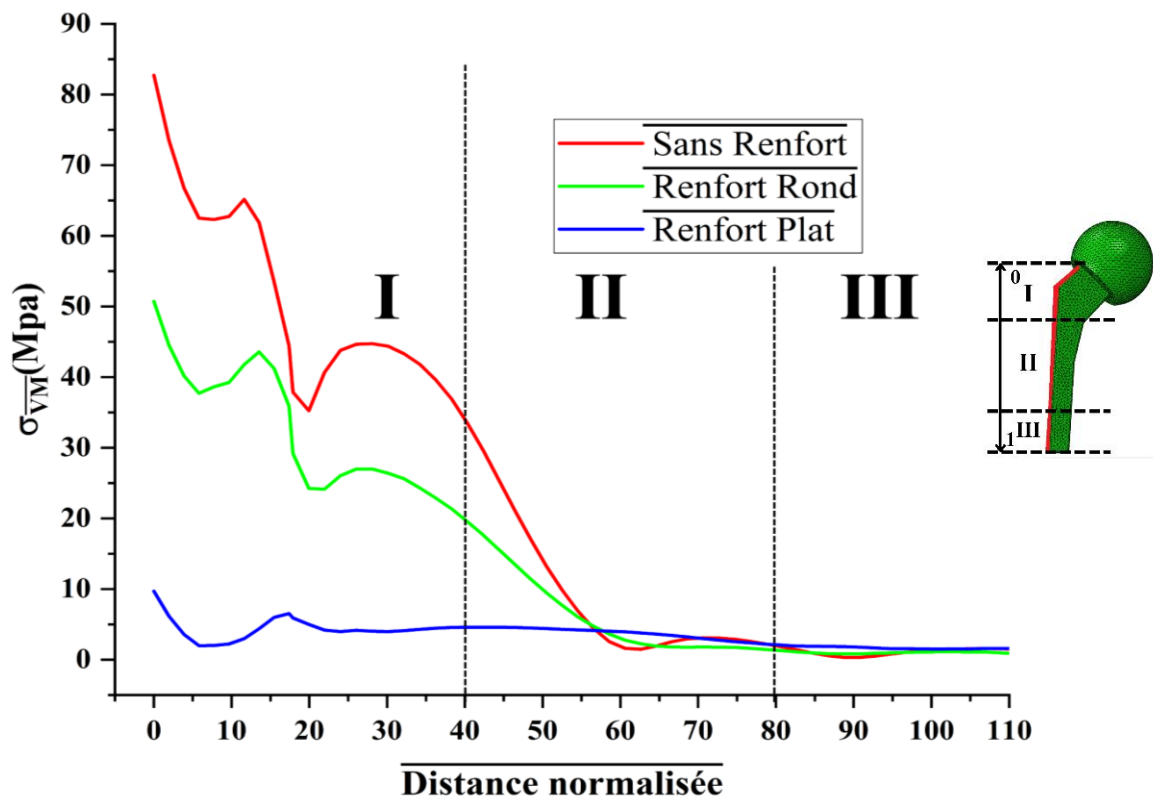


Figure IV-17 : variation des Contraintes équivalente de Von Mises σ_{VM} dans la partie extérieure du Spacer.

En comparant la répartition des contraintes sur les prothèses de hanche, on peut observer que la concentration des contraintes sera toujours au niveau du col du spacer. Le risque de formation de fissures et par conséquent le risque de descellement sont très élevés dans ces régions. La fracture se

produisait parfois sur des entretoises non renforcées, même si la partie proximale du fémur était en bon état

Pour le ciment, la contrainte maximale atteint 88 MPa dans la prothèse non renforcée, cette contrainte est réduite à 50 MPa, 10 MPa respectivement dans les prothèses renforcées avec un renfort rond en titane, et avec un renfort plat en en titane. Il est important que la contrainte maximale équivalente dans le ciment osseux soit inférieure à la limite d'endurance pour la sécurité. Sachant que le ciment, en général, ne résiste pas bien à la charge de traction (résistance à la traction = 25 MPa, résistance à la compression = 80 MPa et résistance au cisaillement = 40 MPa). Ce qui signifie que la durée de vie en fatigue de l'entretoise peut être considérablement augmentée par le renforcement. Pour les fémurs, la contrainte maximale atteint 84 MPa dans la prothèse non renforcée, cette contrainte est réduite à 59 MPa dans les prothèses renforcées à tige pleine. Ces résultats confirment que tous les composants du tenseur des contraintes sont réduits par le renforcement, ce qui permet de conclure que le renforcement améliore la résistance de la prothèse.

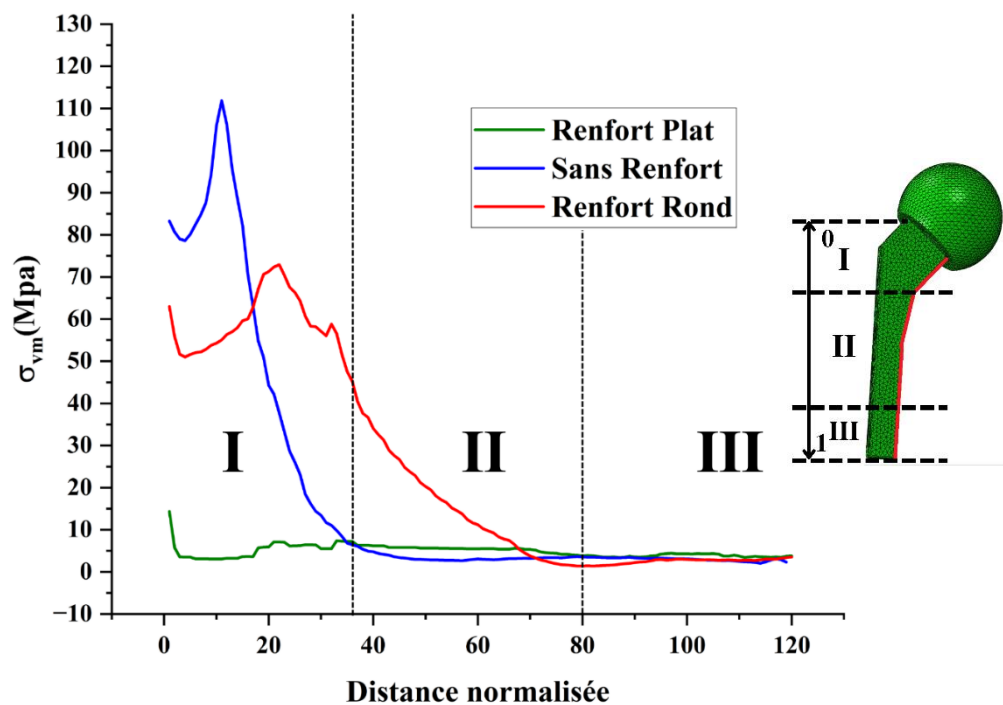


Figure IV-18 : variation des Contraintes équivalente de Von Mises σ_{VM} dans la partie intérieure du Spacer

La figure IV.18, présente la distribution des contraintes normales des pour les trois différents spacer à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale)

La zone proximale (Partie I) présente les niveaux de contraintes les plus critiques, avec un pic de $\sigma_{VM} \approx 115$ MPa en absence de renfort, dépassant la limite élastique du matériau (PMMA). L'introduction d'un renfort rond fait chuter cette valeur à environ 60 MPa, tandis que le renfort plat ramène la contrainte équivalente à seulement 25 MPa, traduisant une nette amélioration du comportement mécanique. En zone médiane (Partie II), les valeurs de Von Mises diminuent fortement pour les trois cas, mais demeurent toujours mieux maîtrisées avec renfort. Enfin, en zone distale (Partie III), toutes les configurations convergent vers des contraintes inférieures à 10 MPa, indiquant une quasi-absence de sollicitation critique. Cette analyse confirme que le renfort plat est le plus performant pour limiter les concentrations de contrainte et optimiser la résistance globale de la prothèse.

IV.4.3. Distribution des contraintes normale dans la partie extérieur du spacer :

La figure IV.19, présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os spongieux dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction xx. Dans la face externe. Le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

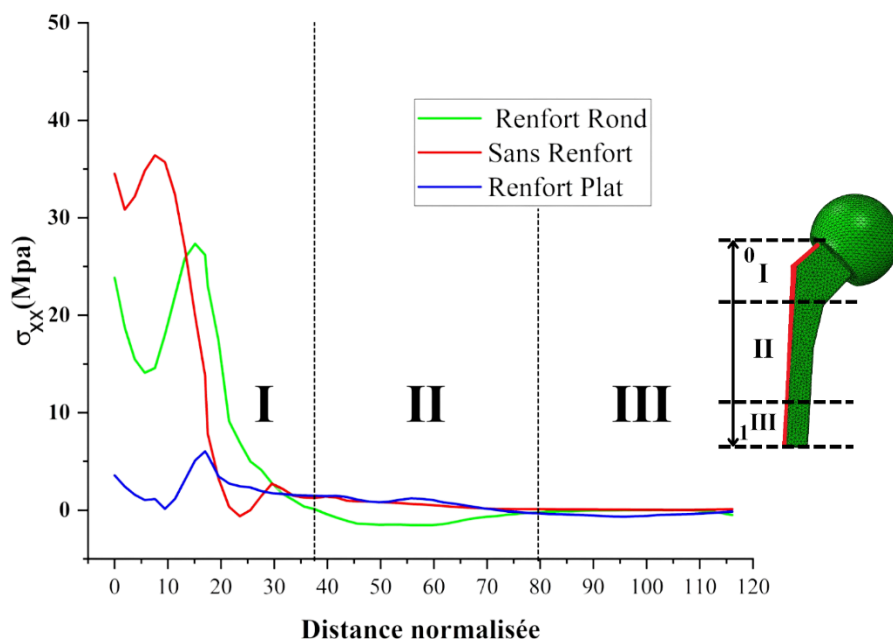


Figure IV-19 : variation des contraintes normales σ_{11} dans la partie extérieure du Spacer.

