

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
جامعة غرداية
N° d'enregistrement
/ / / / /
Université de Ghardaïa



كلية العلوم والتكنولوجيا
Faculté des Sciences et de la Technologie
قسم الآلية و الكهرو ميكانيك
Département d'automatique et d'électromécanique

Mémoire Pour l'obtention du diplôme de Master

Domaine : Sciences et Technologie
Filière : Automatique et Électromécanique
Spécialité : Maintenance Industrielle.

Thème

**ÉTUDE NUMÉRIQUE DE LA FIABILITÉ ET DU COMPORTEMENT À
L'ENDOMMAGEMENT DES IMPLANTS MÉDICAUX (HANCHE ET
DENTAIRES) SOUMIS À DES SOLlicitATIONS PHYSIOLOGIQUES À
L'AIDE DU LOGICIEL ANSYS**

Par :

BOUKRAA Abderrahime

SEBROU Azeddine

Soutenu publiquement le : 14/06/2026

Devant le jury :

BOUSNANE Toufik	MCB	Univ. Ghardaïa	Président
BLAGIT Abdelhakem	MCB	Univ. Ghardaïa	Examineur
KHIARENAS Massoud	MCB	Univ. Ghardaïa	Examineur
Dr. BOUGOFFA Mohammed Seyf Eddine	MCB	Univ. Ghardaïa	Encadreur

Année universitaire 2025/2026

Dédicaces

Nous dédions ce mémoire à nos familles chères, qui ont été pour nous un pilier essentiel tout au long de notre parcours, en nous offrant soutien, amour et encouragement.

À la mémoire de notre père, disparu trop tôt, mais dont l’empreinte reste profondément gravée dans nos cœurs. Ses valeurs, sa force et ses enseignements continuent de nous accompagner et de donner sens à nos efforts.

À nos amis sincères, pour leur présence fidèle, leur compréhension et leur soutien moral, qui ont rendu ce chemin plus léger dans les moments de difficulté.

Remerciements

Nous rendons grâce à Allah Tout-Puissant pour nous avoir accordé la santé, la volonté et la persévérance indispensables pour mener à terme ce travail.

Nous exprimons notre profonde reconnaissance à notre encadreur, Monsieur **BOUGOFFA Mohammed Seyf Eddine**, pour la qualité de son encadrement, la pertinence de ses orientations et la disponibilité dont il a fait preuve tout au long de ce travail. Ses conseils éclairés, son exigence scientifique et son accompagnement constant ont été déterminants dans l'aboutissement de ce mémoire.

Nous adressons également nos remerciements à toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail, par leur soutien, leur aide et leurs encouragements.

Résumé

Cette étude s'inscrit dans le domaine de la biomécanique numérique appliquée aux implants médicaux, en particulier les prothèses de hanche et les implants dentaires. L'objectif principal est d'analyser le comportement mécanique, la distribution des contraintes ainsi que la résistance à la fatigue de différentes configurations géométriques et de matériaux biomédicaux, en utilisant la méthode des éléments finis via le logiciel ANSYS.

Plusieurs conceptions d'implants de hanche ont été étudiées, incluant des modèles monolithiques en alliage Ti-6Al-4V et en alliage cobalt-chrome (CoCr), ainsi qu'un modèle hybride perforé combinant ces deux matériaux. Les simulations numériques, réalisées sous une charge physiologique de 3000 N, montrent que les contraintes maximales de Von Mises se concentrent principalement au niveau du col fémoral et autour des perforations dans le cas du modèle perforé. Les résultats indiquent que l'alliage Ti-6Al-4V présente une distribution plus homogène des contraintes, grâce à son module d'élasticité relativement faible, ce qui améliore la compatibilité mécanique avec l'os cortical et réduit le phénomène de stress shielding. En revanche, l'alliage cobalt-chrome, plus rigide, engendre des niveaux de contraintes plus élevés malgré ses excellentes propriétés mécaniques.

L'analyse des déplacements et des déformations montre que les modèles étudiés conservent un comportement globalement élastique sous les charges appliquées, sans apparition de déformations permanentes. L'étude de la fatigue, basée sur les courbes S-N, révèle également que le Ti-6Al-4V présente une meilleure durée de vie en fatigue, en raison de sa ductilité et de sa capacité à limiter l'initiation et la propagation des fissures sous chargements cycliques.

Concernant les implants dentaires, l'étude compare des implants en Ti-6Al-4V et en zircone (ZrO_2), avec et sans rainures. Les simulations montrent que les contraintes maximales se concentrent principalement au niveau du col de l'implant et des zones de striation. Le Ti-6Al-4V assure une meilleure répartition des contraintes et une plus grande résistance aux forces masticatoires grâce à sa ductilité. Bien que la zircone offre des avantages esthétiques et une excellente biocompatibilité, elle présente une plus grande sensibilité aux concentrations de contraintes, ce qui augmente le risque de microfissuration sous chargements répétés.

En conclusion, le choix du matériau et l'optimisation géométrique jouent un rôle déterminant dans l'amélioration des performances biomécaniques et de la durabilité des

implants. Les configurations optimisées permettent de réduire les zones critiques de contraintes tout en assurant une meilleure stabilité mécanique et une résistance accrue à la fatigue.

Cette recherche confirme ainsi la pertinence de l'alliage Ti-6Al-4V pour les applications biomédicales exigeantes, grâce à son équilibre entre biocompatibilité, ductilité, résistance mécanique et tenue en fatigue. Les résultats obtenus constituent une base utile pour le développement et l'optimisation future des implants médicaux.

Mots-clés :

Implant de hanche ; Implant dentaire ; Biomécanique ; Méthode des éléments finis ; Fatigue ; Ti-6Al-4V ; Cobalt-chrome (CoCr) ; Zircone (ZrO₂).

ملخص

تندرج هذه الدراسة ضمن مجال الميكانيك الحيوي الرقمي المطبق على الغرسات الطبية، وخاصة مفاصل الورك والغرسات السنية. يهدف العمل أساساً إلى تحليل السلوك الميكانيكي، وتوزيع الإجهادات، ومقاومة الكلال لعدة تصاميم هندسية ومواد حيوية، باستخدام طريقة العناصر المحددة عبر برنامج ANSYS.

تمت دراسة عدة نماذج لغرسات الورك، شملت نماذج أحادية من سبيكة Ti-6Al-4V وسبيكة الكوبالت-كروم (CoCr)، إضافة إلى نموذج هجين مثقّب يجمع بين المادتين. أظهرت المحاكاة العددية تحت حمل فيزيولوجي مقداره 3000 نيوتن أن أقصى إجهادات فون ميزس تتركز أساساً في عنق عظم الفخذ وحول الفتحات في النموذج المثقّب. كما بيّنت النتائج أن سبيكة Ti-6Al-4V توفر توزيعاً أكثر تجانساً للإجهادات بفضل معامل مرونتها المنخفض نسبياً، مما يحسن التوافق الميكانيكي مع العظم القشري ويقلل من ظاهرة "حجب الإجهاد". في المقابل، تُظهر سبيكة الكوبالت-كروم صلابة أعلى تؤدي إلى مستويات إجهاد أكبر رغم خصائصها الميكانيكية الجيدة.

أظهر تحليل الإزاحات والانفعالات أن النماذج المدروسة تحافظ على سلوك مرّن دون حدوث تشوهات دائمة. كما أوضحت دراسة الكلال المعتمدة على منحنيات S-N أن سبيكة Ti-6Al-4V تمتلك عمراً أطول في الكلال بفضل مطاوعتها وقدرتها على الحد من نشوء وانتشار الشقوق تحت الأحمال المتكررة.

وبخصوص الغرسات السنية، تمت مقارنة غرسات مصنوعة من Ti-6Al-4V وأخرى من الزركونيا (ZrO_2) مع وجود أو غياب الأخاديد. أظهرت النتائج أن الإجهادات القصوى تتركز عند عنق الغرسة ومناطق التموّيج. كما يوفر Ti-6Al-4V توزيعاً أفضل للإجهادات ومقاومة أعلى لقوى المضغ بفضل ليونته، بينما تتميز الزركونيا بجمالية عالية وتوافق حيوي جيد، لكنها أكثر عرضة لتركيز الإجهادات وبالتالي لاحتمال حدوث تشققات دقيقة عند التحميل المتكرر.

في الختام، يُعد اختيار المادة وتحسين الشكل الهندسي عاملين أساسيين في تحسين الأداء الميكانيكي وطول عمر الغرسات الطبية. وتساهم التصميمات المحسّنة في تقليل مناطق الإجهاد الحرجة مع تعزيز الاستقرار الميكانيكي ومقاومة الكلال.

تؤكد هذه الدراسة أهمية استخدام Ti-6Al-4V في التطبيقات الطبية الحيوية نظراً لتوازنه بين التوافق الحيوي، الليونة، المقاومة الميكانيكية ومقاومة الكلال.

الكلمات المفتاحية:

غرسات الورك؛ الغرسة السنية؛ الميكانيك الحيوي؛ طريقة العناصر المحددة؛ التعب الميكانيكي؛ Ti-6Al-4V؛ Co-Cr؛ الزركونيا.

Abstract

This study is situated in the field of computational biomechanics applied to medical implants, particularly hip prostheses and dental implants. The main objective is to analyze the mechanical behavior, stress distribution, and fatigue resistance of various geometric configurations and biomaterials using the finite element method through ANSYS software.

Several hip implant configurations were investigated, including monolithic models made of Ti-6Al-4V alloy and cobalt-chromium (CoCr) alloy, as well as a perforated hybrid model combining both materials. Numerical simulations under a physiological load of 3000 N show that the maximum von Mises stresses are mainly concentrated at the femoral neck and around the perforations in the perforated design. The results indicate that Ti-6Al-4V provides a more uniform stress distribution due to its relatively low elastic modulus, which improves mechanical compatibility with cortical bone and reduces the stress shielding effect. In contrast, the stiffer CoCr alloy generates higher stress levels despite its superior mechanical strength.

Displacement and strain analyses show that the investigated models maintain an elastic behavior under applied loads, with no permanent deformation. Fatigue analysis based on S–N curves further demonstrates that Ti-6Al-4V exhibits a longer fatigue life due to its ductility and its ability to delay crack initiation and propagation under cyclic loading.

Regarding dental implants, a comparison was made between Ti-6Al-4V and zirconia (ZrO_2) implants, with and without grooves. The results show that maximum stresses are mainly located at the implant neck and threaded regions. Ti-6Al-4V provides better stress distribution and higher resistance to masticatory forces due to its ductility, whereas zirconia offers superior aesthetics and good biocompatibility but is more prone to stress concentration, increasing the risk of microcracks under repeated loading.

In conclusion, material selection and geometric optimization are crucial for improving the mechanical performance and longevity of medical implants. Optimized designs help reduce critical stress regions while enhancing mechanical stability and fatigue resistance.

This study confirms the relevance of Ti-6Al-4V for demanding biomedical applications due to its balanced combination of biocompatibility, ductility, mechanical strength, and fatigue resistance.

Keywords:

Hip implant; Dental implant; Biomechanics; Finite element analysis; Fatigue; Ti-6Al-4V; Co-Cr; Zirconia

Nomenclature

Symbole	Désignation	Unité
σ	Contrainte (stress)	MPa
σ_{VM}	Contrainte de Von Mises	MPa
σ_{max}	Contrainte maximale	MPa
$\sigma_{admissible}$	Contrainte admissible	MPa
$\sigma_{appliquée}$	Contrainte appliquée	MPa
ϵ	Déformation (strain)	—
E	Module d'élasticité (module de Young)	GPa
ν	Coefficient de Poisson	—
F	Force / Charge appliquée	N
u	Déplacement total	mm
N	Nombre de cycles avant rupture	cycles
S	Amplitude de contrainte (courbes S-N)	MPa
D	Variable d'endommagement (Lemaitre-Chaboche)	—
SF	Facteur de sécurité (Safety Factor)	—
G	Gravité (AMDEC)	—
IPR	Indice de Priorité de Risque	—
B_{10}	Nombre de cycles pour 10 % de défaillance	cycles
TiO_2	Couche d'oxyde de titane (osséointégration)	—
$Y-TZP$	Zircone stabilisée à l'yttrium	—

Liste des Abréviations

Abréviation	Signification
ANSYS	Analysis System (logiciel de simulation par éléments finis)
MEF	Méthode des Éléments Finis
FEA	Finite Element Analysis
Ti-6Al-4V	Alliage de titane (Titane – Aluminium 6 % – Vanadium 4 %)
CoCr / Co-Cr	Alliage Cobalt-Chrome
Co-Cr-Mo	Alliage Cobalt-Chrome-Molybdène
ZrO₂	Oxyde de zirconium (Zircone)
THA	Total Hip Arthroplasty (Arthroplastie totale de la hanche)
THR	Total Hip Replacement (Remplacement total de la hanche)
3D	Tridimensionnel
S-N	Courbes Contrainte-Nombre de cycles (Wöhler)
AMDEC	Analyse des Modes de Défaillance, de leurs Effets et de leur Criticité
ISO	International Organization for Standardization
ASTM	American Society for Testing and Materials
FDA	Food and Drug Administration
CE	Conformité Européenne
GPa	Gigapascal
MPa	Mégapascal
N	Newton

Liste des tableaux

Tableau 1: Types d’implants médicaux étudiés, matériaux utilisés, chargements physiologiques et problématiques associées.	5
Tableau 2: Divers facteurs importants pour la sélection des matériaux destinés aux applications biomédicales [20].	8
Tableau 3: Modules utilisés sous ANSYS Workbench et leurs fonctionnalités dans l’étude numérique des implants médicaux.	20
Tableau 4: Conditions aux limites et chargements physiologiques appliqués aux implants étudiés.....	28
Tableau 5: Comparaison des contraintes maximales, du facteur de sécurité et des zones critiques pour les différentes configurations de prothèse selon le matériau et la présence de trous.....	46
Tableau 6: Comparaison des contraintes maximales, du facteur de sécurité et des zones critiques pour les différentes configurations d’implant selon le matériau et la présence de rainures.....	57
Tableau 7: Comparaison des performances biomécaniques et biologiques des matériaux Ti-6Al-4V, Co-Cr et ZrO ₂ utilisés dans les implants orthopédiques et dentaires.	59
Tableau 8: Composition chimique du Ti-6Al-4V [13].	81
Tableau 9: Composition chimique du Co-Cr-Mo [22].	81
Tableau 10: Propriétés mécaniques des alliages utilisés dans le remplacement articulaire total [20].	82
Tableau 11: Propriétés mécaniques des céramiques utilisées dans le remplacement total de la hanche [24].	82
Tableau 12: Composition chimique typique du zirconium [34].	82
Tableau 13: Données complètes de la courbe S-N du Ti-6Al-4V utilisées dans ANSYS.....	83
Tableau 14: Données complètes de la courbe S-N de la zircone utilisées dans ANSYS.	83
Tableau 15: Données complètes de la courbe S-N de l’alliage Co-Cr utilisées dans ANSYS.	83
Tableau 16: Étude complète de convergence du maillage basée sur la contrainte maximale de von Mises et le déplacement total.	84
Tableau 17: Étude de convergence du maillage basée sur la contrainte maximale de von Mises.	84