Ce maximum de contrainte atteint 40 MPa dans l'implant sans renfort, Le renfort rond permet de réduire cette valeur à environ 25 MPa, tandis que le renfort plat offre la meilleure performance, limitant la contrainte à environ 15 MPa. Donc le renfort rond diminue la concentration de contrainte

de plus de 38%, cette diminution atteint 64% dans le spacer avec renfort plat ; sachant que le ciment à une faible résistance aux efforts de traction, l'intérêt du renfort plat devient évident. Les contraintes s'annulent ensuite progressivement dans la zone médiane.

La figure IV.20, présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction YY. Dans la face externe le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

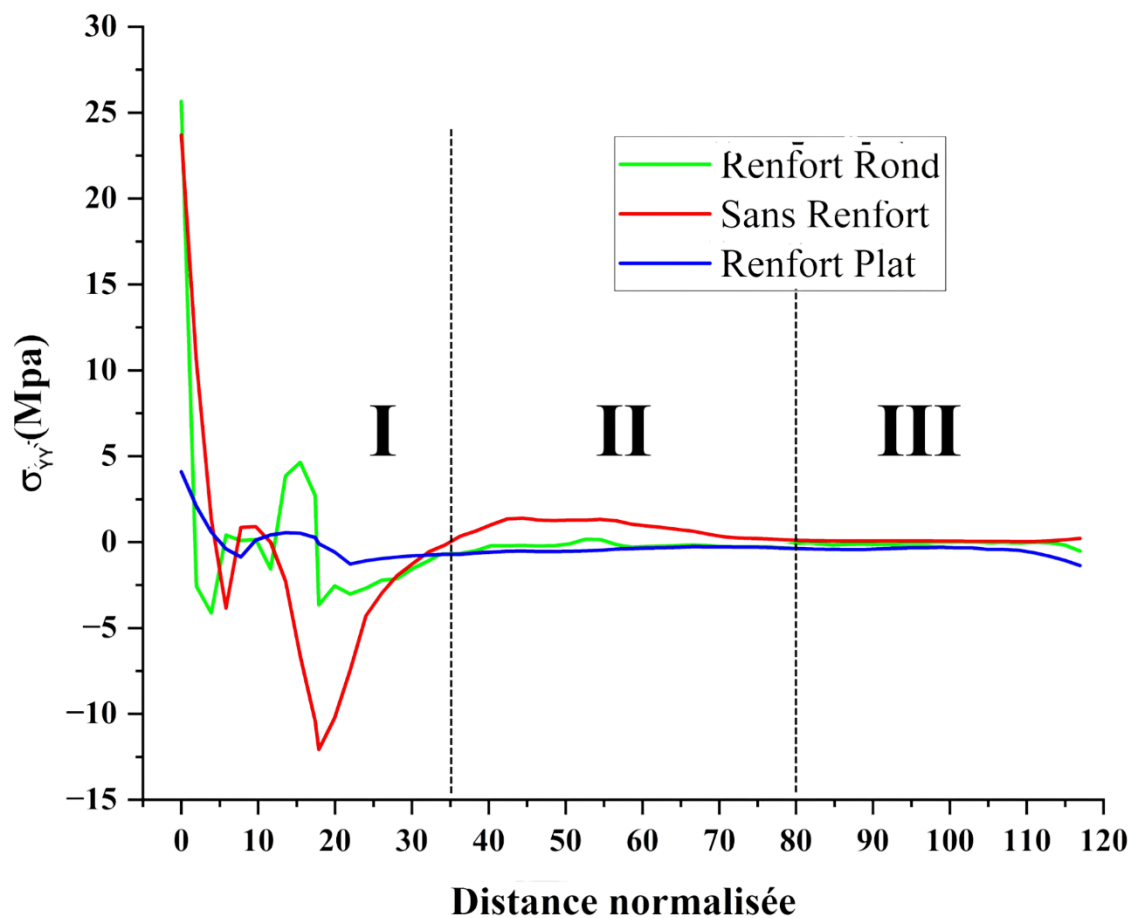


Figure IV-20 : variation des contraintes normales σ_{22} dans la partie extérieure du Spacer.

En zone proximale, la contrainte σ_{22} reste modérée. Elle est négative (≈ -6 MPa) sans renfort, traduisant une compression transversale. Les deux types de renforts (rond et plat) permettent de stabiliser cette contrainte autour de 0 MPa, montrant une amélioration de la tenue mécanique. En zones médiane et distale, les contraintes sont très faibles et proches de zéro pour les trois cas, indiquant une transmission radiale négligeable.

La figure IV.21, présente la distribution des contraintes normales σ_{ZZ} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction ZZ. Dans la face externe le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

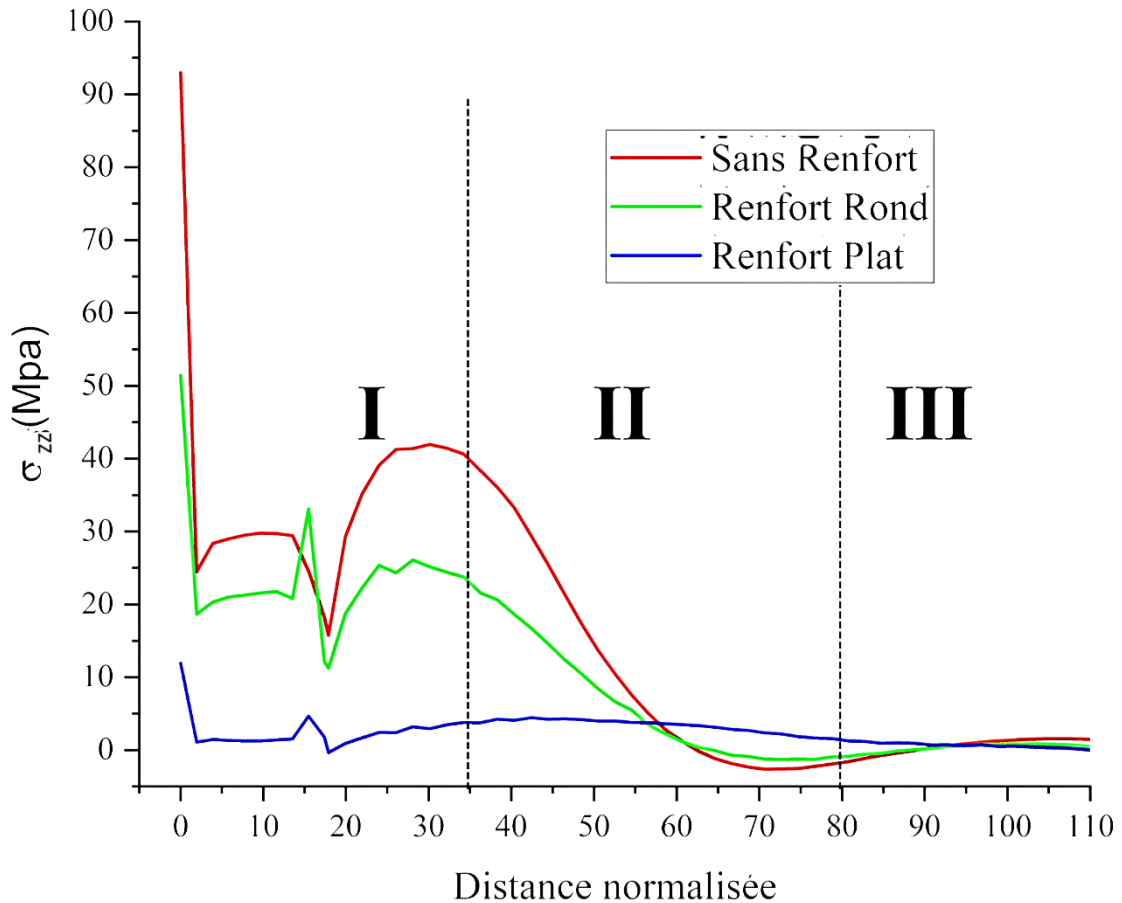


Figure IV-21 : variation des contraintes normales σ_{33} dans la partie extérieure du Spacer.

Dans la zone proximale, une traction modérée (≈ 45 MPa) est observée en absence de renfort, probablement induite par un effet de levier au niveau de la tête fémorale. Les renforts, et en particulier le plat, atténuent nettement cette traction. En zones médiane et distale, les contraintes sont stables, inférieures à 2 MPa, avec très peu de différence entre les configurations testées.

IV.4.4. Distribution des contraintes de cisaillement dans la partie extérieur du spacer :

La figure IV.22, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{XY} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction XY. Dans la face externe le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la

zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

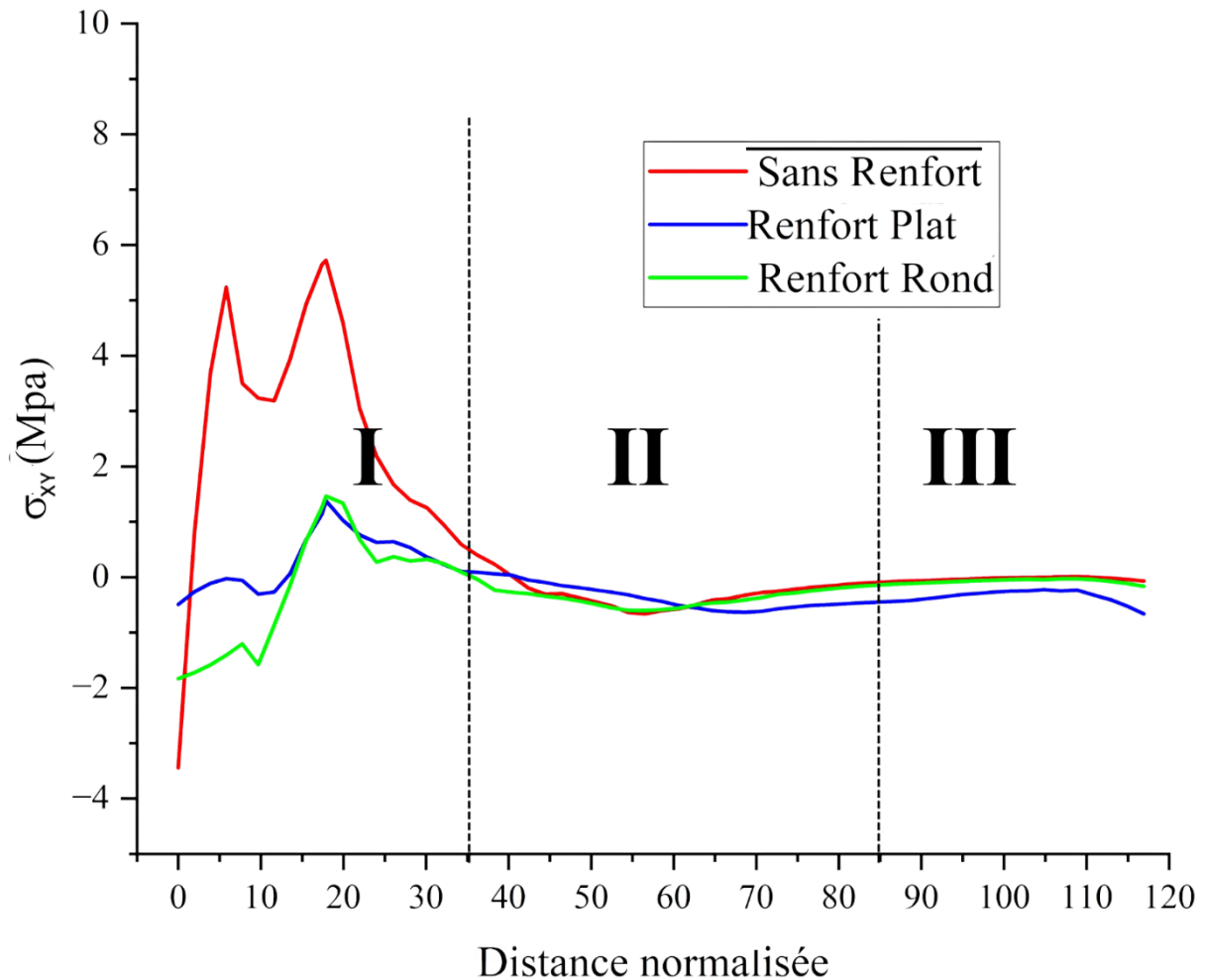


Figure IV-22 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{XY} dans la partie extérieure du Spacer.

La contrainte de cisaillement σ_{XY} , bien que peu élevée en général, atteint un pic notable d'environ 6 MPa en zone proximale dans le cas sans renfort. Le renfort rond réduit cette valeur de moitié, tandis que le renfort plat limite davantage les pics de cisaillement. En zone médiane, les contraintes diminuent progressivement et deviennent négligeables en zone distale, quel que soit le type de renfort.

La figure IV.23, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{XZ} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction XZ. Dans la face externe le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

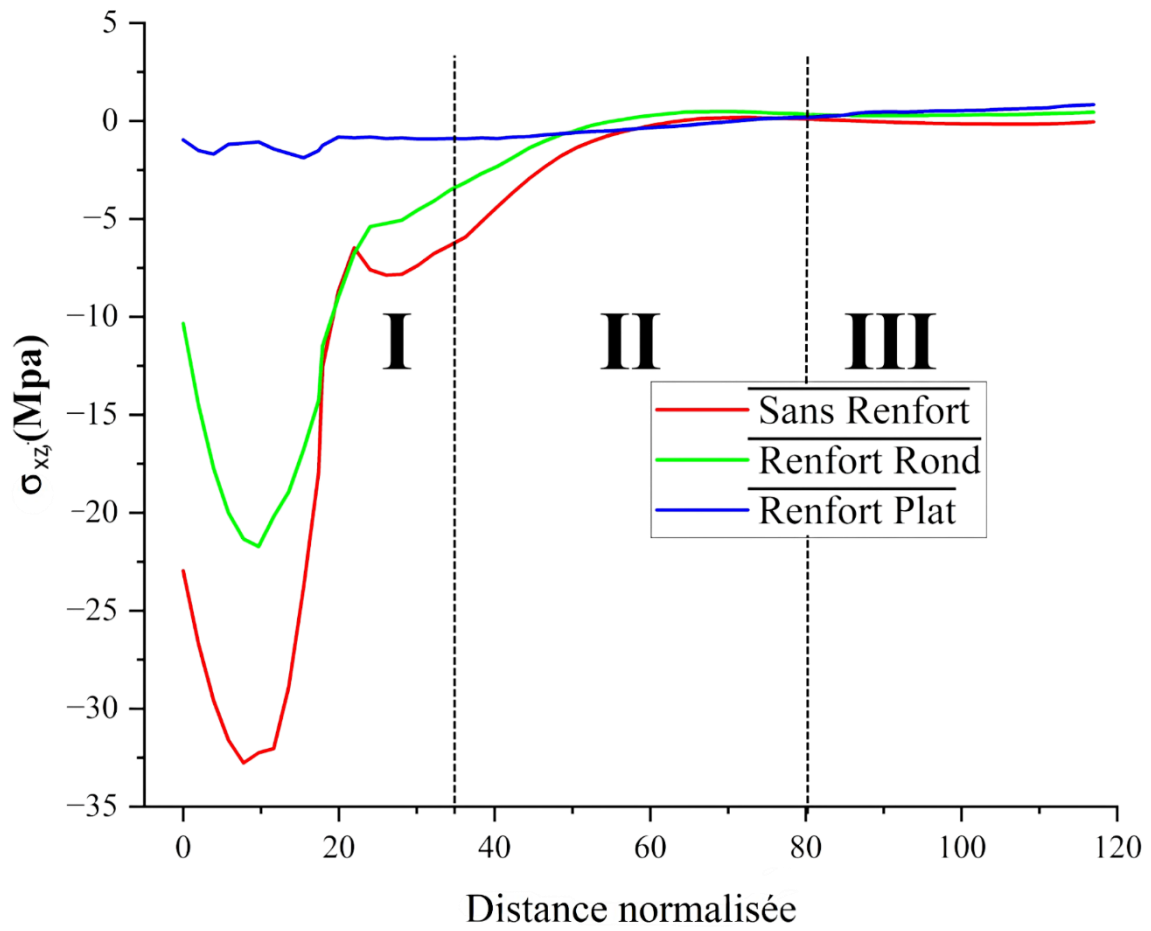


Figure IV-23 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{xz} dans la partie extérieure du Spacer

La contrainte σ_{13} reste très faible dans l'ensemble des zones. En zone proximale, des pics limités (≈ -32.5 MPa) sont relevés pour la configuration sans renfort. Les deux configurations avec renfort présentent un comportement stable et similaire, ce qui montre que cette composante de cisaillement n'est pas critique dans cette simulation.