Liste des figures

Figure 1: Description des différentes parties d'une articulation de la hanche (à gauche) et de l'intégration aux os humains (à droite) [19].	8
Figure 2: Biomatériaux utilisés dans le remplacement de l'articulation de la hanche.	9
Figure 3: Mouvements de la hanche [25].	11
Figure 4: Dent naturelle vs implant dentaire [29].	12
Figure 5: Structure du système d'implant dentaire [29].	13
Figure 6: Implant radiculaire [35].	14
Figure 7: Implant lamellaire [35].	14
Figure 8: Interface du logiciel Ansys version 2026 R1.	21
Figure 9: Un modèle tridimensionnel (3D) de l'implant de hanche sans trous (module 1).	23
Figure 10: Un modèle tridimensionnel (3D) de l'implant de hanche avec trous (module 2).	23
Figure 11: Évaluation de la qualité du maillage (Mesh Quality Check) sous ANSYS Workbench 2026.	26
Figure 12: Modèle maillé de la prothèse de hanche module 1.	26
Figure 13: Modèle maillé de la prothèse de hanche module 2.	27
Figure 14: Illustration des charges et des supports.	29
Figure 15: Modèle tridimensionnel (3D) de l'implant dentaire sans rainures (module 1).	33
Figure 16: Modèle tridimensionnel (3D) de l'implant dentaire avec rainures (module 2).	34
Figure 17: Modèle maillé de la prothèse de dentaires module 1.	35
Figure 18: Modèle maillé de la prothèse de dentaires module 2.	35
Figure 19: Cartographie des contraintes de von Mises obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti.	42
Figure 20: Cartographie du déplacement total obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique plein en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique plein en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti (tête en Co-Cr et corps en Ti-6Al-4V).	44
Figure 21: Répartition du facteur de sécurité en fatigue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V (valeur minimale = 2,2429), (b) modèle monolithique en Co-Cr (valeur minimale = 2.4965) et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti (valeur minimale = 1,9589).	46

Figure 22: Cartographie des déformations équivalentes obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) déformation élastique du modèle en Ti-6Al-4V, (b) déformation élastique du modèle en Co-Cr et (c) absence de déformation plastique dans le modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti.....	48
Figure 23: Cartographie de la durée de vie en fatigue obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti présentant une concentration localisée des contraintes.	50
Figure 24: Cartographie des contraintes de von Mises obtenue sous une charge de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.	53
Figure 25: Cartographie des déplacements total obtenue sous une charge de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.	55
Figure 26: Cartographie du facteur de sécurité en fatigue obtenu sous une charge cyclique de 300 N pour les différents modèles : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures. ...	57
Figure 27: Cartographie de la durée de vie en fatigue obtenue sous une charge cyclique de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.	59

Table des matières

Dédicaces	II
Remerciements	III
Résumé	IV
ملخص	VI
Abstract	VII
Nomenclature.....	IX
Liste des Abréviations.....	X
Liste des tableaux	XI
Liste des figures	XII
Table des matières	XIV
I.1. Introduction.....	5
I.2. Les Implants Médicaux : Définition, Classification et Contexte	5
I.3. Biomécanique des Implants de Hanche et Dentaires	6
1.3.1 Implants de hanche	6
1.3.1.1. Matériaux des implants de hanche.....	7
1.3.1.2. Défis liés à la fatigue et aux charges axiales.....	10
1.3.2. Implants dentaires	11
1.3.2.1. Matériaux typiques des implants dentaires	12
1.3.2.2. Les types d'implant dentaires	13
1.3.2.3. Contraintes spécifiques liées à la mastication.....	14
1.4 Endommagement, Fatigue et Fiabilité : Éléments Essentiels	14
1.4.1 Mécanique de l'endommagement	14
1.4.2 Fatigue mécanique et courbes S-N.....	15
1.4.3 Fiabilité des implants médicaux	16
I.5 Conclusion	17
II.1. Introduction	19
II.2. Méthode des Éléments Finis et Modélisation sous ANSYS	19
II.2.1 Principes de la Méthode des Éléments Finis (MEF).....	19
II.2.2 Présentation du Logiciel ANSYS Workbench	20
II.2.3 Protocole de Modélisation pour l'implant de hanche	20
II.2.3.2 Propriétés des matériaux	24
II.2.3.3 Génération du maillage.....	24
II.2.3.4 Conditions aux limites et chargements.....	26
II.2.3.5 Analyse des contraintes et des déformations	29

II.2.3.6 Analyse en Fatigue et Fiabilité sous ANSYS	30
II.2.4 Protocole de Modélisation pour l'implant dentaire	32
II.2.4.1 Définition des géométries.....	32
II.2.4.2 Propriétés des matériaux	33
II.2.4.3 Génération du maillage.....	33
Maillage module 1	33
Maillage module 2	34
II.2.5 Validation des Modèles Numériques	34
II.2.6 Conclusion.....	36
III.1 Introduction	38
III.1.1 Étude de l'implant de hanche (Prothèse fémorale).....	38
III.1.2 Étude de l'implant dentaire	38
III.2 Analyse Numérique des Implants de Hanche.....	39
III.2.1 Distribution des contraintes selon le critère de Von Mises	40
A) Localisation des contraintes maximales	40
B) Influence de la géométrie (présence de trous) sur le champ de contraintes.....	41
C) Influence du matériau.....	42
III.2.2 Déplacements totaux.....	42
III.2.3 Facteur de sécurité et identification des zones critiques	44
III.2.3.A : Facteur de sécurité par configuration.....	44
III.2.3.B : Identification des zones critiques.....	46
III.2.4 Analyse en fatigue — Durée de vie et comparaison S-N	48
III.2.4.A : Durée de vie en fatigue et exploitation des courbes S-N.....	48
III.2.4.B : Influence de la géométrie sur la durée de vie et cartographie des zones à risque.	50
III.3 Analyse Numérique des Implants Dentaires	50
III.3.1 Distribution des contraintes et déplacements.....	51
III.3.1.A : Distribution des contraintes.....	51
III.3.1.B : Comportement contrasté Ti-6Al-4V vs ZrO ₂	53
III.3.2 Facteur de sécurité et identification de zones critiques	55
III.3.2. A : Facteur de sécurité par configuration.....	55
III.3.2.B : Identification des zones critiques spécifiques à la dentisterie implantaire	57
III.3.3 Analyse en fatigue : durée de vie, concentrations de contraintes et effet des rainures	57
III.3.3. A : Durée de vie sous chargements cycliques masticatoires.....	57
III.3.3. B : Effet des rainures sur les concentrations de contraintes et propagation de fissures	59

III.4 Discussion Comparative Globale.....	59
III.4.1 Effet du matériau sur la fiabilité — Analyse multi-critères.....	59
III.4.2 Optimisation géométrique : réduction des contraintes et amélioration de la durabilité	60
III.4.2.A: Effet de l'optimisation géométrique (trous et rainures) sur les concentrations de contraintes.....	60
III.4.2. B: Amélioration de la durabilité et implications pour la conception	60
III.5 Fiabilité, Maintenance et Recommandations	62
III.5.1 Décomposé en deux sous-sections distinctes.....	62
III.5.1. A : Indicateurs de fiabilité — Classement des configurations.....	62
III.5.1. B : Cartographie des zones prioritaires pour la surveillance en service.....	62
III.5.2 Stratégies de maintenance préventive basées sur les durées de vie calculées.....	62
A) Prothèses de hanche — Protocole de surveillance basé sur les résultats numériques	63
B) Implants dentaires — Protocole de surveillance basé sur les résultats numériques	64
III.5.3 Limites de l'étude et perspectives d'amélioration	65
III.5.3. A : Limites de l'étude.....	65
III.5.3. B : Perspectives et recommandations.....	65
III.6 Conclusion	66
Conclusion Générale	67
Résumé Graphique.....	71
References	73
Annexes	81
Annexe A – Propriétés mécaniques détaillées des matériaux.....	81
Annexe B – Données complètes S-N du Co-Cr	83

Introduction Générale

Les implants médicaux représentent l'une des avancées les plus significatives de la médecine moderne [1, 2]. Leur utilisation croissante dans les domaines orthopédique et dentaire soulève cependant des questions fondamentales quant à leur fiabilité mécanique et leur comportement à long terme sous chargements physiologiques répétés [3, 4]. Les implants de hanche, soumis à des forces allant jusqu'à 3 à 5 fois le poids corporel lors de la marche, et les implants dentaires, subissant des charges de mastication cycliques de 200 à 800 N, sont particulièrement vulnérables aux phénomènes de fatigue et d'endommagement mécanique [5, 6]. La défaillance prématurée de ces dispositifs entraîne non seulement des conséquences médicales graves pour les patients, mais également des coûts socio-économiques considérables [2, 7].

La sélection du matériau et la définition de la géométrie constituent deux leviers déterminants pour garantir à la fois la résistance mécanique, la durabilité en fatigue et la compatibilité biomécanique avec le tissu osseux environnant. D'un côté, le phénomène de stress shielding, induit par une rigidité excessive de l'implant par rapport à celle de l'os cortical, représente une cause majeure de résorption osseuse péri-implantaire et de descellement à long terme. De l'autre, toute modification géométrique visant à réduire cette rigidité — telle que l'introduction de perforations dans la tige fémorale — est susceptible de générer de nouveaux concentrateurs de contraintes et de compromettre l'intégrité structurelle de l'implant sous chargement physiologique. Ces deux paramètres sont étroitement liés et leurs effets combinés ne peuvent être évalués de manière fiable que par une approche numérique rigoureuse [3, 8].

Face à ce double enjeu, la présente étude se propose de répondre aux questions scientifiques suivantes :

- L'introduction contrôlée de perforations dans une tige fémorale hybride bimatériau (Co-Cr/Ti-6Al-4V) permet-elle de réduire efficacement le phénomène de stress shielding tout en maintenant les contraintes, les déplacements et les facteurs de sécurité dans les limites mécaniques admissibles pour une utilisation clinique sûre ?
- Le choix du matériau — Ti-6Al-4V, alliage cobalt-chrome ou zircone — influence-t-il de manière significative la distribution des contraintes, la résistance en fatigue et la durée de vie des implants de hanche et dentaires sous sollicitations physiologiques représentatives ?
- L'optimisation géométrique par rainurage des implants dentaires améliore-t-elle la répartition des charges occlusales sans introduire de zones critiques d'amorçage de fissures susceptibles de réduire la fiabilité mécanique à long terme ?

Pour répondre à ces questions, cette étude vise à évaluer les performances mécaniques et la durabilité des implants de hanche réalisés en Ti-6Al-4V et en Co-Cr, avec et sans perforations, sous chargements de marche [5, 9], ainsi que le comportement à l'endommagement des implants dentaires fabriqués en Ti-6Al-4V et en ZrO₂, avec et sans rainures, sous efforts de mastication [3, 9]. Une attention particulière est accordée à l'identification des zones critiques de concentration de contraintes susceptibles d'initier des mécanismes de fissuration [10], à la comparaison de la fiabilité des différentes configurations à travers les courbes S-N [1, 4], et à la formulation de recommandations visant une conception orientée maintenance [2, 6].

Pour atteindre ces objectifs, ce travail s'appuie sur la méthode des éléments finis (MEF) implémentée dans le logiciel ANSYS Workbench [8, 10]. Les modèles numériques sont soumis à des conditions de chargement physiologiques représentatives, et les résultats sont analysés en termes de distribution des contraintes de Von Mises, de déplacement total, de facteur de sécurité et de durée de vie en fatigue [4, 5].

Le présent mémoire est structuré en trois chapitres : le premier établit les fondements théoriques relatifs aux implants médicaux, aux biomatériaux et à la mécanique de l'endommagement ; le second présente la méthodologie numérique adoptée et les protocoles de modélisation ; le troisième expose, analyse et discute les résultats obtenus en termes de contraintes, de déplacements, de facteurs de sécurité et de durée de vie en fatigue, avant de formuler des recommandations de maintenance directement issues de la simulation.

CHAPITRE I

Fondements Théoriques

I.1. Introduction

Les implants médicaux occupent aujourd'hui une place essentielle dans le domaine biomédical en raison de leur rôle dans la restauration des fonctions anatomiques et l'amélioration de la qualité de vie des patients [1,11]. Parmi eux, les implants de hanche et dentaires sont les plus utilisés, mais ils sont également soumis à des sollicitations biomécaniques complexes pouvant entraîner des phénomènes d'usure, de fatigue et d'endommagement progressif [1]. La performance et la durabilité de ces dispositifs dépendent fortement du choix des matériaux biomédicaux, de la géométrie de l'implant ainsi que des conditions de chargement physiologique [13].

Dans ce contexte, l'analyse biomécanique et la simulation numérique par la méthode des éléments finis constituent des outils indispensables pour évaluer la distribution des contraintes, le comportement en fatigue et la fiabilité des implants médicaux [14]. Ce chapitre présente les notions générales relatives aux implants médicaux, à leur biomécanique, aux matériaux utilisés ainsi qu'aux théories de l'endommagement, de la fatigue et de la fiabilité, qui constituent les bases théoriques nécessaires à cette étude.

I.2. Les Implants Médicaux : Définition, Classification et Contexte

Les implants médicaux sont des dispositifs conçus pour être intégrés dans le corps humain afin de remplacer ou de soutenir une structure anatomique. On distingue principalement les implants orthopédiques (hanche, genou, colonne) et les implants dentaires. Leur utilisation est en constante progression mondiale, rendant indispensable l'évaluation de leur fiabilité mécanique.

Tableau 1: Types d'implants médicaux étudiés, matériaux utilisés, chargements physiologiques et problématiques associées.

Type d'implant	Matériaux courants	Chargement physiologique	Problématique principale
Implant de hanche	Ti-6Al-4V, Co-Cr	3–5 × poids corporel (marche)	Fatigue, usure, corrosion
Implant dentaire	Ti-6Al-4V, ZrO ₂	200–800 N (mastication)	Fracture, dévissage, fatigue

I.3. Biomécanique des Implants de Hanche et Dentaires

La biomécanique étudie les forces et les déplacements qui s'exercent sur les structures biologiques et les dispositifs qui les remplacent. Pour les implants de hanche, les chargements sont tridimensionnels et varient selon les phases du cycle de marche. Pour les implants dentaires, les forces de mastication sont appliquées selon des angles variables en fonction de la position dentaire.

1.3.1 Implants de hanche

Les implants de hanche, tels que les prothèses totales de hanche (THA, Total Hip Arthroplasty), sont conçus pour remplacer l'articulation fémoro-acétabulaire endommagée, restaurant ainsi la mobilité et réduisant la douleur chez les patients souffrant d'arthrose ou de fractures [15]. Ces implants doivent répondre à des exigences mécaniques rigoureuses pour supporter les charges complexes du corps humain tout en assurant une durabilité à long terme. Cette section présente les matériaux couramment utilisés pour les implants de hanche, les défis associés à la fatigue et aux charges axiales, ainsi que les principales études antérieures sur les tests mécaniques.

La chirurgie de remplacement total de la hanche (THR) est l'une des procédures médicales les plus courantes, avec une estimation d'environ un million d'interventions réalisées chaque année [16]. L'histoire des matériaux utilisés dans ce domaine est riche, les premières utilisations remontant à la fin du XIXe siècle [17]. Parmi les exemples notables figurent les têtes fémorales en ivoire, les surfaces articulaires en verre, et plus récemment, les alliages métalliques et les polymères. Sir John Charnley, souvent considéré comme le père du remplacement moderne de la hanche, a conçu dans les années 1960 une arthroplastie à faible frottement, dont les principes fondamentaux demeurent encore en usage aujourd'hui. Cette prothèse se compose de trois éléments principaux :

1. La tige fémorale,
2. La tête fémorale,
3. Le composant acétabulaire.

Les deux derniers éléments constituent les parties mobiles de l'articulation.

Pour tout dispositif intégré dans le corps humain, la biocompatibilité représente un critère fondamental de conception. Elle peut être définie comme la capacité d'un matériau à induire une réponse biologique appropriée dans un contexte donné [18]. Alors que les premières définitions se limitaient à l'absence de toxicité du matériau, les définitions contemporaines reconnaissent également la nécessité pour le matériau d'assurer correctement sa fonction. Ainsi, les implants orthopédiques doivent présenter une intégrité structurelle suffisante tout en affichant, idéalement, des propriétés mécaniques et physiques similaires à celles de l'os, afin d'éviter des complications telles que le **stress shielding** (écran de contrainte).

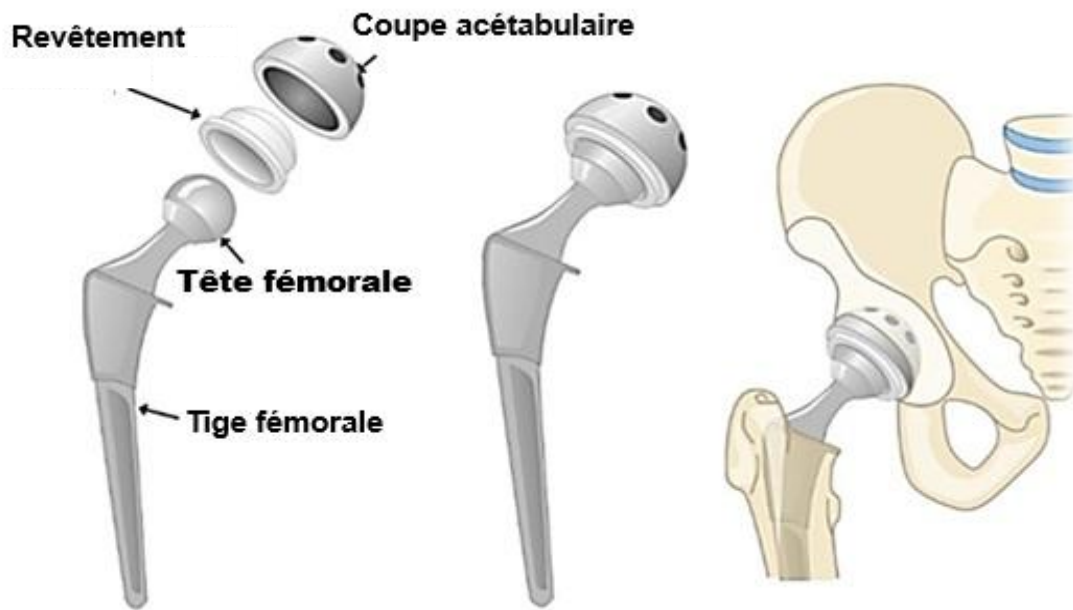


Figure 1: Description des différentes parties d'une articulation de la hanche (à gauche) et de l'intégration aux os humains (à droite) [19].

I.3.1.1. Matériaux des implants de hanche

Les implants de hanche sont généralement composés de matériaux biocompatibles capables de résister à des contraintes mécaniques élevées. Les différents facteurs importants pour la sélection des matériaux destinés aux applications biomédicales sont répertoriés dans le tableau 2.

Tableau 2:Divers facteurs importants pour la sélection des matériaux destinés aux applications biomédicales [20].

Facteur	Description		
	Caractéristique biologique	Caractéristique physique	Caractéristique mécanique
Propriétés des matériaux (1^{er} niveau)	Composition chimique,	densité,	Module d'élasticité, coefficient de Poisson, limite d'élasticité, résistance à la traction
Propriétés des matériaux (2^{ème} niveau)	Adhésion,	topographie de surface	Module de cisaillement Résistance au cisaillement Modules en flexion Résistance en flexion
Exigences fonctionnelles spécifiques	Biofonctionnalité Adhésion cellulaire, etc.),	Forme, coefficient d'expansion thermique, conductivité, couleur, indice de réfraction, opacité	Rigidité Tenacité à la rupture Résistance à la fatigue Résistance au fluage Résistance à l'adhésion Résistance aux chocs Limite d'élasticité Résistance à l'abrasion
Traitement et fabrication	Reproductibilité, qualité, stérilisation, conditionnement, usinabilité, etc.		

Les différents biomatériaux utilisés dans les prothèses de l'articulation de la hanche sont illustrés dans la figure 2.

Métaux	Céramiques	Polymères	Composites
Acier inoxydable 316L	Carbone	PMMA	À base de polymères
Alliages à base de cobalt	Alumine	UHMWPE / HDPE	Matériaux biomimétiques
Matériaux à base de titane	Zircone	Polysulfone	
	Phosphate de calcium	PTFE	
	Biovitrés		

Figure 2: Biomatériaux utilisés dans le remplacement de l'articulation de la hanche.

Les matériaux les plus couramment utilisés incluent :

A. Les alliages

Alliages de titane (Ti-6Al-4V) : Ces alliages sont largement employés pour la tige fémorale et d'autres composants en raison de leur excellente biocompatibilité, de leur résistance à la corrosion et de leur module d'élasticité relativement proche de celui de l'os cortical (environ 110 GPa contre 20 GPa pour l'os). Cependant, leur susceptibilité à la fatigue à long terme reste un défi, notamment dans les zones de forte concentration de contraintes comme le col de la tige.

Alliages de cobalt-chrome (CoCr) : Utilisés principalement pour la tête fémorale et la cupule acétabulaire, les alliages CoCr offrent une dureté élevée et une excellente résistance à l'usure, ce qui les rend idéaux pour les surfaces articulaires [22]. Toutefois, leur module d'élasticité élevé (environ 220 GPa) peut entraîner un phénomène de « stress shielding » (écran de contrainte), où l'os environnant perd de sa densité en raison d'une répartition inégale des charges.

B. Céramiques

Les céramiques comme alumine et zircone sont utilisées pour les têtes fémorales et les revêtements en raison de leur faible taux d'usure et de leur biocompatibilité. Cependant, leur fragilité et leur sensibilité aux chocs limitent leur utilisation dans les composants porteurs [23].

I.3.1.2. Défis liés à la fatigue et aux charges axiales

Les implants de hanche sont soumis à des charges complexes, incluant des forces axiales (compression et traction), des moments de torsion, et des sollicitations cycliques dues aux activités quotidiennes comme la marche ou la montée d'escaliers.

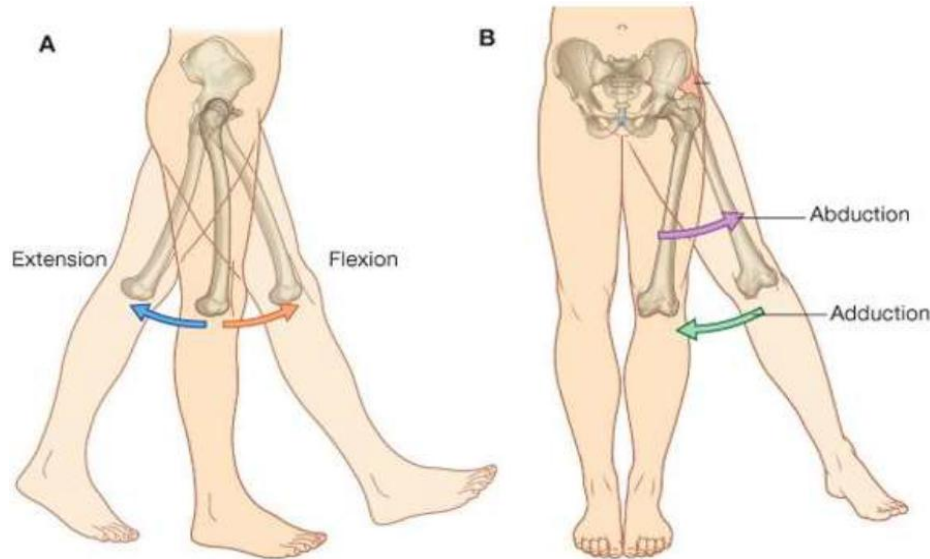


Figure 3: Mouvements de la hanche [25].

Ces conditions posent deux défis principaux :

Fatigue mécanique : La fatigue est la cause principale de défaillance des implants de hanche, car ils subissent des millions de cycles de chargement par an (environ 1 à 2 millions de pas) [26]. Les zones critiques, telles que le col de la tige fémorale, accumulent des contraintes cycliques qui peuvent entraîner la formation de microfissures et, finalement, une fracture. Les alliages de titane, bien que résistants, présentent une limite de fatigue qui peut être dépassée dans des conditions extrêmes, notamment chez les patients jeunes et actifs [27].

Charges axiales : Les implants de hanche doivent supporter des charges axiales élevées, souvent de l'ordre de 3 à 5 fois le poids corporel (3-5 kN pour un patient de 80 kg) lors de la marche ou de mouvements brusques comme un saut [28]. Ces charges provoquent des contraintes de compression dans la tige fémorale et de traction dans certaines zones, particulièrement au niveau de l'interface os-implant. Une répartition inégale des contraintes peut entraîner un descellement de l'implant ou une résorption osseuse, en particulier pour les implants non cimentés qui dépendent de l'ostéointégration.

Ces défis sont exacerbés par des facteurs comme la géométrie de l'implant, les propriétés des matériaux, et les variations interindividuelles (par exemple, densité osseuse ou niveau d'activité). Par conséquent, des tests mécaniques rigoureux sont essentiels pour évaluer la performance des implants sous ces conditions.

I.3.2. Implants dentaires

Les implants dentaires sont des dispositifs médicaux conçus pour remplacer les racines des dents perdues, offrant une base stable pour des couronnes ou des prothèses dentaires. Ils jouent un rôle crucial dans la restauration des fonctions masticatoires et esthétiques, tout en assurant une intégration durable avec l'os alvéolaire (osseointégration).

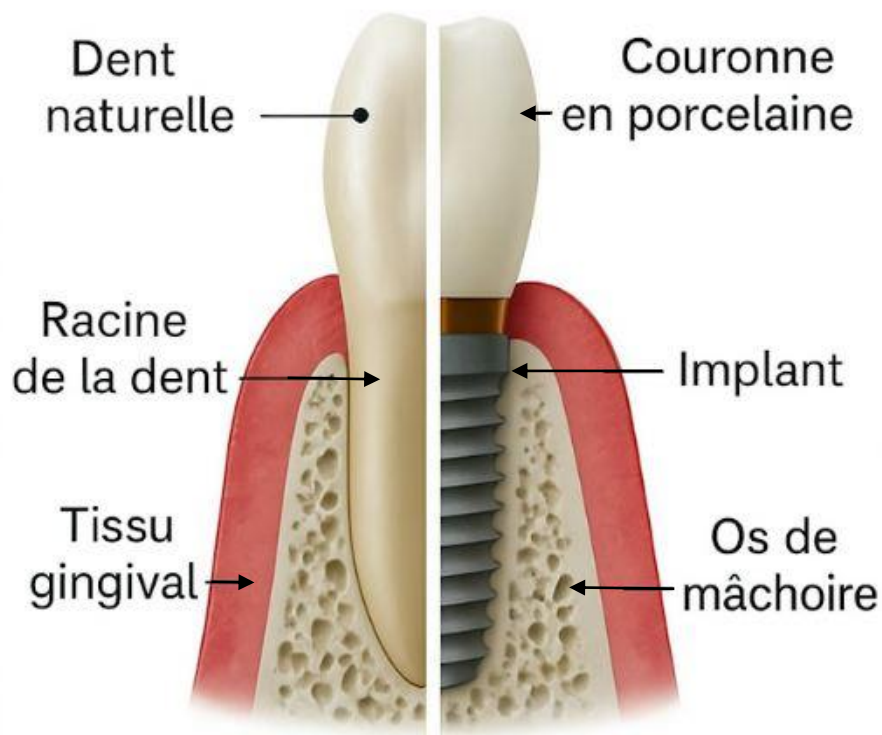


Figure 4:Dent naturelle vs implant dentaire [29].

Les systèmes d'implants dentaires se composent d'un corps d'implant dentaire et d'un pilier prothétique, et peuvent également inclure une vis de fixation du pilier. Le corps de l'implant est inséré chirurgicalement dans l'os de la mâchoire à la place de la racine de la dent. Le pilier prothétique est généralement fixé au corps de l'implant à l'aide de la vis de fixation, et il traverse la gencive pour émerger dans la cavité buccale afin de soutenir la ou les dents artificielles fixées.

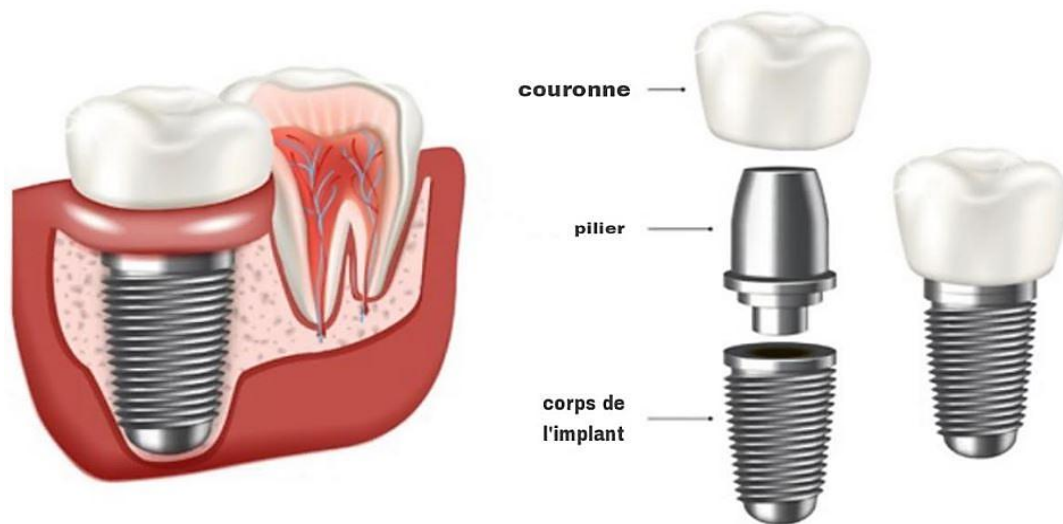


Figure 5: Structure du système d'implant dentaire [29].