La figure IV.24, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{YZ} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction YZ. Dans la face externe le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

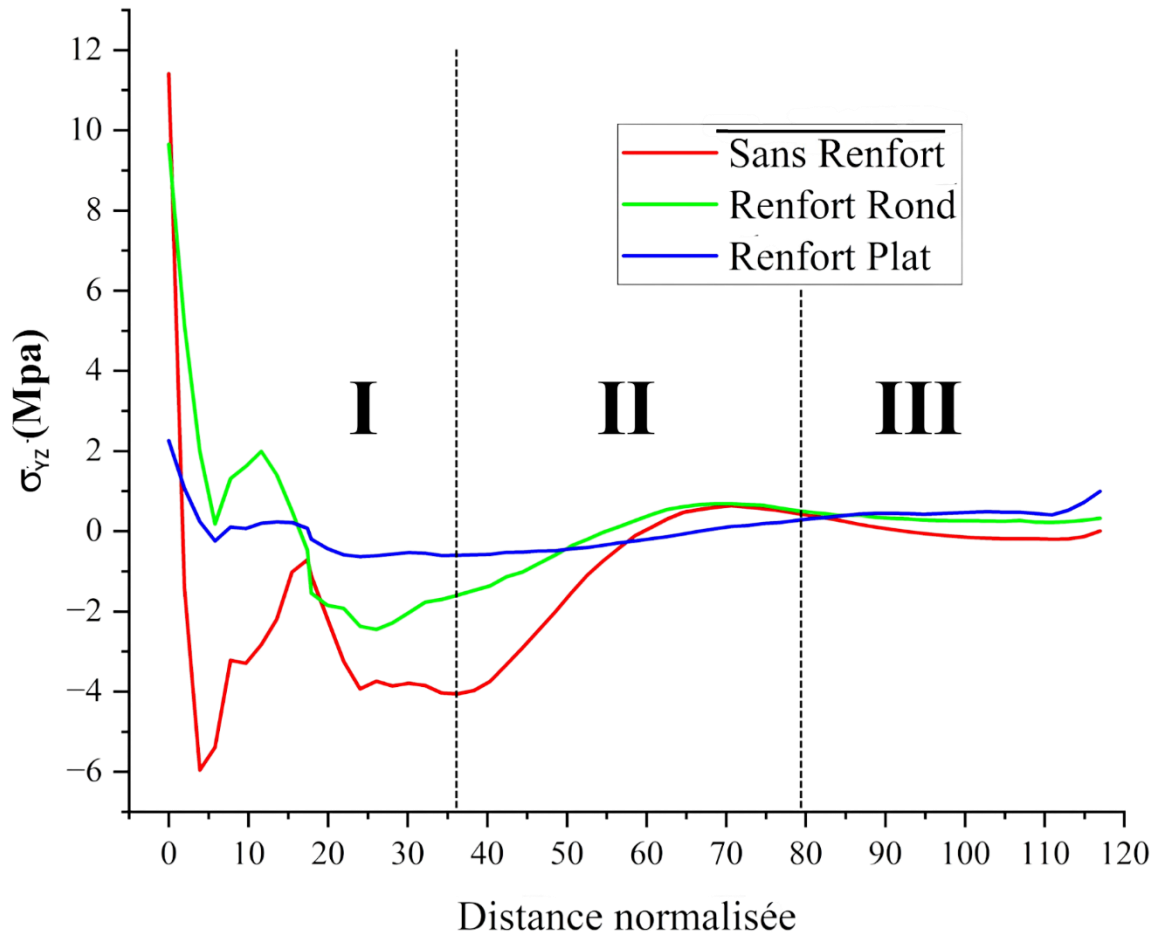


Figure IV-24 : variation des Contrainte de Cisaillement σ_{23} dans la partie extérieure du Spacer

Dans la zone proximale, les contraintes de cisaillement σ_{23} sont les plus marquées. La configuration sans renfort présente des pics négatifs importants atteignant environ -6 MPa, ce qui traduit un risque élevé de torsion localisée. L'ajout d'un renfort rond réduit ces pics à environ -2 MPa, apportant une amélioration modérée. Le renfort plat offre la meilleure performance, limitant les contraintes à environ 2 MPa, ce qui témoigne d'une bonne stabilité mécanique. Dans zones médiane et distale les contraintes de cisaillement sont relativement faibles pour les trois configurations. Elles tendent rapidement vers zéro, indiquant un transfert de charge plus homogène et une sollicitation réduite du matériau. Les contraintes σ_{23} sont négligeables dans la partie distale. Aucune configuration ne montre de pics ou d'effets significatifs, confirmant que cette zone est peu sollicitée en cisaillement.

IV.4.5. Distribution des contraintes normale dans la partie intérieur du spacer :

La figure IV.25, présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os spongieux dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction XX. Dans la face interne. Le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la

zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

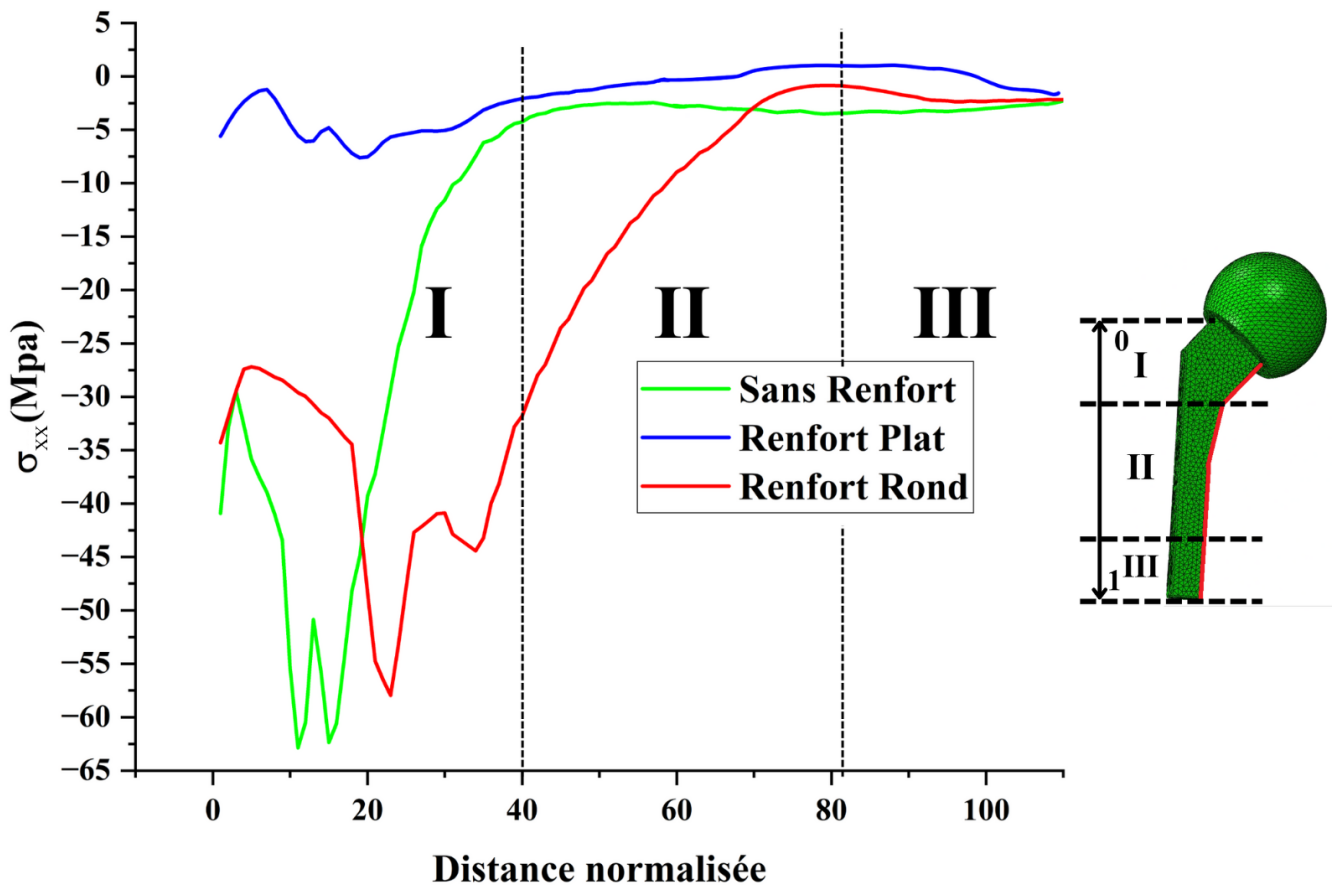


Figure IV-25: variation des contraintes normales σ_{XX} dans la partie intérieure du Spacer.

Dans la zone proximale (Partie I), la contrainte σ_{XX} est principalement en traction sur la surface extérieure et en compression sur la surface intérieure, avec des pics notables en absence de renfort. Le renfort rond atténue légèrement ces effets, mais le renfort plat assure une réduction plus importante, en particulier dans les zones proches du col de la prothèse. En zone médiane (Partie II), les contraintes deviennent plus modérées et bien réparties, quelle que soit la configuration. En zone distale (Partie III), σ_{XX} tend vers des valeurs faibles, indiquant une bonne répartition des efforts longitudinaux, surtout avec renfort.