I.3.2.1. Matériaux typiques des implants dentaires

Les implants dentaires doivent combiner biocompatibilité, résistance mécanique et stabilité à long terme dans l'environnement buccal, caractérisé par des fluides corrosifs et des charges dynamiques. Les matériaux les plus couramment utilisés incluent :

Alliages de titane (Ti-6Al-4V et titane pur) : Le titane est le matériau de référence pour les implants dentaires en raison de sa biocompatibilité exceptionnelle, de sa résistance à la corrosion et de sa capacité à favoriser l'osseointégration grâce à la formation d'une couche d'oxyde (TiO_2) à sa surface [30]. Le titane pur (grade 1 à 4) est souvent utilisé pour les implants en raison de son module d'élasticité plus faible (environ 100 GPa) par rapport aux alliages comme Ti-6Al-4V, réduisant ainsi le risque de stress shielding. Cependant, les alliages de titane peuvent présenter une usure de surface sous des charges masticatoires répétées, ce qui peut affecter leur stabilité à long terme [31].

Zircone (oxyde de zirconium, ZrO_2) : La zircone est de plus en plus utilisée pour les implants dentaires, en particulier pour les patients allergiques aux métaux ou pour des raisons esthétiques, grâce à sa couleur blanche similaire à celle des dents naturelles [32]. Ce matériau céramique offre une excellente résistance à la corrosion et une faible conductivité thermique, mais sa fragilité et sa sensibilité aux microfissures sous contraintes cycliques limitent son utilisation dans des cas de charges élevées [33]. Les progrès dans les composites de zircone renforcés (par exemple, Y-TZP, zircone stabilisée à l'yttrium) ont amélioré sa ténacité, mais des défis subsistent pour optimiser sa performance mécanique [34].

I.3.2.2. Les types d'implant dentaires

Les implants dentaires sont des dispositifs médicaux conçus pour remplacer les dents manquantes, restaurant les fonctions masticatoires, esthétiques et phonétiques. Ils se composent généralement d'une vis ancrée dans l'os alvéolaire et d'une couronne prothétique, offrant une solution durable grâce à leur biocompatibilité et leur intégration osseuse (ostéointégration). Deux types principaux sont distingués :

Implant radiculaire : Le plus courant, en forme de vis ou de cylindre, inséré dans l'os alvéolaire pour imiter la racine dentaire. Il assure une stabilité élevée et convient à la plupart des cas, notamment avec des matériaux comme le Ti-6Al-4V ou la Zirconia.



Figure 6: Implant radiculaire [35].

Implant lamellaire : Moins fréquent, utilisé lorsque l'os est insuffisant, il se présente sous forme de lame plate insérée dans l'os. Il est adapté à des situations spécifiques mais moins polyvalent.



Figure 7: Implant lamellaire [35].

I.3.2.3. Contraintes spécifiques liées à la mastication

La mastication impose des contraintes mécaniques uniques aux implants dentaires, caractérisées par des charges dynamiques et multidirectionnelles. Ces contraintes incluent :

Charges compressives : Lors de la mastication, les implants dentaires subissent des forces compressives variant de 200 à 800 N, selon le type d'aliment et la position de l'implant (par exemple, molaires vs incisives). Ces forces sont transmises à l'interface os-implant, où une répartition inégale peut entraîner une résorption osseuse ou un descellement [36].

Charges de cisaillement : Les mouvements latéraux de la mâchoire (par exemple, lors du broyage des aliments) génèrent des forces de cisaillement, souvent de l'ordre de 100 à 300 N, qui sollicitent les filets de l'implant et l'interface os-implant. Ces contraintes peuvent provoquer des micromouvements ($>100\text{ }\mu\text{m}$), compromettant l'osseointégration, surtout dans un os de faible densité (par exemple, chez les patients âgés) [37].

Charges cycliques (fatigue) : La mastication implique des cycles répétés (environ 500 000 à 1 million par an), ce qui expose les implants à la fatigue mécanique. Les charges cycliques, appliquées à des angles variables (par exemple, 30° pour simuler les forces obliques), peuvent entraîner une dégradation progressive de la surface de l'implant ou une perte de stabilité à l'interface [38].

Ces contraintes sont amplifiées par des facteurs comme la densité osseuse, l'angle d'insertion de l'implant, et les conditions environnementales (par exemple, pH acide dans la cavité buccale). Par conséquent, des tests mécaniques spécifiques sont nécessaires pour évaluer la performance des implants dentaires sous ces conditions [39].

1.4 Endommagement, Fatigue et Fiabilité : Éléments Essentiels

La conception des implants médicaux soumis à des chargements cycliques repose sur trois piliers analytiques indissociables : mécanique de l'endommagement, analyse en fatigue et évaluation probabiliste de la fiabilité.

1.4.1 Mécanique de l'endommagement

L'endommagement désigne la dégradation progressive des propriétés mécaniques d'un matériau sous l'effet de chargements répétés. Il se traduit par l'amorçage et la propagation de

microfissures, conduisant à la rupture finale. Le modèle de Lemaitre-Chaboche constitue un cadre de référence pour la description de ces phénomènes [40].

L'endommagement est la dégradation irréversible des propriétés mécaniques sous chargements répétés : réduction de rigidité, augmentation de la déformation résiduelle, diminution de la résistance ultime.

Variable d'endommagement D (Kachanov, 1958)

$$D = S_{défauts} / S_{totale} \in [0, 1]$$

$$\tilde{\sigma} = \sigma / (1 - D) \text{ (contrainte effective)}$$

$D = 0$: matériau vierge | $D = 1$: rupture complète

Modèle de Lemaitre-Chaboche — loi d'évolution

$$\dot{D} = (Y / S_0)^s \cdot \dot{p}$$

Y : taux de restitution d'énergie | $\dot{p}$: vitesse de déformation plastique cumulée |

S_0, s : paramètres matériau. Ce modèle couple endommagement et plasticité cyclique.

Propagation des fissures — Loi de Paris

$$da/dN = C \cdot (\Delta K)^m$$

a : longueur de fissure | N : cycles | ΔK : amplitude du facteur d'intensité de contrainte |
 C, m : constantes matériau

1.4.2 Fatigue mécanique et courbes S-N

La fatigue résulte de l'application répétée de chargements inférieurs à la limite de rupture statique. Les courbes S-N (Wöhler) représentent la relation entre l'amplitude de contrainte S et le nombre de cycles avant rupture N . La règle de Miner permet de cumuler les dommages sous chargement d'amplitude variable [41].

- Courbes S-N (Wöhler) : relation contrainte-durée de vie [42]
- Théorème de Miner : endommagement cumulatif ($D = \sum n_i/N_i \leq 1$) [41]
- Facteur de sécurité (Safety Factor) : rapport entre la contrainte admissible et la contrainte appliquée [43].

La fatigue est à l'origine de >80 % des ruptures en service. Les millions de cycles physiologiques en font le mode de défaillance critique des implants orthopédiques.

Trois stades

- Stade I — Amorçage aux défauts de surface ou internes
- Stade II — Propagation stable perpendiculairement à la contrainte principale
- Stade III — Rupture brutale lorsque la section résiduelle est insuffisante

Facteur de sécurité

$$SF = \sigma_{admissible} / \sigma_{appliquée}$$

- Valeurs requises : SF = 1,5 à 4 selon la catégorie (ISO 14801 — implants dentaires ; ASTM F2996 — prothèses de hanche).

1.4.3 Fiabilité des implants médicaux

La fiabilité est la probabilité qu'un système remplisse sa fonction pendant une durée donnée, dans des conditions spécifiées. Appliquée aux implants médicaux, elle intègre l'analyse des modes de défaillance, l'évaluation du facteur de sécurité et l'estimation de la durée de vie en service [44].

Définition probabiliste

$$R(t) = 1 - F(t) = P(T > t)$$

Probabilité de fonctionnement sans défaillance jusqu'au temps t. Toute défaillance peut entraîner révision chirurgicale ou mise en jeu du pronostic vital.

AMDEC — Indice de Priorité de Risque

$$IPR = G \text{ (Gravité)} \times F \text{ (Fréquence)} \times D \text{ (Déteçtabilité)}$$

Outil de priorisation systématique des modes de défaillance critiques dès la phase de conception.

Loi de Weibull

$$R(t) = \exp[-(t/\eta)^\beta]$$

- $\beta < 1$: défaillances précoces (mortalité infantile)
- $\beta = 1$: défaillances aléatoires
- $\beta > 1$: défaillances par usure et vieillissement

Durée de vie B_{10} — Indicateur réglementaire

Nombre de cycles pour lequel 10 % des implants sont défaillants. Référence pour les dossiers FDA et CE, issue de la combinaison essais de fatigue accélérés (ISO/ASTM) + modèles cumulatifs + simulation Monte-Carlo.

La validation pré-clinique de tout implant repose sur trois approches complémentaires : mécanique de l'endommagement (D, Lemaitre-Chaboche, loi de Paris), analyse en fatigue (S-N, Miner, SF) et fiabilité probabiliste (Weibull, AMDEC, B_{10}) — conformément aux normes ISO et ASTM.

De nombreux travaux ont été consacrés à la simulation numérique des implants médicaux par la méthode des éléments finis. Ces études montrent l'importance du choix du matériau et de la géométrie sur la distribution des contraintes et la durée de vie en fatigue. Le présent travail s'inscrit dans cette lignée en combinant l'analyse comparative matériau/géométrie avec une évaluation orientée fiabilité et maintenance [45, 46].

I.5 Conclusion

Ce chapitre a établi les bases théoriques nécessaires à la compréhension des phénomènes étudiés, en présentant les implants concernés, les matériaux sélectionnés et les cadres théoriques de l'endommagement, de la fatigue et de la fiabilité

CHAPITRE II

Méthodologie Numérique

II.1. Introduction

Ce chapitre présente la méthodologie numérique adoptée pour l'étude du comportement mécanique et en fatigue des implants médicaux. Il repose principalement sur la méthode des éléments finis, mise en œuvre à l'aide du logiciel ANSYS Workbench, afin de simuler les conditions physiologiques réelles auxquelles sont soumis les implants de hanche et dentaires.

L'objectif est de définir un cadre de modélisation rigoureux permettant d'évaluer la distribution des contraintes, les déplacements, le facteur de sécurité ainsi que la durée de vie en fatigue. Cette approche numérique constitue une étape essentielle pour analyser l'influence de la géométrie et des matériaux sur la fiabilité des implants, tout en assurant la précision et la reproductibilité des résultats obtenus.

Dans cette étude, plusieurs hypothèses simplificatrices ont été adoptées afin de rendre la modélisation numérique réalisable et stable du point de vue computationnel. Les matériaux constituant les implants ont été considérés homogènes, isotropes et linéairement élastiques. Les sollicitations physiologiques ont été représentées par des chargements statiques équivalents appliqués dans le domaine élastique des matériaux. De plus, les phénomènes complexes tels que la corrosion, l'usure, le vieillissement des matériaux, les interactions biologiques ainsi que les variations anatomiques individuelles n'ont pas été pris en compte dans le modèle numérique.

Ces hypothèses permettent de concentrer l'analyse sur le comportement mécanique global des implants et sur leur résistance à la fatigue dans un cadre numérique maîtrisé. Bien qu'elles constituent une simplification des conditions cliniques réelles, elles sont couramment utilisées dans les études préliminaires basées sur la méthode des éléments finis afin de garantir la convergence des calculs et de limiter le coût computationnel des simulations.

II.2. Méthode des Éléments Finis et Modélisation sous ANSYS

II.2.1 Principes de la Méthode des Éléments Finis (MEF)

L'analyse par éléments finis (FEA) est une méthode numérique puissante utilisée pour résoudre des problèmes complexes en ingénierie, en modélisant le comportement mécanique de structures sous diverses sollicitations [47].

II.2.2 Présentation du Logiciel ANSYS Workbench

ANSYS Mechanical Workbench est un environnement intégré de simulation par éléments finis, largement utilisé dans les domaines biomécanique et industriel. Il offre une interface graphique intuitive permettant de chaîner les étapes de modélisation, de calcul et de post-traitement [48].

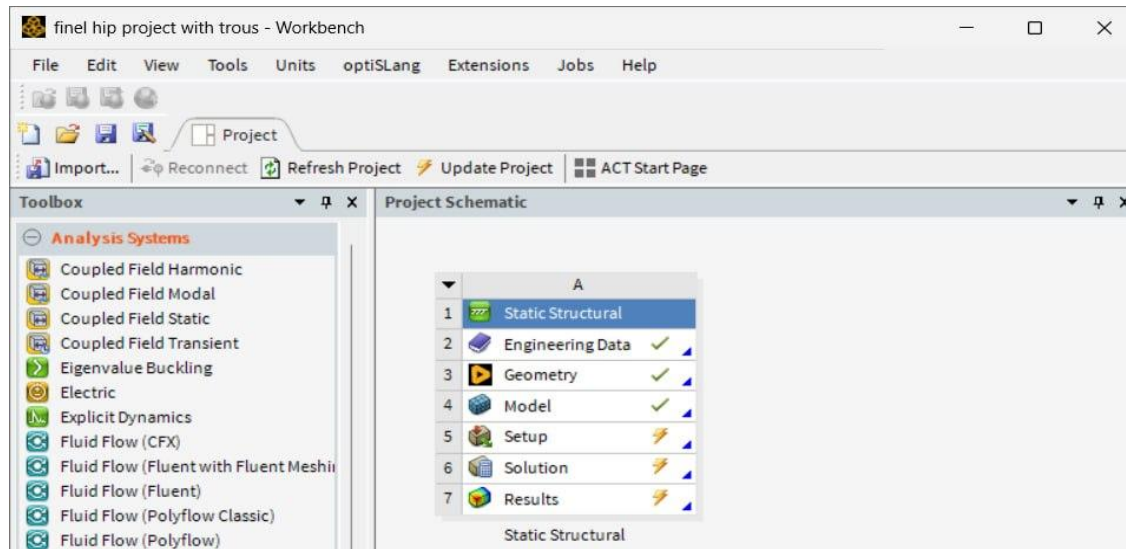


Figure 8:Interface du logiciel Ansys version 2026 R1.

Tableau 3:Modules utilisés sous ANSYS Workbench et leurs fonctionnalités dans l'étude numérique des implants médicaux.

Module ANSYS	Fonctionnalité utilisée
Static Structural	Analyse des contraintes et déplacements sous chargement statique équivalent
Fatigue Tool	Estimation de la durée de vie en fatigue à partir des courbes S-N
Mesh Module	Génération et contrôle de qualité du maillage (Skewness, Jacobian)
Results Viewer	Post-traitement : cartographies de contraintes Von Mises, Safety Factor

II.2.3 Protocole de Modélisation pour l'implant de hanche

L'encastrement total simule la condition d'ostéointégration complète, qui représente le cas de charge le plus défavorable mécaniquement — c'est donc une hypothèse conservatrice, favorable à la sécurité. L'encastrement modélise la condition post-ostéointégration où l'adhérence os-implant

est complète. Il ne suppose pas que l'os est rigide — il fixe les degrés de liberté à l'interface, ce qui est l'hypothèse conservative standard

Les forces musculaires périarticulaires ont un effet de compression axiale nette sur l'implant, déjà représenté par notre charge de 3000 N. Leur intégration détaillée nécessite un modèle musculosquelettique complet (AnyBody, OpenSim) qui dépasse le cadre de ce travail.