La figure IV.26, présente la distribution des contraintes normales σ_{YY} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os spongieux dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction YY. Dans la face interne. Le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la

zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

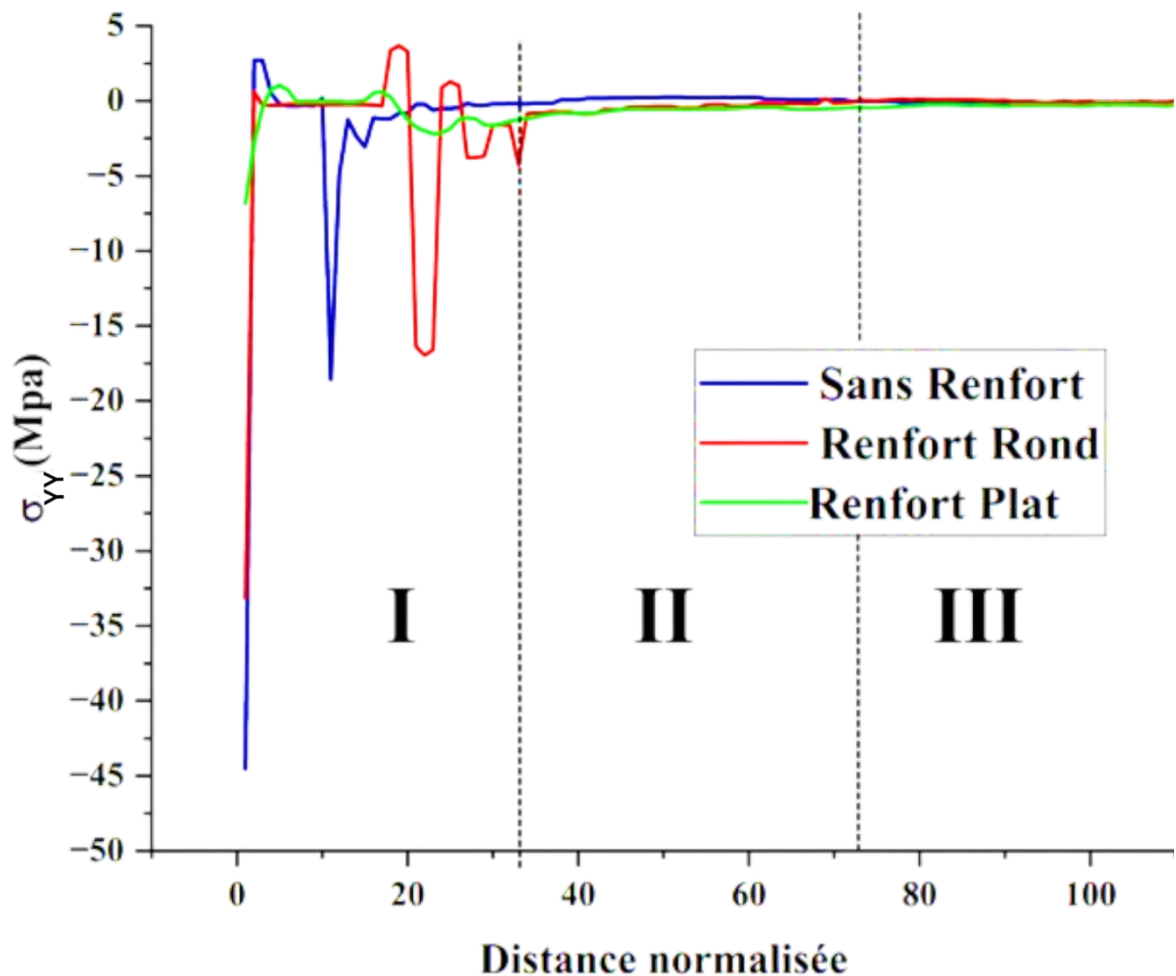


Figure IV-26 : variation des contraintes normales σ_{yy} dans la partie intérieure du Spacer.

La contrainte σ_{yy} reste relativement faible dans l'ensemble, mais elle est plus marquée dans la zone proximale (Partie I) en absence de renfort, sous forme de compression. L'ajout d'un renfort, notamment plat, réduit significativement ces contraintes radiales. En zone médiane (Partie II) et zone distale (Partie III), les valeurs deviennent très faibles, avec une distribution homogène des contraintes. La présence du renfort joue donc un rôle modérateur, même pour cette contrainte moins dominante.

La figure IV.27, présente la distribution des contraintes normales σ_{zz} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os spongieux dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction ZZ. Dans la face interne. Le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la

zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

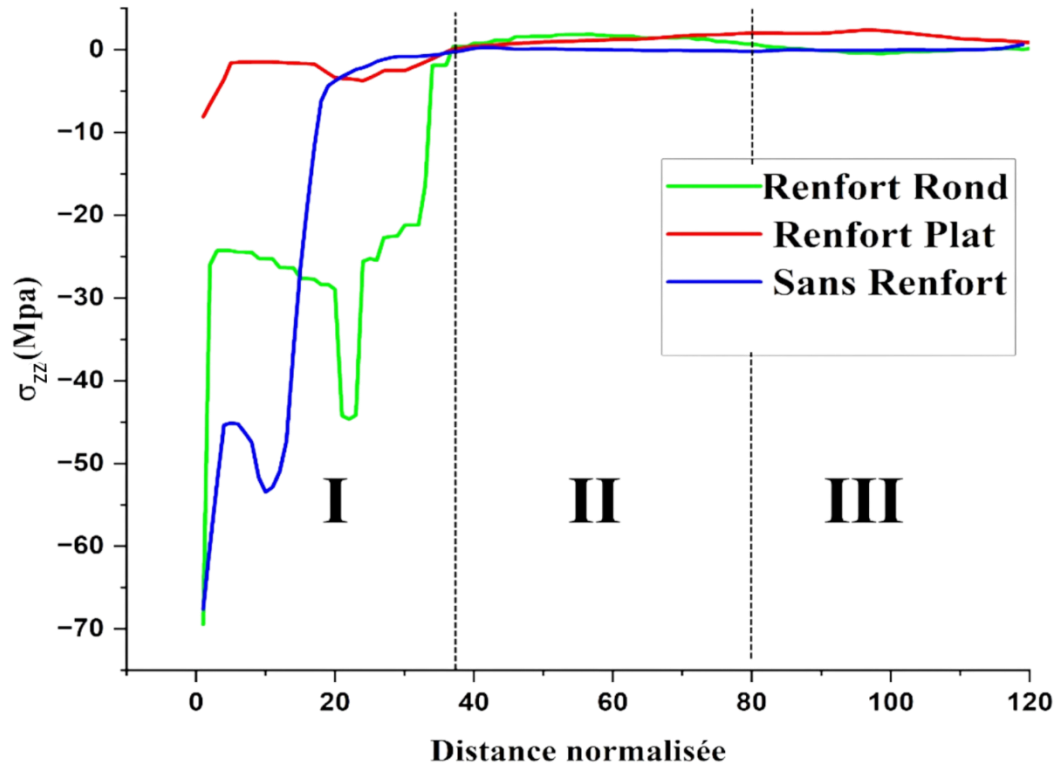


Figure IV-27 : variation des contraintes normales σ_{ZZ} dans la partie intérieure du Spacer.

Dans la zone proximale, la contrainte σ_{ZZ} présente une forte composante en compression sans renfort, notamment au niveau de la jonction entre la prothèse et l'os spongieux. Le renfort rond permet une baisse partielle de cette contrainte, tandis que le renfort plat assure une répartition plus homogène et diminue nettement les pics. En zones médiane et distale, les contraintes transversales décroissent fortement et deviennent négligeables dans les trois configurations. Cette tendance montre que le renfort contribue à limiter les effets de flambement et de flexion transverse.

IV.4.6. Distribution des contraintes de cisaillement dans la partie Intérieur du spacer :

La figure IV.28, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{YZ} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction YZ. Dans la face interne le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