La composante de torsion représente environ 8–12% de la charge axiale selon Bergmann et al. — son exclusion introduit une erreur inférieure à 10%, jugée acceptable pour une analyse comparative de conception.

L'analyse cyclique relève de la fatigue dynamique, traitée séparément dans notre analyse de durée de vie par la courbe de Wöhler. La séparation des analyses statique et en fatigue est une approche standard en ingénierie mécanique.

Le contact à l'interface os-implant est modélisé via la condition aux limites d'encastrement, ce qui représente le cas limite de l'adhérence parfaite post-ostéointégration.

Toute analyse par éléments finis repose sur des hypothèses simplificatrices — la question scientifique n'est pas 'le modèle est-il parfait ?' mais 'les simplifications introduisent-elles une erreur qui invalide les conclusions ?'. Dans notre cas, les simplifications adoptées sont conservatives, normalisées et cohérentes avec la littérature, ce qui garantit la validité comparative de nos résultats.

La norme ISO 7206, référence internationale pour la validation des prothèses de hanche, évalue l'implant sans modélisation osseuse. Notre approche est donc cohérente avec les standards de validation industrielle.

II.2.3.1 Définition des géométries

Les géométries des implants sont modélisées ou importées sous format STEP/IGES. Pour les implants de hanche, deux configurations sont considérées : tige fémorale avec trous et sans trous.

Un modèle tridimensionnel (3D) de l'implant de hanche a été créé dans ANSYS 2026 R1, en respectant les dimensions standards d'un implant réel. Ce modèle sera discrétisé en éléments finis pour permettre une analyse précise.

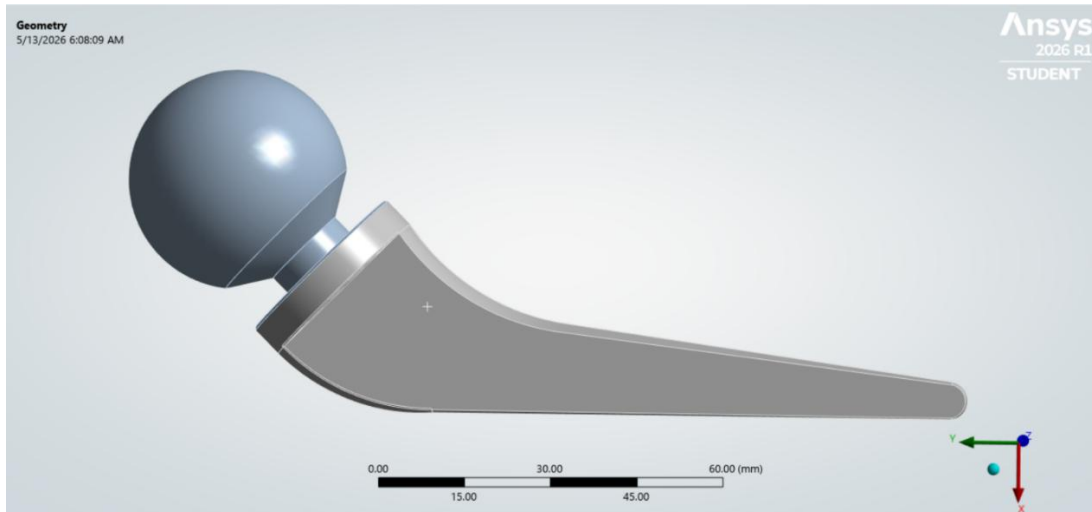


Figure 9:Un modèle tridimensionnel (3D) de l'implant de hanche sans trous (module 1).

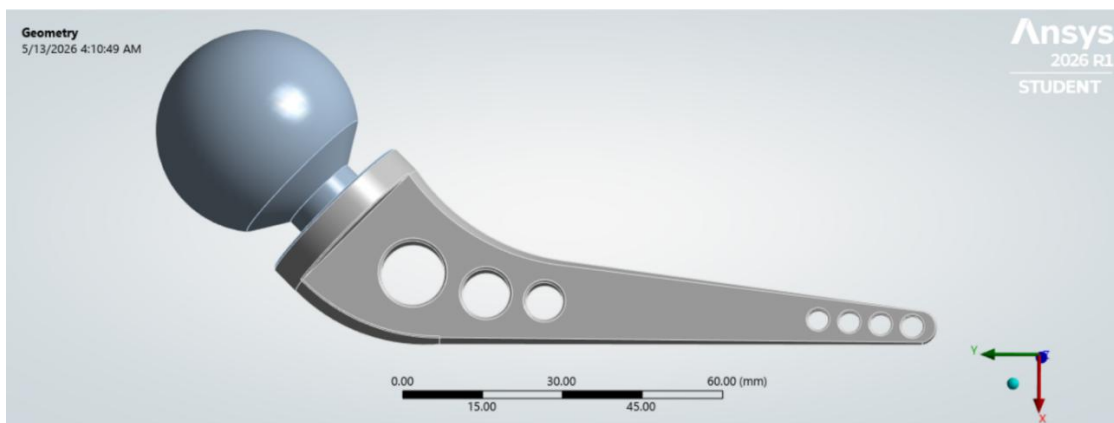


Figure 10:Un modèle tridimensionnel (3D) de l'implant de hanche avec trous (module 2).

Justification de la géométrie du modèle hybride perforé

La conception du modèle hybride perforé repose sur une démarche d'ingénierie guidée par deux objectifs biomécaniques complémentaires : la réduction du phénomène de stress shielding par allègement contrôlé de la rigidité globale de la tige, et le maintien de l'intégrité structurale sous chargement physiologique maximal.

Dimensions et positionnement des perforations

Les perforations circulaires ont été introduites dans la zone diaphysaire de la tige fémorale, région identifiée comme la moins sollicitée mécaniquement sous charge axiale, conformément aux cartographies de contraintes établies pour les modèles monolithiques pleins. Cette

localisation permet de retirer de la matière dans les zones à faible gradient de contrainte, limitant ainsi l'apparition de concentrateurs géométriques critiques.

Le choix de perforations circulaires est justifié par leur facteur de concentration de contraintes K_t minimal parmi les formes géométriques courantes, conformément aux données de Peterson rappelées par Pilkey et al. [49]. Une perforation elliptique ou rectangulaire aurait engendré des K_t significativement plus élevés, augmentant le risque d'amorçage de fissures en fatigue au niveau des bords.

Nombre et distribution des perforations

Le nombre et la distribution des perforations ont été définis de manière à respecter une distance minimale entre bords de trous supérieure au diamètre d'un trou, critère classique en conception mécanique permettant d'éviter l'interaction des champs de contraintes entre perforations adjacentes. Ce principe est cohérent avec les recommandations de dimensionnement rappelées par Budynas & Nisbett [50].

Par ailleurs, les perforations ont été disposées symétriquement par rapport à l'axe de la tige afin de préserver l'équilibre des rigidités dans les plans de flexion frontale et sagittale, sollicitations dominantes lors de la marche selon Bergmann et al. [44].

Absence d'étude paramétrique formelle et limites associées

Il convient de reconnaître explicitement que la présente étude ne constitue pas une optimisation paramétrique au sens strict. Les paramètres géométriques des perforations — diamètre, nombre, positionnement axial — ont été définis selon une approche d'ingénierie raisonnée, sans recours à une procédure d'optimisation topologique formelle telle que la méthode SIMP ou level-set, dont les principes sont rappelés par Bendsøe & Sigmund [51].

Cette limitation est délibérément assumée dans le cadre d'un mémoire de Master, dont l'objectif premier est l'évaluation comparative du comportement mécanique de configurations prédéfinies plutôt que la recherche d'une géométrie globalement optimale. Comme le soulignent Viceconti et al. [52], les études préliminaires par éléments finis constituent une étape indispensable d'exploration du comportement mécanique avant toute procédure d'optimisation avancée.

Les résultats obtenus au Chapitre III valident a posteriori la pertinence de la géométrie retenue : la contrainte maximale dans le modèle hybride perforé (265,46 MPa) reste inférieure aux limites d'élasticité des deux matériaux constitutifs, le facteur de sécurité minimal (1,9589) demeure largement supérieur au seuil critique de 1,5 recommandé pour les alliages biomédicaux en conditions statiques, et aucune réduction de la durée de vie en fatigue n'est observée localement au voisinage des perforations. Ces indicateurs confirment que la géométrie adoptée, bien que non optimisée de manière formelle, satisfait aux exigences mécaniques et biomécaniques fixées pour cette étude.

Des travaux futurs pourront s'appuyer sur ces résultats comme point de départ pour conduire une étude paramétrique systématique faisant varier le diamètre, le nombre et la position des perforations, afin d'identifier la configuration minimisant simultanément les concentrations de contraintes et le phénomène de stress shielding, dans la lignée des approches d'optimisation topologique appliquées aux implants orthopédiques [51].

II.2.3.2 Propriétés des matériaux

Les propriétés mécaniques (module d'Young, coefficient de Poisson, limite d'élasticité, courbes S-N) sont intégrées dans la bibliothèque de matériaux ANSYS Engineering Data pour chaque matériau étudié.

Ti-6Al-4V : Module d'élasticité (110 GPa), coefficient de Poisson (0.34), limite d'élasticité (880 MPa).

Co-Cr : Module d'élasticité (210 GPa), coefficient de Poisson (0.30), limite d'élasticité (~655 MPa).

II.2.3.3 Génération du maillage

- Maillage raffiné aux zones critiques (filets, zones de contact, trous, rainures)
- Vérification de la qualité : Skewness < 0,5
- Analyse de convergence : variation des résultats < 5 % entre deux niveaux de maillage

Cette figure illustre l'outil de vérification de la qualité du maillage dans ANSYS Workbench 2026, permettant d'évaluer des critères essentiels tels que le Skewness et le Jacobian Ratio afin de garantir la fiabilité des résultats numériques.

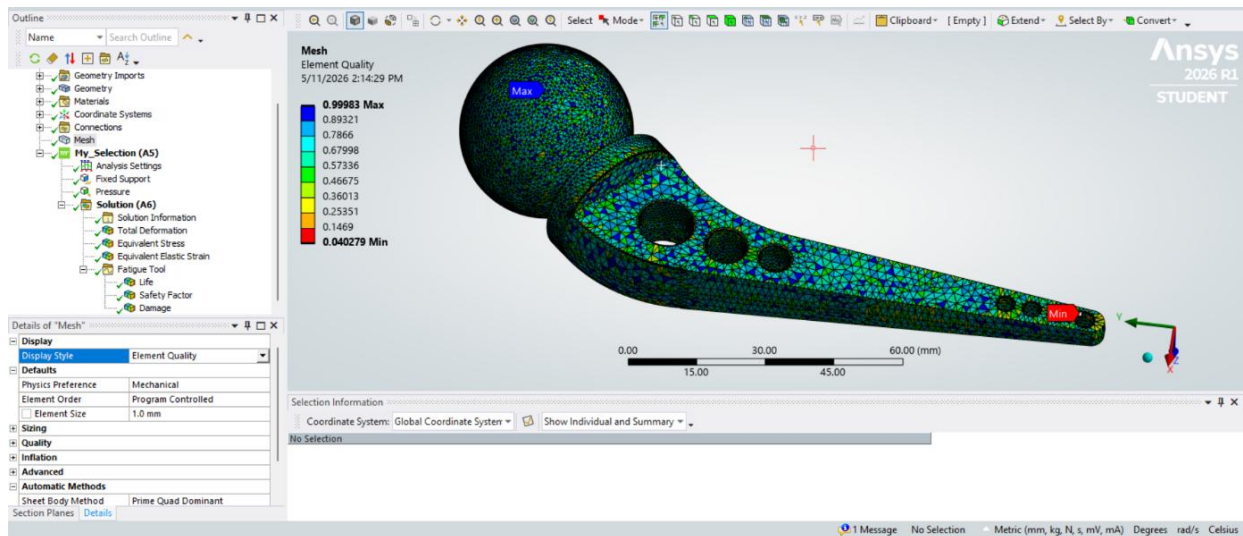


Figure 11:Évaluation de la qualité du maillage (Mesh Quality Check) sous ANSYS Workbench 2026.

Maillage module 1

La figure 12 montre le modèle 3D de l'implant de hanche maillé sur ANSYS 2026 R1. Pour cette simulation, nous utilisons des éléments solides tétraédriques à 10 nœuds (Tet10). Afin d'avoir des résultats précis, surtout dans les zones de concentration de contraintes, une taille d'élément de 1 mm a été choisie. Ce maillage fin a permis de générer un total de 70 153 nœuds et 39 596 éléments.

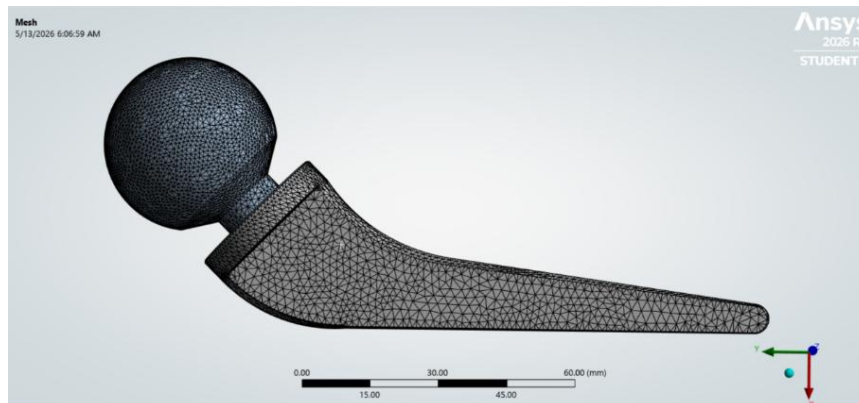


Figure 12:Modèle maillé de la prothèse de hanche module 1.

Maillage module 2

La figure 13 montre le modèle 3D maillé de l'implant de hanche analysé avec ANSYS 2026 R1. Le maillage a été réalisé en utilisant des éléments solides tétraédriques à 10 nœuds (Tet10). Afin de garantir une haute précision des résultats, particulièrement dans les zones de concentration de contraintes telles que le col de l'implant, une taille d'élément de 1 mm a été appliquée au modèle. Ce maillage fin a permis de générer un total de 84 630 nœuds et 47 814 éléments.

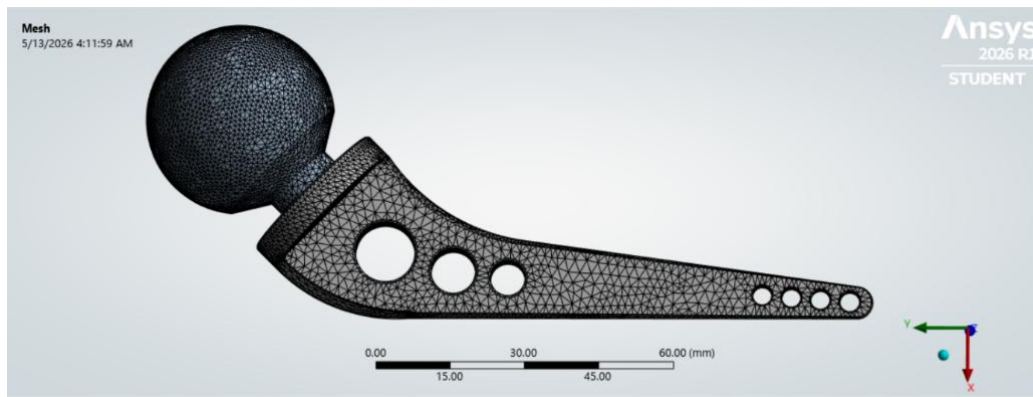


Figure 13:Modèle maillé de la prothèse de hanche module 2.

II.2.3.4 Conditions aux limites et chargements

Les conditions de chargement appliquées dans cette étude ont été choisies de manière à représenter des sollicitations physiologiques réalistes couramment rencontrées en pratique clinique.

Pour l'implant de hanche, une charge maximale de 3000 N a été appliquée afin de simuler les efforts transmis à l'articulation lors des activités quotidiennes telles que la marche ou la montée des escaliers [44]. Cette valeur correspond approximativement à trois fois le poids corporel d'un patient de référence d'environ 100 kg, conformément aux données biomécaniques rapportées dans la littérature concernant les charges dynamiques exercées sur l'articulation de la hanche.

Concernant l'implant dentaire, une charge de 300 N a été retenue afin de représenter les forces masticatoires maximales généralement observées au niveau des molaires chez un adulte . Cette valeur est fréquemment utilisée dans les études biomécaniques et les simulations par éléments finis des implants dentaires, car elle correspond à une sollicitation occlusale représentative des conditions fonctionnelles normales.

Le choix de ces chargements permet ainsi d'évaluer le comportement mécanique et la résistance en fatigue des implants dans des conditions proches de l'environnement physiologique réel, tout en conservant un cadre de simulation numérique maîtrisé et reproductible.

Bien que les sollicitations physiologiques réelles soient de nature dynamique et cyclique, le recours à une analyse statique sous charge maximale équivalente constitue une approche méthodologique largement reconnue et validée dans la littérature biomédicale [53, 54] Cette approche, dite "conservative", consiste à appliquer la valeur de force maximale enregistrée au

cours du cycle physiologique (pic de charge lors de la marche ou de la mastication) comme charge statique équivalente.

Cette démarche est justifiée pour trois raisons principales. Premièrement, si l'implant résiste sans plastification sous la charge de pointe en régime statique, il résistera a fortiori aux phases du cycle dynamique où les charges sont inférieures à ce pic. Deuxièmement, la norme ISO 7206 relative aux implants de hanche et la norme ISO 14801 relative aux implants dentaires acceptent toutes deux l'utilisation d'une force statique ou cyclique d'amplitude constante pour l'évaluation mécanique des implants, validant ainsi cette simplification. Troisièmement, l'analyse en fatigue réalisée via le module Fatigue Tool d'ANSYS, basée sur l'approche contrainte-durée de vie (S-N), exploite les résultats de l'analyse statique pour estimer la durée de vie sous chargements cycliques répétés, compensant ainsi l'absence d'une simulation dynamique temporelle explicite.

Il est néanmoins reconnu que cette approche présente des limites, notamment l'absence de prise en compte des effets d'inertie, des variations de fréquence de chargement et du comportement viscoélastique des tissus biologiques environnants. Ces aspects constituent des perspectives d'amélioration pour des travaux futurs s'appuyant sur une simulation dynamique implicite ou explicite couplée à un modèle musculo-squelettique.

Deux modèles CAO d'une articulation de hanche (tige + tête) sont évalués [45]. La principale différence entre les deux modèles réside dans les trous présents sur la tige, illustrés dans les figures 14 et 15. Le rayon de la tête est de 19 mm, la longueur totale de l'implant est d'environ 146.83 mm. Le rayon du petit cylindre situé entre la partie sphérique de la tête et la tige est de 7.5 mm. L'angle cervico-diaphysaire (l'inclinaison entre la tige et le col) est d'environ 135°, ce qui correspond aux standards anatomiques [16, 55].

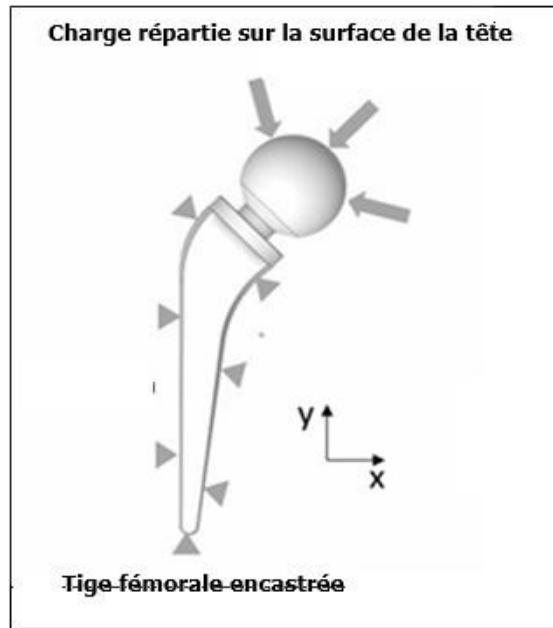


Figure 14: Illustration des charges et des supports.

Tableau 4: Conditions aux limites et chargements physiologiques appliqués aux implants étudiés.

Implant	Conditions aux limites	Chargement appliqué
Hanche	Encastrement à la base de la tige fémorale	Force résultante de la marche : 3000 N (3× poids corporel)
Dentaire	Encastrement de l'os environnant	Forces de mastication axiale (300 N)

Les propriétés mécaniques présentées dans le manuscrit pour les biomatériaux étudiés (Ti-6Al-4V, Zircone et alliage Co-Cr) se limitaient principalement au module d'Young, au coefficient de Poisson et à la limite d'élasticité, paramètres nécessaires à l'analyse statique.

Cependant, dans le cadre de l'analyse de fatigue réalisée sous ANSYS, les courbes S-N correspondantes aux trois matériaux ont effectivement été intégrées afin de caractériser leur comportement sous chargement cyclique.

Modélisation de l'interface biomatériau dans le modèle hybride perforé

Le modèle hybride perforé associe deux matériaux aux propriétés mécaniques sensiblement différentes : l'alliage cobalt-chrome (Co-Cr, $E \approx 210\text{--}230$ GPa) pour la partie supérieure de la tige, et l'alliage Ti-6Al-4V ($E \approx 110$ GPa) pour la partie inférieure. La définition du

comportement à l'interface entre ces deux matériaux constitue un paramètre de modélisation fondamental dont l'influence sur la distribution des contraintes ne saurait être négligée.

Dans le cadre de cette étude, l'interface bimatériau a été modélisée par un contact de type **Bonded** (contact parfaitement lié), conformément aux paramètres par défaut d'ANSYS Workbench pour les assemblages multi-corps. Ce type de contact impose une continuité totale des déplacements et des contraintes à l'interface, sans glissement ni séparation entre les surfaces en contact. Sur le plan numérique, cela revient à un partage de nœuds (*shared nodes*) à l'interface, garantissant la continuité du champ de déplacement.

Ce choix repose sur une hypothèse physique représentative des conditions cliniques post-opératoires : après ostéo-intégration et fixation complète de l'implant, l'adhérence entre les deux composants peut être assimilée à un liage mécanique sans décollement sous des sollicitations physiologiques normales. Il constitue par ailleurs l'hypothèse la plus conservative du point de vue mécanique, en ce sens qu'elle maximise la transmission des contraintes entre les deux zones du modèle.

Il convient néanmoins de souligner que la discontinuité du module d'élasticité à l'interface — avec un rapport $E_1/E_2 \approx 2$ entre le Co-Cr et le Ti-6Al-4V — génère intrinsèquement une zone de concentration de contraintes liée à l'incompatibilité mécanique (*elastic mismatch*). Ce phénomène peut contribuer, en combinaison avec les perforations, à l'élévation locale des contraintes observée dans les résultats, notamment la valeur maximale de Von Mises enregistrée à 265,46 MPa. La décomposition quantitative de la part respective de l'interface et des perforations dans cette concentration de contraintes nécessiterait une étude paramétrique complémentaire, incluant un modèle de référence bimatériau sans perforations, ce qui constitue une perspective de recherche directement issue de ce travail.

II.2.3.5 Analyse des contraintes et des déformations

L'objectif de cette analyse est de déterminer la distribution des contraintes (stresses) et des déformations (strains) dans l'implant de hanche lorsqu'il est soumis à des charges, telles que le poids du corps ou les forces générées par le mouvement. Cette étape permet de vérifier si l'implant peut résister aux sollicitations sans se déformer excessivement ou se rompre.

II.2.3.6 Analyse en Fatigue et Fiabilité sous ANSYS

L'analyse en fatigue est conduite à l'aide du module Fatigue Tool d'ANSYS, basé sur l'approche S-N (contrainte-durée de vie). Les paramètres suivants sont extraits :

- Durée de vie (Life) : nombre de cycles avant amorçage de fissure
- Dommage (Damage) : fraction de la durée de vie consommée (Miner)
- Facteur de sécurité en fatigue (Fatigue Safety Factor)
- Cartographie des zones critiques à risque de défaillance

Données d'entrée : Les courbes S-N (contrainte en fonction du nombre de cycles) spécifiques aux deux matériaux seront intégrées pour estimer leur résistance à la fatigue.

Chargement : Des cycles de chargement simulant les activités quotidiennes (marche, montée d'escaliers, etc.) seront appliqués, avec des amplitudes basées sur des études biomécaniques.

Pour les implants dentaires : implant avec rainures et sans rainures.

L'analyse en fatigue conduite dans cette étude repose sur l'exploitation des courbes S-N (contrainte–nombre de cycles à rupture) implémentées dans le module Fatigue Tool d'ANSYS Workbench. Afin d'assurer la rigueur scientifique de cette analyse, il est nécessaire de préciser explicitement le rapport de contrainte R retenu, paramètre fondamental conditionnant la validité des prédictions de durée de vie en fatigue.

Définition et justification du rapport de contrainte R

Le rapport de contrainte R est défini comme le rapport entre la contrainte minimale et la contrainte maximale au cours d'un cycle de chargement :

$$R = \sigma_{\min} / \sigma_{\max}$$

Ce paramètre gouverne la forme et le niveau des courbes S-N : un rapport R proche de -1 correspond à un chargement alterné symétrique, tandis qu'un rapport $R = 0$ correspond à un chargement répété entre zéro et une valeur maximale, et un rapport R positif traduit un chargement pulsé sans inversion de signe.

Dans la présente étude, un rapport de contrainte $R = 0,1$ a été retenu pour l'ensemble des analyses en fatigue, conformément aux conditions de chargement physiologique représentatives des implants orthopédiques et dentaires. Ce choix est justifié par les considérations suivantes :

Premièrement, les charges appliquées aux implants de hanche lors de la marche sont de nature pulsée et non alternée : la force de contact articulaire varie entre une valeur minimale résiduelle liée au poids corporel au repos et une valeur maximale lors de la phase d'appui, sans inversion de signe. Bergmann et al, [44] ont montré expérimentalement que les forces de contact à la hanche lors de la marche présentent effectivement un caractère pulsé unilatéral, justifiant l'adoption d'un rapport R positif.

Deuxièmement, pour les implants dentaires, les charges masticatoires sont également de nature cyclique pulsée entre zéro et la valeur maximale occlusale, conformément au protocole d'essai de la norme ISO 14801 [56] qui prescrit un chargement sinusoïdal avec rapport de charge $R = 0,1$ pour les essais de fatigue standardisés des implants dentaires endosseux.

Troisièmement, les données des courbes S-N utilisées dans ANSYS pour le Ti-6Al-4V, le Co-Cr et la zircone, présentées dans les Tableaux 10, 11 et 12, ont été définies pour un rapport de contrainte $R = 0,1$, assurant ainsi la cohérence entre les conditions de chargement imposées et les données matériaux exploitées dans le calcul de durée de vie.

Influence du rapport R sur les résultats et limites associées

Il convient de reconnaître que le rapport de contrainte R influence significativement les prédictions de durée de vie en fatigue. Pour un même niveau de contrainte maximale, un rapport R plus élevé — traduisant une contrainte moyenne plus importante — réduit généralement la durée de vie en fatigue, phénomène quantifiable par les corrections de contrainte moyenne selon les critères de Goodman ou de Gerber, rappelés par Dowling [57].

Dans le cas des implants étudiés, les contraintes maximales calculées — 208,29 MPa pour la tige en Ti-6Al-4V et 84,494 MPa pour l'implant dentaire en Ti-6Al-4V sans rainures — restent très largement inférieures aux limites d'endurance des matériaux concernés. Cette marge importante implique que des variations raisonnables du rapport R autour de la valeur adoptée n'affecteraient pas qualitativement les conclusions de l'étude : tous les modèles atteindraient toujours la durée de vie maximale de 10^8 cycles, confirmant la robustesse des résultats vis-à-vis de ce paramètre.

Néanmoins, pour des études futures visant une prédiction plus fine de la durée de vie résiduelle dans des conditions d'activité physique intense — correspondant à des niveaux de contrainte plus élevés et des rapports R potentiellement différents — une analyse de sensibilité paramétrique sur R s'avérerait nécessaire, en exploitant le diagramme de Haigh pour chaque matériau considéré, dans la lignée des recommandations de Stephens et al. [58].

II.2.4 Protocole de Modélisation pour l'implant dentaire

II.2.4.1 Définition des géométries

Les géométries des implants sont modélisées ou importées sous format STEP/IGES. Pour les implants dentaires, deux configurations sont considérées : l'implant dentaire avec rainures et sans rainures.

Dans ANSYS 2026 R1, un modèle 3D de l'implant dentaire, comprenant la vis radiculaire et la couronne, sera conçu conformément aux dimensions standardisées des implants dentaires. Pour une analyse exacte, le modèle sera subdivisé en éléments finis.

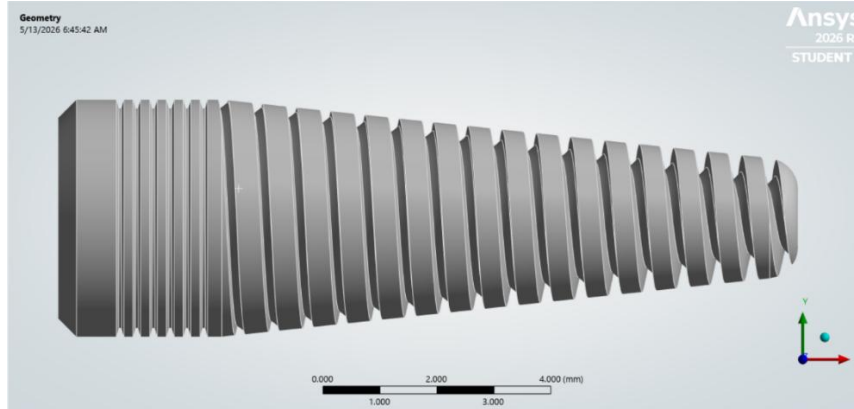


Figure 15:Modèle tridimensionnel (3D) de l'implant dentaire sans rainures (module 1).