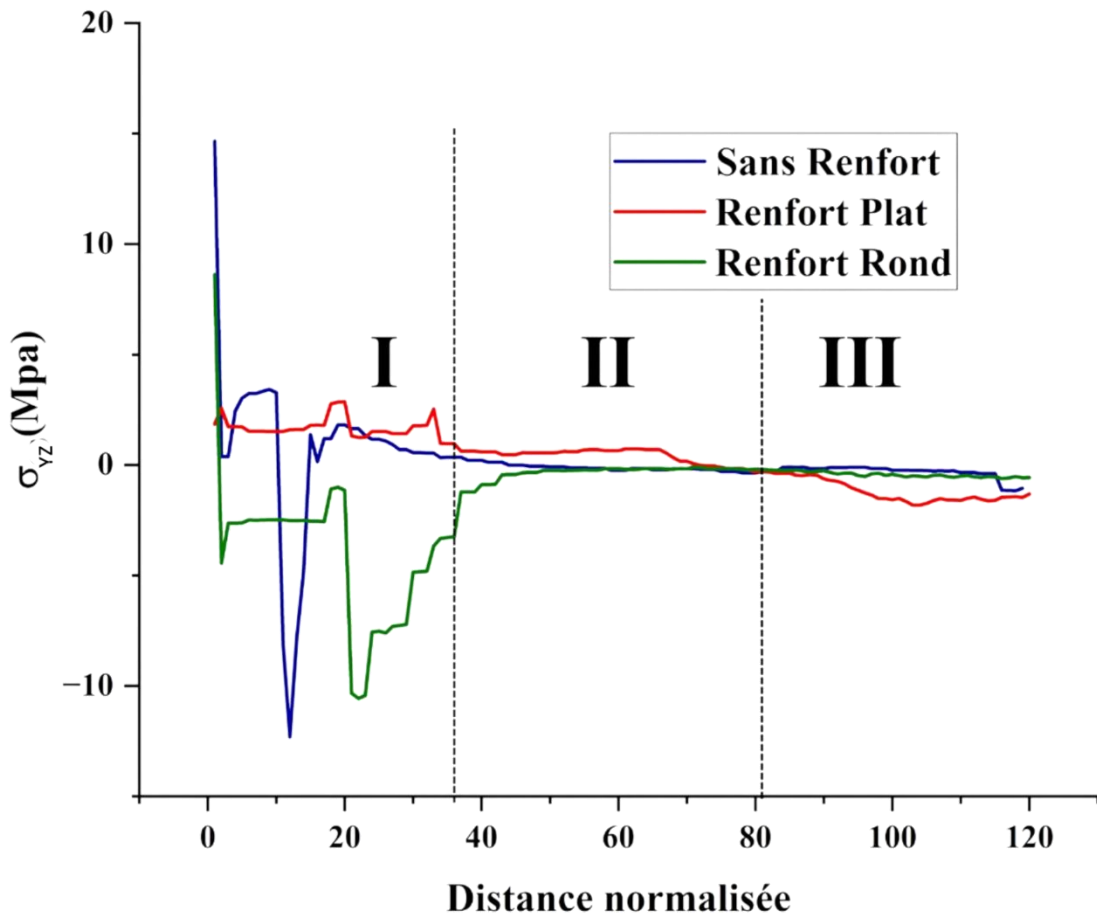


Figure IV-28 : variation de Cisaillement σ_{23} dans la partie intérieure du Spacer.

Dans la zone proximale (Partie I), la contrainte de cisaillement σ_{23} atteint environ -12 MPa sans renfort, ce qui indique une forte sollicitation tangentielle pouvant provoquer des microfissures ou une instabilité locale. L'ajout d'un renfort rond permet de modérer cette contrainte, tandis que le renfort plat la réduit de manière significative, assurant une meilleure répartition des efforts. En zone médiane (Partie II), les cisaillements diminuent progressivement avec les trois configurations, traduisant un transfert d'efforts plus équilibré. En zone distale (Partie III), les contraintes deviennent faibles voire négligeables, ce qui indique une dissipation quasi complète des efforts tangents. Globalement, l'usage d'un renfort, en particulier le modèle plat, améliore considérablement la stabilité mécanique vis-à-vis du cisaillement.

La figure IV.29, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{XZ} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction XZ. Dans la face interne le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la

zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

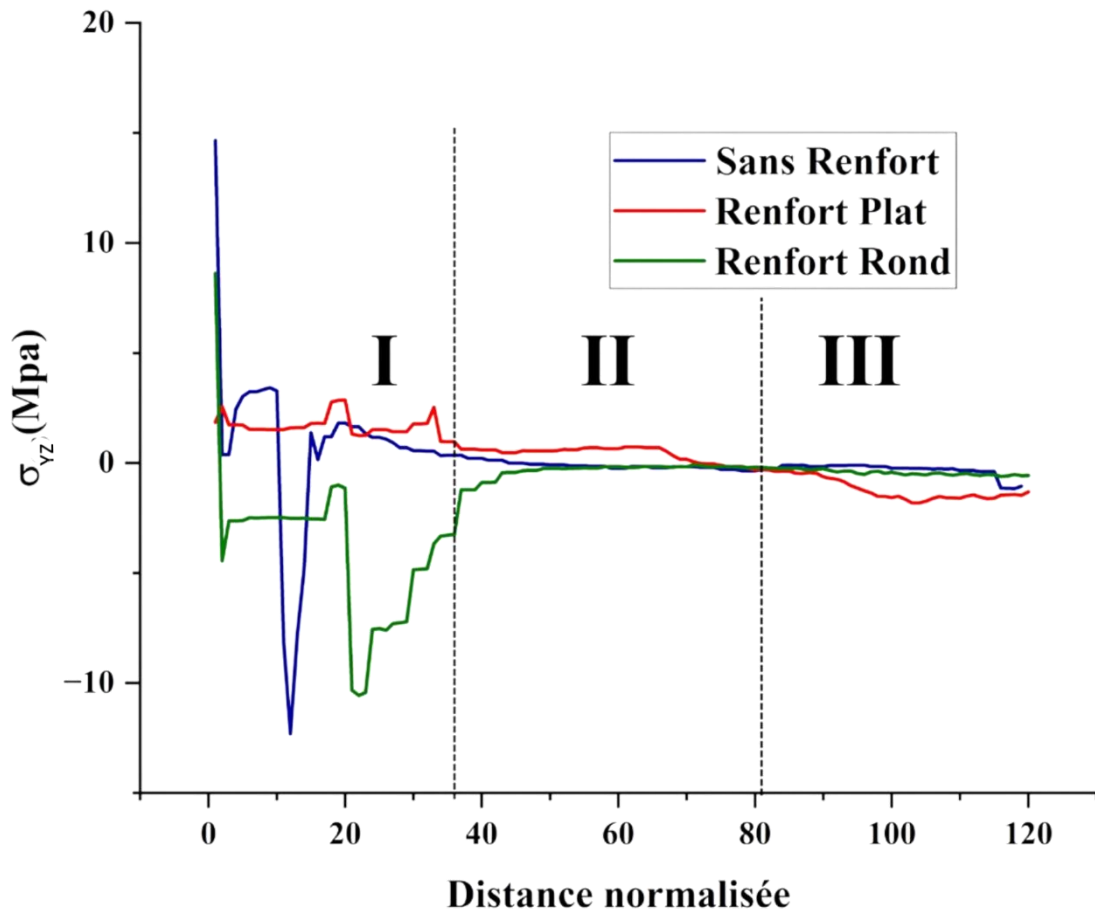


Figure IV-29 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{XZ} dans la partie intérieure du Spacer.

De manière similaire à σ_{XY} , la contrainte de cisaillement σ_{XZ} est faible dans l'ensemble de la tige fémorale. Elle reste constante et peu marquée, même en zone proximale, sans évolution significative selon le type de renfort. Elle ne contribue pas de manière notable à l'endommagement mécanique du dispositif. Son rôle est donc secondaire dans l'analyse globale des contraintes internes.

La figure IV.30, présente la distribution des contraintes de cisaillement σ_{XY} pour les trois différents spacers à l'interface Implant/Os dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiane et distale) suivant la direction XY. Dans la face interne le spacer est soumis à une contrainte tout le long de la zone proximale ; cette contrainte subit plusieurs variations brutales de son intensité, avec un pic observé dans le col fémoral.

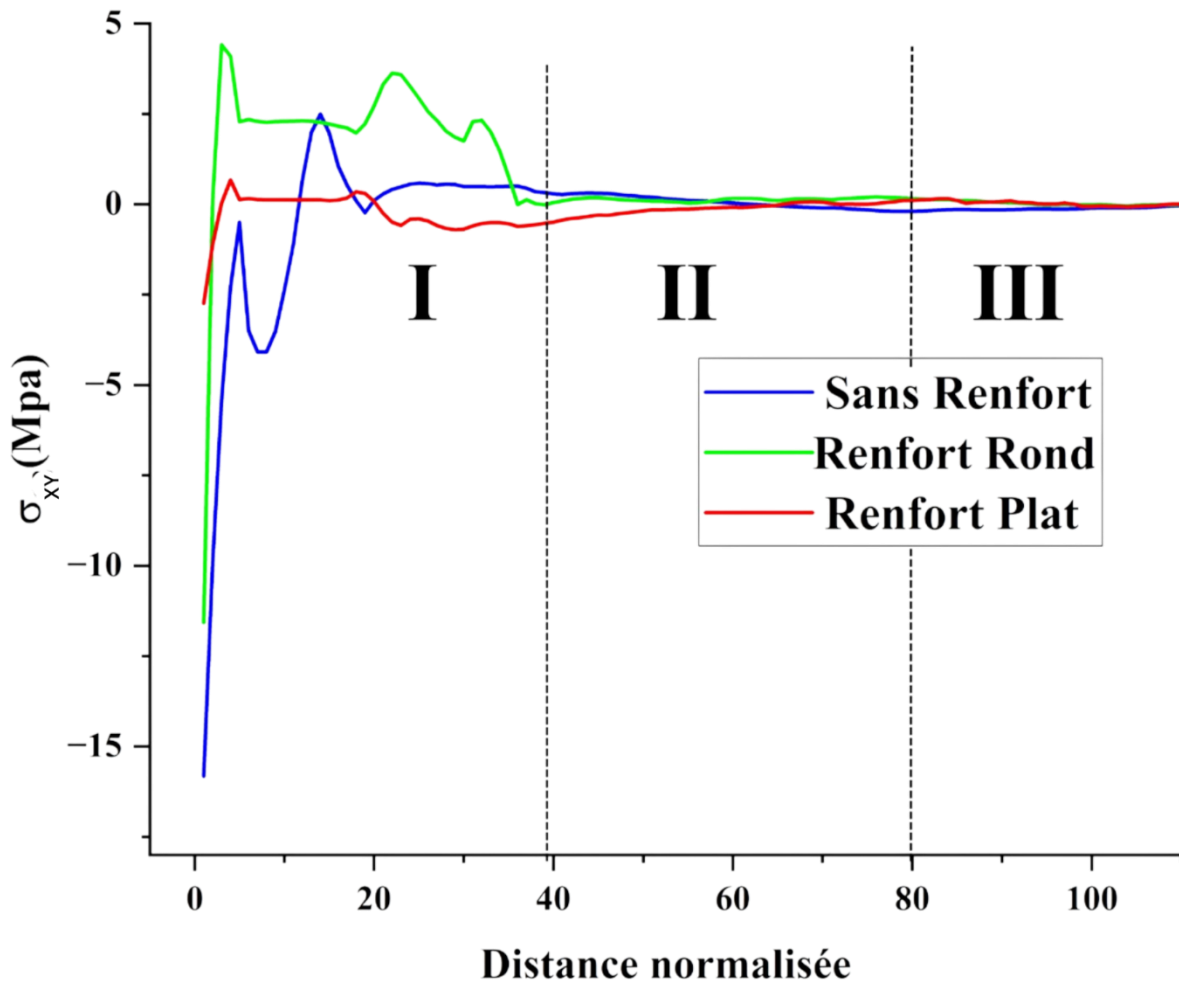


Figure IV-30 : variation de Contrainte de Cisaillement σ_{XY} dans la partie intérieure du Spacer.

La contrainte de cisaillement σ_{12} reste très faible dans toutes les zones, quel que soit le scénario étudié. Elle n'est pas significativement influencée par la présence d'un renfort. Aucune concentration critique n'a été observée ni en surface extérieure ni intérieure. Cette contrainte ne constitue donc pas une menace potentielle pour l'intégrité mécanique de la prothèse dans cette configuration.

IV.5. Conclusion :

L'analyse mécanique menée sur les trois configurations de prothèse de hanche de type spacer – sans renfort, avec renfort rond, et avec renfort plat – a permis d'évaluer de manière rigoureuse l'effet des renforts sur la distribution des contraintes au sein de la tige fémorale implantée dans l'os. Grâce à la simulation par éléments finis sous Abaqus, les différentes composantes de contraintes normales (σ_{XX} , σ_{YY} , σ_{ZZ}), de cisaillement (σ_{XY} , σ_{XZ} , σ_{YZ}), ainsi que la contrainte équivalente de Von Mises ont été

analysées, tant sur la surface extérieure qu'intérieure de la tige, en distinguant trois zones anatomiques : zone I (proximale), zone II (médiane), et zone III (distale).

Les résultats ont clairement mis en évidence que la zone proximale (zone I) est la plus sollicitée mécaniquement. C'est dans cette région que se concentrent les contraintes les plus importantes, notamment en traction, compression et cisaillement. En absence de renfort, la prothèse subit des pics de contraintes atteignant jusqu'à 115 MPa (Von Mises), ce qui dépasse largement les capacités mécaniques du PMMA utilisé comme matériau de base. Ces valeurs traduisent un risque élevé de fissuration, de rupture ou d'instabilité de l'implant.

L'introduction d'un renfort rond a permis une première amélioration, avec une diminution significative des contraintes dans toutes les directions. Toutefois, des pics résiduels persistent, notamment en cisaillement (τ_{23}) et en traction (σ_{11}), ce qui laisse subsister un risque de concentration localisée des efforts.

La configuration avec renfort plat s'est révélée la plus efficace sur le plan mécanique. Elle a permis une réduction considérable de l'ensemble des contraintes, en particulier :

- Une diminution des contraintes axiales et transversales en zone I,
- Un excellent amortissement du cisaillement interne (σ_{23}),
- Une forte réduction de la contrainte équivalente de Von Mises, la ramenant à des valeurs inférieures à 30 MPa, bien en deçà du seuil critique du matériau.

Dans les zones II (médiane) et III (distale), les contraintes sont beaucoup plus faibles et ne présentent pas de différence marquée entre les trois cas. Cela confirme que le rôle principal du renfort est d'assurer la stabilité mécanique en zone proximale, là où se concentrent les efforts biomécaniques lors de la marche ou du transfert de charge.

En conclusion, cette étude démontre que l'ajout d'un renfort, et plus particulièrement d'un renfort plat, améliore significativement la tenue mécanique de la prothèse temporaire de type spacer. Il permet non seulement de réduire les contraintes critiques mais aussi de favoriser une meilleure répartition des efforts au sein de la structure. Ces résultats peuvent guider les futures conceptions de prothèses temporaires en chirurgie orthopédique, en orientant le choix des renforts vers des formes plus performantes et mieux adaptées aux sollicitations anatomiques réelles

CONCLUSION

GENERALE

À l'issue de ce travail, l'étude menée sur la prothèse de hanche de type Spacer a permis de mettre en évidence l'impact déterminant de la géométrie interne sur le comportement mécanique de la tige fémorale. L'approche adoptée, combinant modélisation CAO avec SolidWorks et simulation par éléments finis via Abaqus, a fourni une analyse approfondie des contraintes internes et des zones critiques en fonction de la présence ou non de renfort.

Les résultats ont montré que la configuration sans renfort est soumise à d'importants pics de contraintes, notamment en traction et en cisaillement dans la zone proximale. Ces sollicitations excessives pourraient provoquer une fissuration prématurée du ciment (PMMA), voire une rupture du Spacer. L'intégration d'un renfort cylindrique améliore partiellement la répartition des charges, en particulier dans l'axe longitudinal, mais reste insuffisante pour limiter toutes les contraintes critiques. En revanche, la configuration avec renfort plat s'est révélée la plus performante : elle réduit significativement l'ensemble des contraintes mécaniques (σ_{11} , σ_{33} , σ_{23} et Von Mises), en assurant une meilleure transmission et dissipation des efforts le long de la tige.

Par ailleurs, la décomposition de la tige en trois zones (proximale, médiane, distale) a permis une lecture précise et localisée des effets mécaniques, soulignant l'importance d'une conception renforcée principalement dans la zone proximale, là où les charges musculaires et de contact sont les plus élevées. Cette méthodologie offre un cadre fiable pour la conception future de spacers personnalisés et adaptables aux spécificités anatomiques et cliniques des patients.

En conclusion, ce mémoire démontre l'intérêt d'une approche numérique rigoureuse pour évaluer, comparer et optimiser la conception d'implants médicaux. Il ouvre également des perspectives vers l'impression 3D de prothèses renforcées, la simulation dynamique des charges réelles pendant la marche, ou encore l'étude de nouveaux matériaux composites, offrant ainsi de nouvelles voies pour l'innovation en orthopédie.

- [1] F. Platzer, *Color Atlas of Human Anatomy*, vol. 1, Thieme, 2008.
- [2] R. D. Sinnatamby, *Last's Anatomy: Regional and Applied*, 12th ed., Elsevier, 2011.
- [3] J. C. E. Harper, *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS*, 3rd ed., Elsevier, 2014.
- [4] D. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 3rd ed., Elsevier, 2017.
- [5] P. R. Brand and A. Hollister, *Clinical Mechanics of the Hand*, 3rd ed., Mosby, 1999.
- [6] Gray's Anatomy, 41st ed., Elsevier, 2015.
- [7] J. A. Gosling et al., *Human Anatomy: Color Atlas and Textbook*, 5th ed., Mosby, 2016.
- [8] J. L. Keeley, "The pubic symphysis: Anatomy and pathology," *Clinics in Sports Medicine*, vol. 19, no. 3, pp. 399–418, 2000.
- [9] W. F. Barta, *Atlas d'anatomie fonctionnelle*, Maloine, 2010.
- [10] D. J. Magee, *Orthopedic Physical Assessment*, 6th ed., Saunders, 2014.
- [11] M. A. Adams, W. C. Hayes, and J. C. Lotz, "Biomechanics of cartilage and implications for osteoarthritis," *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, vol. 20, no. 1, pp. 1–25, Feb. 2006.
- [12] S. M. Shindle, D. D. Ranawat, R. A. Kelly IV, et al., "Biomechanics and Function of the Hip Capsule and Ligaments," *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, vol. 18, no. 4, pp. 244–250, Dec. 2010
- [13] A. Kapandji, *Physiologie articulaire: membre inférieur*, vol. 2, Maloine, 2007.
- [13] A. Kapandji, *Physiologie articulaire: membre inférieur*, vol. 2, Maloine, 2007.
- [14] J. M. Le Minor, *Muscles: anatomie et fonction*, Elsevier, 2013.