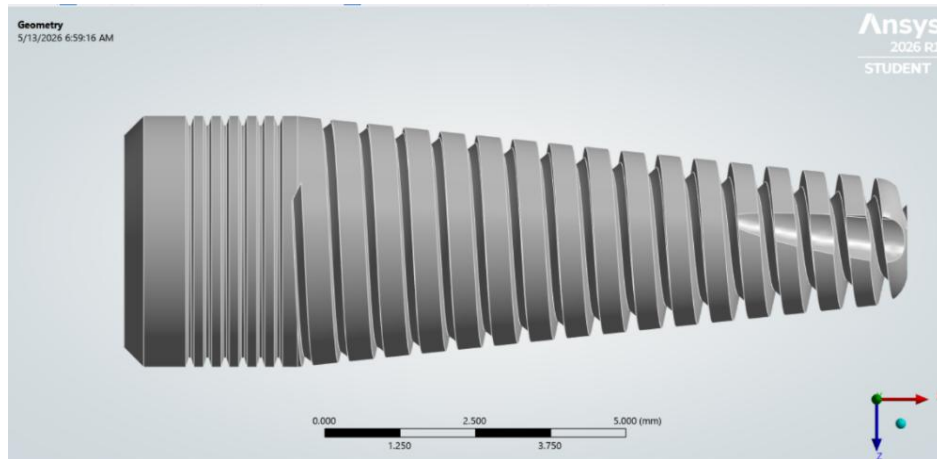


Figure 16:Modèle tridimensionnel (3D) de l'implant dentaire avec rainures (module 2).

II.2.4.2 Propriétés des matériaux

Les propriétés mécaniques des deux matériaux seront intégrées :

Ti-6Al-4V : Module d'élasticité (110 GPa), coefficient de Poisson (0.34), limite d'élasticité (~880 MPa).

ZrO2 : Module d'élasticité (210 GPa), coefficient de Poisson (0.31), limite d'élasticité (~1000 MPa).

II.2.4.3 Génération du maillage

Maillage module 1

La figure 17 montre le modèle 3D maillé de l'implant dentaire analysé avec ANSYS 2026 R1. Le maillage a été réalisé en utilisant des éléments solides tétraédriques à 10 nœuds (Tet10). Afin de garantir une haute précision des résultats, particulièrement dans les zones de concentration de contraintes telles que les filetages de l'implant, une taille d'élément de 0.5 mm a été appliquée au modèle. Ce maillage fin a permis de générer un total de 27 160 nœuds et 15 290 éléments.

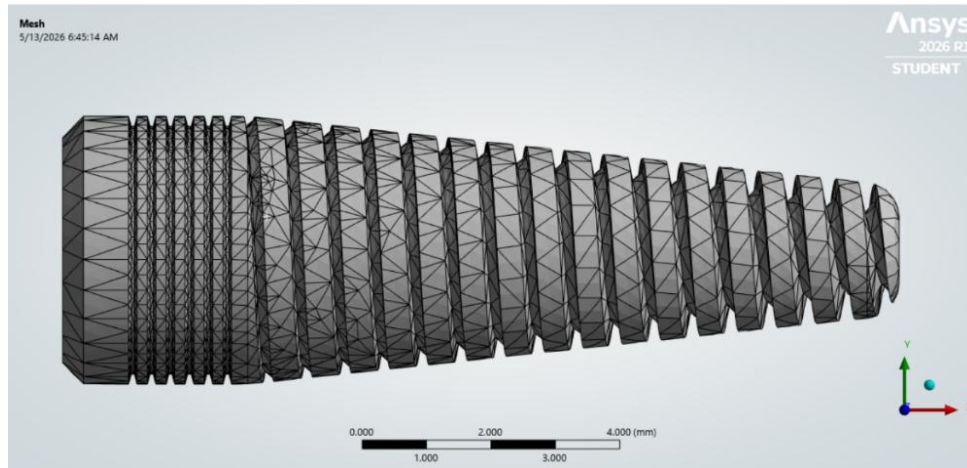


Figure 17:Modèle maillé de la prothèse de dentaires module 1.

Maillage module 2

La figure 18 présente le modèle 3D maillé de l'implant dentaire sous ANSYS 2026 R1. Pour cette analyse, Il a été choisi d'utiliser des éléments solides tétraédriques à 10 nœuds (Tet10). Afin d'obtenir une précision optimale, surtout au niveau des filetages où les contraintes sont les plus localisées, nous avons une taille d'élément de 0,5 mm. Cette configuration a permis de générer un maillage détaillé comprenant 27 767 nœuds et 15 587 éléments..

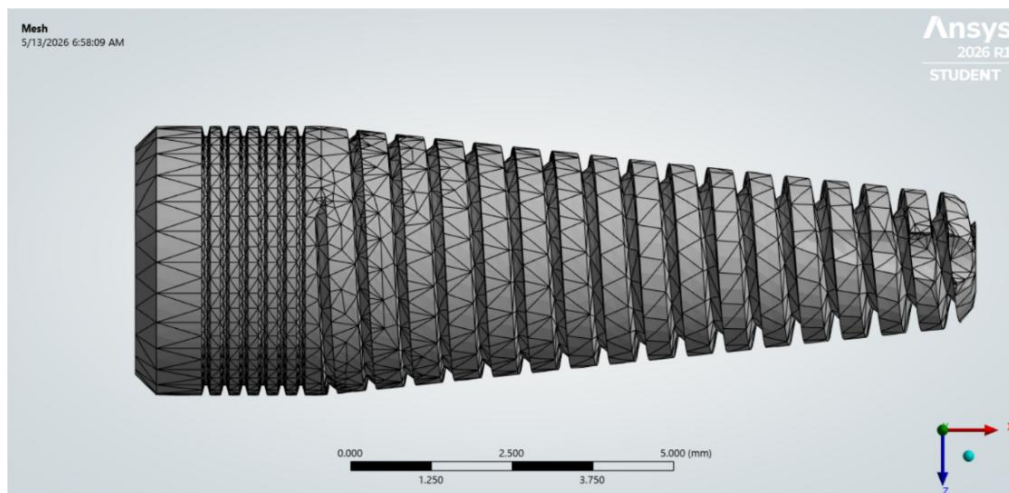


Figure 18:Modèle maillé de la prothèse de dentaires module 2.

II.2.5 Validation des Modèles Numériques

Afin d'assurer la crédibilité scientifique des résultats issus de la simulation par éléments finis, une double procédure de validation a été adoptée : une étude de convergence du maillage d'une

part, et une validation comparative par confrontation avec des données expérimentales et numériques issues de la littérature d'autre part.

A) Étude de convergence du maillage

Deux niveaux de maillage ont été comparés pour les implants dentaires (Mesh 0.5 mm et Mesh 1 mm), en retenant comme critères de convergence le déplacement total maximal et la contrainte maximale de Von Mises. Les résultats, présentés dans les Tableaux 13 et 14, montrent des écarts respectifs de 0,8 % et 0,17 %, valeurs jugées acceptables selon les standards en vigueur dans la simulation biomécanique par éléments finis. Le maillage fin (Mesh 0.5 mm) a donc été retenu pour l'ensemble des analyses.

B) Validation par confrontation avec la littérature expérimentale

La validation comparative constitue une étape indispensable pour établir la fiabilité physique des modèles développés. En l'absence d'essais expérimentaux propres à cette étude, la validation est réalisée par confrontation systématique avec des travaux de référence reconnus dans la communauté scientifique.

B.1 — Validation pour l'implant de hanche

Bergmann et al. (2001) [44] ont mesuré expérimentalement, à l'aide de prothèses de hanche instrumentées, des forces de contact articulaire atteignant 2,38 à 3,3 fois le poids corporel lors de la marche normale, soit une plage de 1700 à 3300 N pour un patient de masse standard. La valeur de 3000 N retenue dans la présente étude s'inscrit pleinement dans cette plage physiologique validée expérimentalement.

Par ailleurs, Senalp et al. (2007) [45], dans une étude numérique comparative de tiges fémorales en Ti-6Al-4V sous charge statique de 2300 N, ont obtenu des contraintes maximales de Von Mises comprises entre 184 et 221 MPa, localisées au niveau du col fémoral. Nos résultats pour le modèle en Ti-6Al-4V sous 3000 N donnent une contrainte maximale de 205,1 MPa dans la même zone, ce qui est cohérent et proportionnel à l'écart de charge appliquée (rapport $3000/2300 \approx 1,30$).

De même, Ramos & Simões (2006) [59] ont montré que les déplacements maximaux dans les tiges fémorales simulées sous charges physiologiques se situent typiquement entre 0,03

et 0,09 mm. Nos valeurs de 0,038 mm (Ti-6Al-4V) et 0,071 mm (Co-Cr) s'inscrivent dans cette plage de référence.

B.2 — Validation pour l'implant dentaire

Rezende et al. (2015) [60] ont réalisé une étude par éléments finis d'implants dentaires en Ti-6Al-4V soumis à une charge occlusale de 300 N, en obtenant des contraintes maximales de Von Mises comprises entre 70 et 95 MPa au niveau du col implantaire. Nos résultats pour le modèle Ti-6Al-4V sans rainures (84,494 MPa) et avec rainures (80,528 MPa) se situent dans cette même plage, confirmant la cohérence de notre modélisation.

Holmgren, E. P et al. (2002) [61] ont quant à eux obtenu, pour des implants similaires sous chargements occlusaux comparables, des déplacements maximaux de l'ordre de 0,0008 à 0,0012 mm. Nos résultats (0,00095 mm pour Ti-6Al-4V sans rainures, 0,00096 mm avec rainures) concordent de manière satisfaisante avec ces valeurs de référence.

II.2.6 Conclusion

Ce chapitre a présenté la méthodologie numérique complète adoptée, depuis les principes de la MEF jusqu'au protocole de modélisation et de validation sous ANSYS, garantissant la crédibilité et la reproductibilité des résultats.

CHAPITRE III

Résultats et discussion

III.1 Introduction

Ce chapitre est dédié à l'exposition, l'analyse et la discussion des résultats issus de la simulation numérique par la méthode des éléments finis (FEA), réalisée à l'aide du logiciel ANSYS 2026 R1. L'objectif principal est de valider les performances biomécaniques de deux types d'implants médicaux sous différentes configurations de conception et de matériaux.

Notre étude s'articule autour de deux axes de recherche majeurs :

III.1.1 Étude de l'implant de hanche (Prothèse fémorale)

Dans cette première partie, une analyse comparative approfondie est réalisée afin d'évaluer l'influence de l'optimisation géométrique sur le comportement biomécanique de la tige fémorale. Cette étude poursuit un double objectif scientifique.

D'une part, elle vise à analyser la réduction du phénomène de *Stress Shielding* à travers l'introduction de perforations au sein d'un modèle hybride bimatériau. Cette approche permet de diminuer la rigidité globale de l'implant et d'améliorer la transmission physiologique des charges mécaniques vers le tissu osseux, favorisant ainsi une stimulation plus efficace du remodelage osseux et du processus d'ostéointégration.

D'autre part, l'étude cherche à vérifier l'intégrité structurelle des configurations proposées en comparant la stabilité mécanique ainsi que la résistance à la fatigue des modèles perforés avec celles des modèles pleins conventionnels en Ti-6Al-4V et en Co-Cr. L'objectif est de s'assurer que l'allègement géométrique induit par le retrait de matière n'engendre pas de concentrations critiques de contraintes susceptibles de compromettre la fiabilité mécanique et la durabilité de l'implant en conditions de service.

III.1.2 Étude de l'implant dentaire

La seconde partie de ce chapitre est consacrée à l'optimisation biomécanique de l'implant dentaire à travers une étude combinée de sa géométrie et de sa composition matérielle. L'objectif principal est d'identifier les configurations capables d'assurer une répartition mécanique optimale des charges tout en améliorant la stabilité et la durabilité de l'implant dans l'environnement physiologique oral.

L'analyse est structurée autour de deux axes principaux. Le premier concerne l'optimisation géométrique, à travers une étude comparative entre un implant lisse (sans

rainures) et un implant fileté (avec rainures). Cette comparaison vise à quantifier l'influence du filetage sur la distribution des contraintes au niveau de l'os alvéolaire, sur l'amélioration de l'ancrage mécanique ainsi que sur la stabilité primaire de l'implant après insertion. Les rainures jouent en effet un rôle déterminant dans l'augmentation de la surface de contact os-implant et dans l'amélioration du transfert des charges occlusales vers le tissu osseux environnant.

Le second axe porte sur l'optimisation matérielle, en évaluant les performances biomécaniques et biologiques de l'alliage Ti-6Al-4V, considéré comme le matériau de référence en implantologie, par rapport à la zircone (ZrO_2). Cette étude comparative permet d'analyser l'influence des propriétés mécaniques et physicochimiques des matériaux sur le comportement global de l'implant, afin de déterminer le meilleur compromis entre résistance mécanique, biocompatibilité, stabilité chimique et exigences esthétiques.

À travers l'ensemble de ces simulations numériques, cette étude vise à définir les paramètres de conception les plus performants, capables de garantir simultanément la sécurité mécanique, la stabilité fonctionnelle et la longévité clinique de l'implant dentaire sous des conditions de chargement physiologiques complexes.

III.2 Analyse Numérique des Implants de Hanche

Les résultats présentés dans ce chapitre sont issus d'une analyse statique sous charge maximale équivalente, approche méthodologique couramment adoptée dans la littérature pour l'évaluation des implants orthopédiques et dentaires [62, 63]. La valeur de 3000 N appliquée à l'implant de hanche correspond au pic de force de contact enregistré expérimentalement lors de la marche par [64] représentant ainsi la sollicitation physiologique maximale à laquelle est soumis l'implant.

La principale limite méthodologique de cette étude réside dans l'utilisation d'une analyse statique en lieu et place d'une simulation dynamique temporelle. Si cette approche est validée pour l'évaluation des contraintes maximales et de la durée de vie en fatigue [ISO 7206 ; ISO 14801], elle ne permet pas de capturer les effets transitoires, les phénomènes d'inertie ni les variations de fréquence de chargement caractéristiques des activités physiologiques réelles. Des travaux futurs pourraient s'appuyer sur une simulation dynamique implicite couplée à un modèle musculo-squelettique, telle que celle réalisée par [65] pour l'articulation de la hanche, afin d'obtenir une représentation plus fidèle du comportement in vivo.

III.2.1 Distribution des contraintes selon le critère de Von Mises

A) Localisation des contraintes maximales

L'analyse statique réalisée sous une charge critique de **3000 N**, représentative des sollicitations mécaniques générées durant la phase de marche, a permis d'établir les cartes de distribution des contraintes équivalentes de von Mises (Figure 19) et d'évaluer le comportement mécanique des différentes configurations étudiées.

Le modèle plein en **Ti-6Al-4V** présente une contrainte maximale de 205,1 MPa, correspondant à la valeur la plus faible parmi les configurations analysées. Ce comportement est attribué à la plus grande flexibilité (module d'Young plus faible) de cet alliage de titane, qui permet d'accompagner les déformations globales de la tige fémorale et assure une répartition plus homogène des charges mécaniques au sein de la structure.