- [15] J. Palastanga, D. Field, and R. Soames, *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*, 6th ed. Oxford, UK: Elsevier, 2011.
- [16] F. Platzer, *Color Atlas of Human Anatomy. Vol. 1: Locomotor System*, 6th ed. Stuttgart, Germany: Thieme, 2009.
- [17] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann, “Hip joint contact forces during walking and running, measured in two patients,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 8, pp. 969–990, Aug. 1993.
- [18] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 2nd ed., St. Louis, MO: Mosby Elsevier, 2010.
- [19] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed., Hoboken, NJ: Wiley, 2009.
- [20] P. J. Rasch and R. K. Burke, *Kinesiology and Applied Anatomy*, 6th ed., Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1978.
- [21] S. L. Delp et al., “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 8, pp. 757–767, Aug. 1990.
- [22] G. N. Duda et al., “Influence of muscle forces on femoral strain distribution,” *J. Biomech.*, vol. 31, no. 9, pp. 841–846, 1998.
- [23] A. Cappozzo et al., “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination,” *Clin. Biomech.*, vol. 11, no. 2, pp. 87–95, 1996.
- [24] M. O. Heller et al., “Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1155–1163, 2005.
- [25] F. E. Zajac, “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, 1989.
- [26] **Pangaud, C.**, 2020. *Prothèse totale de hanche vs prothèse intermédiaire pour la prise en charge des fractures du col du fémur : étude d'une base de données nationale incluant 97 904 patients*. Thèse de Doctorat en Médecine, Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales de Marseille. p.8.

[27] **Pangaud, C.**, 2020. *Prothèse totale de hanche vs prothèse intermédiaire pour la prise en charge des fractures du col du fémur : étude d'une base de données nationale incluant 97 904 patients*. Thèse de Doctorat en Médecine, Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales de Marseille. p.9.

[28] **Pangaud, C.**, 2020. *Prothèse totale de hanche vs prothèse intermédiaire pour la prise en charge des fractures du col du fémur : étude d'une base de données nationale incluant 97 904 patients*. Thèse de Doctorat en Médecine, Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales de Marseille. p.10.

[29] **Pangaud, C.**, 2020. *Prothèse totale de hanche vs prothèse intermédiaire pour la prise en charge des fractures du col du fémur : étude d'une base de données nationale incluant 97 904 patients*. Thèse de Doctorat en Médecine, Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales de Marseille. p.11.

[30] **Sergent, A.** (2010). *Devenir des sujets de plus de 75 ans traités par prothèse intermédiaire de hanche cimentée pour fracture du col fémoral Garden 3 et 4 : à propos de 196 cas*. Thèse de doctorat, Université de Franche-Comté.

[31] **Van Cauter, M.** (2015). *Prothèse totale de hanche : choix de l'implant*. Dans X. Banse, O. Barbier, O. Cornu et P.-L. Docquier (dir.), *Orthopédie pratique : Le bon diagnostic pour le bon traitement* (pp. 1–9). Bruxelles : Université catholique de Louvain – École d'orthopédie.

[32] **Chagou, A., Benbouha, A., Rhanim, A., Lahlou, A., Berrada, M.S. & El Yaacoubi, M.**, 2016. *Prothèse totale de hanche dans les séquelles de coxalgie: à propos de 10 cas*. Pan African Medical Journal, 24, p.3.

[33] **Muller, Q., Mbuku, R. B., Poilvache, H., Van Cauter, M., Yombi, J.-C., & Cornu, O.** (2021). Infections de prothèses articulaires : principes généraux à l'attention du médecin de première ligne. *Louvain Médical*. P.7.

[34] P. Zimmerli, A. Trampuz, and P. E. Ochsner, "Prosthetic-joint infections," *New England Journal of Medicine*, vol. 351, no. 16, pp. 1645–1654, 2004.

[35] **SPIILF** (2009). *Recommandations de pratique clinique : Infections ostéo-articulaires sur matériel (prothèse, implant, ostéosynthèse) – Texte court*. Société de Pathologie Infectieuse de Langue Française. Version V6 du 13 mai 2009, p. 9.

- [36] **SPILF**, 2009. Recommandations de pratique clinique : Infections ostéo-articulaires sur matériel (prothèse, implant, ostéosynthèse) – Texte court. *Société de Pathologie Infectieuse de Langue Française*, version V6 définitive du 13 mai 2009, pp. 10–11.
- [37] **Mangram AJ, Horan TC, Pearson ML, Silver LC, Jarvis WR**. *Guideline for prevention of surgical site infection*, 1999. Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. *Infect Control Hosp Epidemiol*. 1999 ;20(4) :252–254.
- [38] **Muller, Q., Delaere, O. and Yombi, J.C.**, 2013. *Infections de prothèses articulaires : principes généraux à l'attention du médecin de première ligne*. *Louvain Médical*, 132(5), pp.259–264.
- [39] **Desplaces, N.**, 2014. *Diagnostic microbiologique des infections ostéo-articulaires : les pièges à éviter*. *Feuillets de Biologie*, Vol. LV, N° 321, pp. 5–10.
- [40] **Muller, Q., Buzisa Mbuku, R., Poilvache, H., Van Cauter, M., Yombi, J.C. & Cornu, O.**, 2021. *Infections de prothèses articulaires : principes généraux à l'attention du médecin de première ligne*. *Louvain Médical*, 140(5), p.393.
- [41] **Société Française d'Anesthésie et de Réanimation (SFAR)**, 2018. *Antibioprophylaxie en chirurgie et médecine interventionnelle (patients adultes) – Mise à jour 2018*. Paris : SFAR, p.13.
- [42] **Georget, C., et al.**, 2009. *Les prothèses articulaires totales : infections et reprises*. *Revue du Rhumatisme*.
- [43] **Wauters, M., et al.**, 2007. *Les ciments chargés d'antibiotiques dans la chirurgie orthopédique*. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*.
- [44] **Pachalopoulos, D., et al.**, 2013. *Articulating spacers in two-stage revision for infected total hip arthroplasty*. *Journal of Orthopaedic Surgery*.
- [45] **Haddad, F.S., et al.**, 2000. *Two-stage revision: predictors of outcome in patients with infected hip arthroplasties*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*,
- [46] **Leblanc, J., et al.**, 2011. *Les ciments antibiotiques : indications, limites et perspectives*. *Cahiers d'Orthopédie*, p.11.
- [47] **SILVA, M. et al.**, « Results of articulating spacer in infected total hip arthroplasty », *BioMed Central Musculoskeletal Disorders*, 2002.

- [48] **Hofmann, A.A., et al.**, 2005. *Ten-year experience using an articulating antibiotic spacer. The Journal of Arthroplasty.*
- [49] **Fehring, T.K., et al.**, 1999. *The role of cement spacers in the treatment of infected joint arthroplasty. Orthopedics..*
- [50] **Palacio, M.L., et al.**, 2010. *PMMA in orthopedic surgery. Techniques in Orthopaedics.*
- [51] **Carrega, M.**, 2009. *Aide mémoire. Matières plastiques.* 2nd ed. Paris: Dunod, p.247.
- [52] **Trotignon, J.P., Verdu, J., Dobraczynski, A. and Piperaud, M.**, 2006. *Matières plastiques. Structures propriétés, mise en œuvre, normalisation.* 2nd ed. Paris: Nathan, p.231.
- [53] **Comportement au feu des matières plastiques.** 1988. *Face au risque*, 241(Mars), pp. 33-34.
- [54] **NETZSCH Polymers**, 2025. *PMMA: Polymethylmethacrylate..*
- [55] **Tangram Technology**, s.d. *Plastics Data File – PMMA (Acrylic).*
- [56] **Mat Jali, N. & Longère, P.**, 2020. Fracture behavior of RT-PMMA under impact loading. *International Journal of Integrated Engineering*, 12(5), pp.13-20.
- [57] **Forrest, M.J., Jolly, A.M., Holding, S.R. & Richard, S.J.**, 1995. Emissions from processing thermoplastics. *Annals of Occupational Hygiene*, 39(1), pp.35-53.
- [58] **Czech, P. & Petch, R.**, 2010. Thermal degradation of poly(alkyl methacrylates). *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 101(1), pp.309-313.
- [59] Dassault Systèmes, *Abaqus Overview*, SIMULIA Corp., 2024.
- [60] T. J. R. Hughes, *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*, Dover Publications, 2000.
- [61] K. J. Bathe, *Finite Element Procedures*, Prentice-Hall, 1996.
- [62] Dassault Systèmes, *Abaqus/CAE User's Manual*, Version 2024, Providence, RI, USA, 2024.
- [63] Dassault Systèmes, *Abaqus/Standard User's Manual*, Version 2024, Providence, RI, USA, 2024.
- [64] Dassault Systèmes, *Abaqus/Explicit User's Manual*, Version 2024, Providence, RI, USA, 2024.

- [65] Dassault Systèmes, *Abaqus/CAE User's Manual*, Version 2024.
- [66] K. J. Bathe, *Finite Element Procedures*, Prentice-Hall, 1996.
- [67] T. J. R. Hughes, *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*, Dover Publications, 2000.
- [68] ABAQUS Scripting User's Guide, Dassault Systèmes, 2024.
- [69] S. K. Nyman et al., "Material Properties of PMMA Bone Cement," *Biomaterials*, vol. 26, no.17,pp.2105–2113,2005.
- [70] R. Z. Wang and M. N. Shah, "Elastic properties of cortical and trabecular bone," *J. Biomech.*,vol.31,no.3,pp.287–294,1998.
- [71] L. R. Katz and T. E. Orr, "Finite Element Modeling of the Human Femur Including Trabecular and Cortical Bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 24, no. 8, pp. 603–612, 2002.