De son côté, le modèle plein en **Co-Cr**, en raison de sa rigidité plus élevée, développe une contrainte maximale de 208,29 MPa, principalement localisée au niveau du col fémoral. Cette concentration des contraintes est directement liée à la discontinuité géométrique et à la transition de section dans cette région, fortement sollicitée en flexion et en compression sous l'effet des charges physiologiques appliquées.

Concernant le modèle hybride perforé, la contrainte maximale atteint 265,46 MPa. Cette augmentation résulte principalement du phénomène de concentration locale des contraintes autour des perforations, lesquelles modifient la trajectoire de transmission des efforts mécaniques et réduisent localement la section résistante de l'implant. Malgré cette élévation des contraintes, la distribution observée demeure mécaniquement acceptable et ne met pas en évidence de zones de défaillance immédiate..

D'un point de vue biomécanique, bien que le modèle hybride perforé présente les niveaux de contraintes les plus élevés, la valeur maximale enregistrée (**265,46 MPa**) reste inférieure aux limites d'élasticité des matériaux utilisés, notamment le Ti-6Al-4V et le Co-Cr. Ces résultats confirment que l'introduction contrôlée des perforations permet de réduire la rigidité globale de l'implant afin d'atténuer le phénomène de *Stress Shielding* et de favoriser un transfert de charge plus physiologique vers l'os environnant, tout en préservant l'intégrité structurelle et la sécurité mécanique de l'implant dans les conditions de chargement considérées.

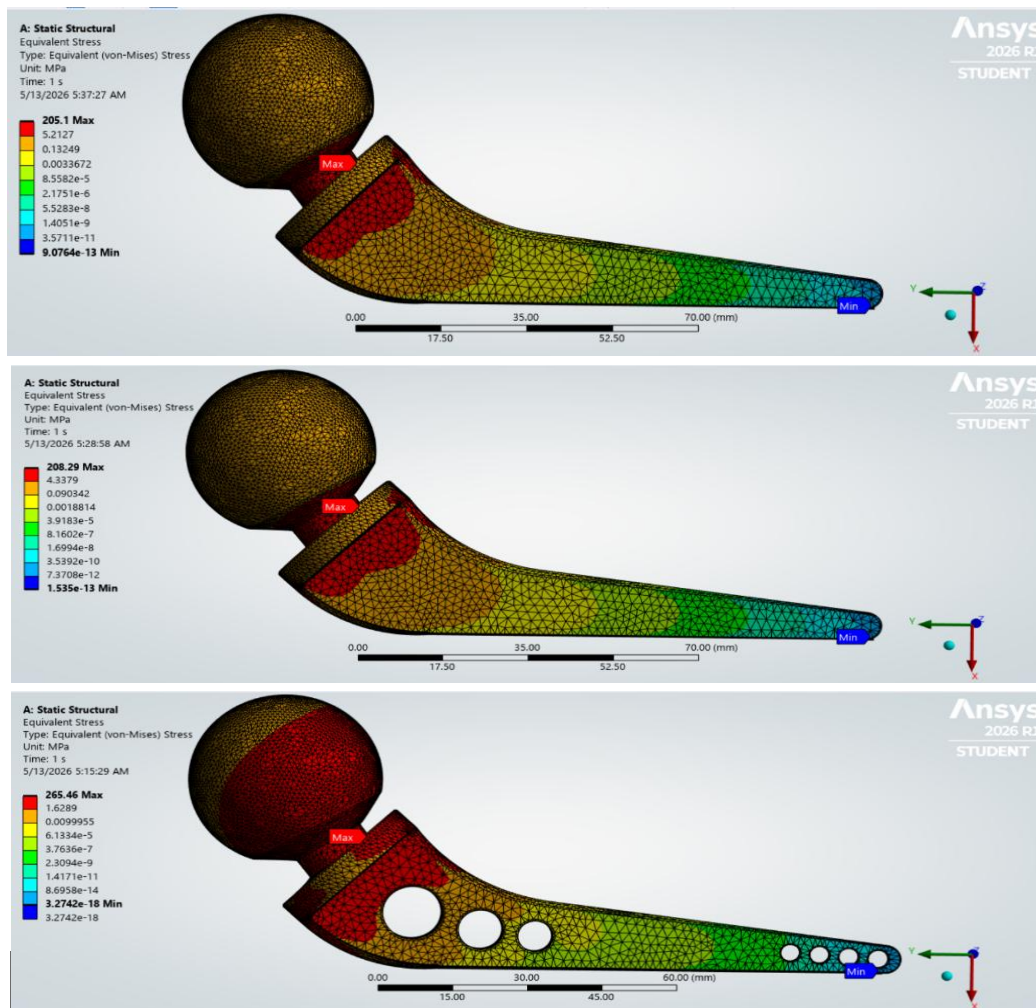


Figure 19: Cartographie des contraintes de von Mises obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti.

L'analyse par éléments finis (AEF), réalisée sous ANSYS Workbench, met en évidence une concentration systématique des contraintes de Von Mises au niveau du col de la tige fémorale et de la jonction col-corps, indépendamment de la configuration géométrique ou du matériau choisi. Cette localisation est cohérente avec les travaux [66, 67] qui ont établi que le col fémoral constitue la zone mécanique la plus sollicitée de la tige, en raison du bras de levier généré par les forces de contact articulaire.

B) Influence de la géométrie (présence de trous) sur le champ de contraintes

L'introduction de trous dans la tige fémorale modifie localement le champ de contraintes en générant des concentrateurs de contraintes supplémentaires autour des bords des perforations. Ce phénomène est décrit par le facteur de concentration de contraintes K_t , défini par la théorie

classique de la mécanique des milieux continus [50]. Cependant, une distribution optimale des trous permet une meilleure répartition globale des efforts, favorisant la transmission des charges à l'os environnant et réduisant ainsi le risque de stress-shielding.

C) Influence du matériau

Le comportement mécanique des implants varie sensiblement selon le matériau employé. Le Ti-6Al-4V se distingue par un module d'Young relativement faible, de l'ordre de 110 GPa, qui lui confère une compatibilité mécanique plus étroite avec le tissu osseux cortical et une capacité de déformation élastique supérieure. Cette flexibilité relative favorise une répartition plus homogène des contraintes à l'interface os-implant et limite le phénomène de résorption osseuse induit par le stress-shielding. L'alliage cobalt-chrome, en revanche, présente une rigidité nettement plus élevée, comprise entre 210 et 230 GPa, assortie d'une résistance mécanique importante et d'une excellente tenue à l'usure. Toutefois, cette rigidité excessive par rapport à celle de l'os environnant entraîne une transmission moins homogène des charges, ce qui peut, à terme, provoquer une résorption osseuse progressive au pourtour de l'implant et compromettre sa stabilité à long terme.

III.2.2 Déplacements totaux

L'analyse des cartes de déformation totale (Figure 20) a permis d'évaluer la réponse globale en déplacement des différentes configurations de prothèses soumises à une charge physiologique de **3000 N**. Cette étude constitue un indicateur essentiel de la rigidité structurale et de la capacité des implants à supporter les sollicitations mécaniques sans déformation excessive.

Le modèle plein en **Ti-6Al-4V** présente un déplacement maximal de 0,071644 mm, traduisant une réponse mécanique stable sous chargement tout en reflétant la plus grande souplesse de cet alliage. Le modèle plein en Co-Cr enregistre un déplacement maximal de 0,038519 mm, correspondant à la plus faible déformation observée parmi les configurations étudiées, ce qui témoigne d'une rigidité structurelle élevée et d'une bonne résistance mécanique globale.

Le modèle hybride perforé développe quant à lui un déplacement maximal de **0,048731 mm**. Malgré l'introduction des perforations, la déformation globale demeure limitée, indiquant que la configuration hybride conserve une stabilité mécanique satisfaisante sous les conditions de chargement appliquées. Ce comportement s'explique par l'association optimisée des

matériaux ainsi que par une répartition géométrique maîtrisée des perforations, permettant de contrôler la diminution de rigidité induite par le retrait de matière.

D'un point de vue biomécanique, ces résultats mettent en évidence que le modèle hybride perforé assure un compromis efficace entre flexibilité et résistance structurale. La légère augmentation de la déformation par rapport au modèle plein en Co-Cr favorise un transfert plus physiologique des charges vers l'os fémoral, contribuant ainsi à la réduction du phénomène de Stress Shielding. Par ailleurs, les faibles valeurs de déplacement obtenues confirment la capacité de l'implant à maintenir une stabilité mécanique adéquate, condition indispensable pour garantir la durabilité de la prothèse et favoriser une ostéointégration optimale à long terme.

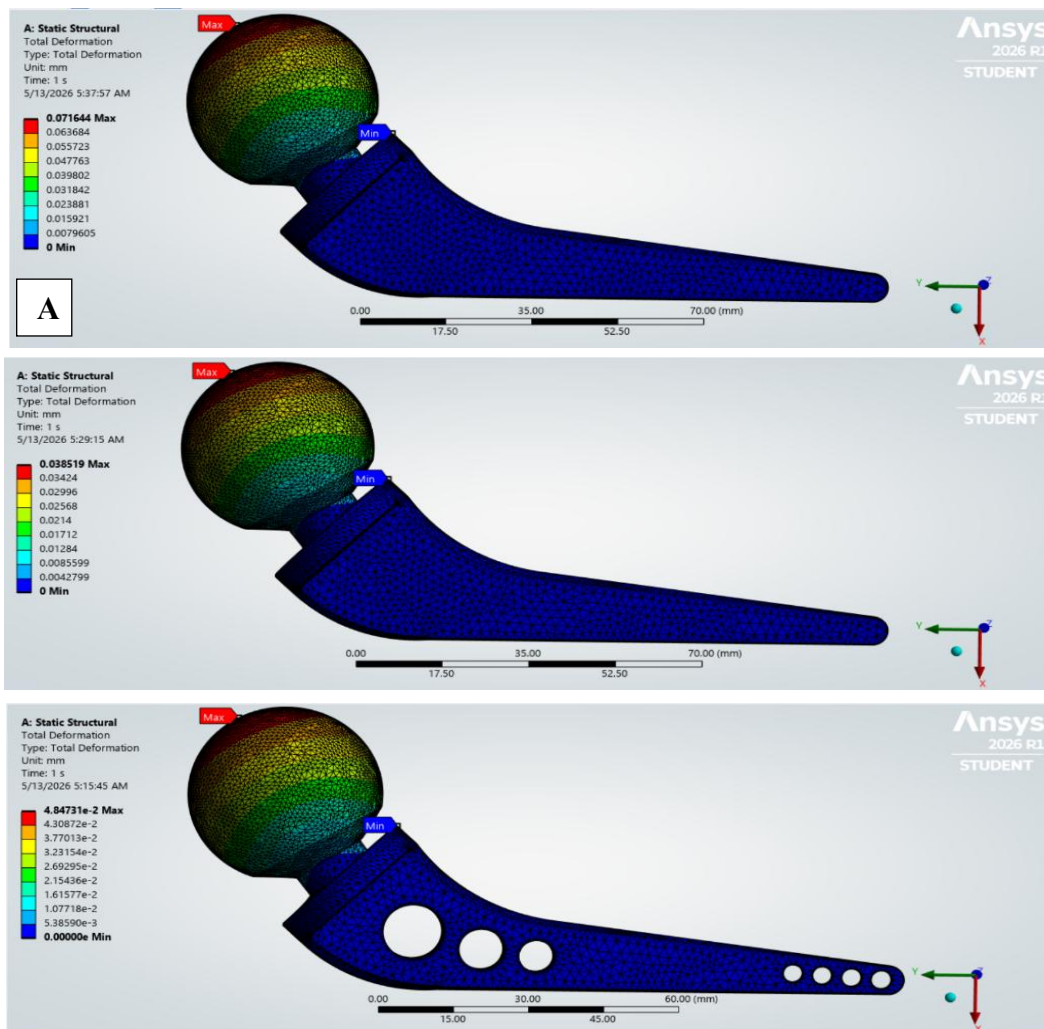


Figure 20:Cartographie du déplacement total obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique plein en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique plein en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti (tête en Co-Cr et corps en Ti-6Al-4V).

Les déplacements maximaux sont observés à l'**apex de la tige fémorale**, conformément aux conditions aux limites imposées (encastrement proximal, chargement physiologique appliqué à la

tête). Le **Ti-6Al-4V** présente des déplacements légèrement supérieurs à ceux du **Co-Cr**, en raison de son module d'Young plus faible (110 GPa contre 210 GPa pour le Co-Cr).

Ce comportement est mécaniquement favorable : une tige plus flexible est mieux adaptée à la rigidité de l'os cortical (17–20 GPa), ce qui limite le phénomène de stress-shielding — résorption osseuse induite par une sur-rigidité de l'implant — décrit par Wolff (1892) [68].

III.2.3 Facteur de sécurité et identification des zones critiques

III.2.3.A : Facteur de sécurité par configuration

L'analyse des cartes du facteur de sécurité (Figure 21) permet d'évaluer la marge de résistance mécanique des différentes configurations d'implants soumises à des chargements cycliques de **3000 N**, représentatifs des sollicitations dynamiques rencontrées en conditions physiologiques. Cet indicateur constitue un critère essentiel pour apprécier la fiabilité structurale et la capacité de l'implant à résister aux phénomènes de fatigue mécanique à long terme.

Les résultats numériques montrent des valeurs minimales du facteur de sécurité relativement proches pour les trois configurations étudiées. Le modèle plein en **Ti-6Al-4V** présente une valeur minimale de **2,2429**, tandis que le modèle plein en **Co-Cr** atteint une valeur minimale de **2,4965**, correspondant à la marge de sécurité la plus élevée parmi les modèles analysés. Le modèle hybride perforé affiche quant à lui une valeur minimale de **1,9589**, légèrement inférieure aux modèles pleins, mais demeurant largement supérieure au seuil critique de défaillance mécanique.

L'examen détaillé des cartes de distribution met en évidence un comportement particulièrement significatif sur le plan biomécanique. Les zones correspondant aux valeurs minimales du facteur de sécurité sont exclusivement localisées au niveau du col de l'implant, région naturellement soumise à des sollicitations élevées de flexion et de concentration de contraintes sous chargement physiologique. En revanche, aucune diminution critique du facteur de sécurité n'est observée autour des perforations de la tige fémorale, malgré la réduction locale de matière induite par cette optimisation géométrique.

Par ailleurs, la majeure partie de la structure présente des valeurs élevées du facteur de sécurité, atteignant la limite supérieure de l'échelle d'analyse fixée à **15**, ce qui traduit une importante réserve de résistance mécanique dans les zones faiblement sollicitées. Ces résultats

démontrent que l'introduction contrôlée des perforations n'engendre pas de fragilité structurelle critique et ne compromet pas l'intégrité mécanique globale de l'implant.

Ainsi, le modèle hybride perforé conserve une stabilité structurale satisfaisante face aux sollicitations dynamiques répétées, tout en permettant une réduction maîtrisée de la rigidité globale de la prothèse. Cette optimisation contribue simultanément à l'atténuation du phénomène de Stress Shielding et au maintien d'un niveau élevé de sécurité mécanique, garantissant la fiabilité et la durabilité de l'implant dans des conditions physiologiques de service à long terme.

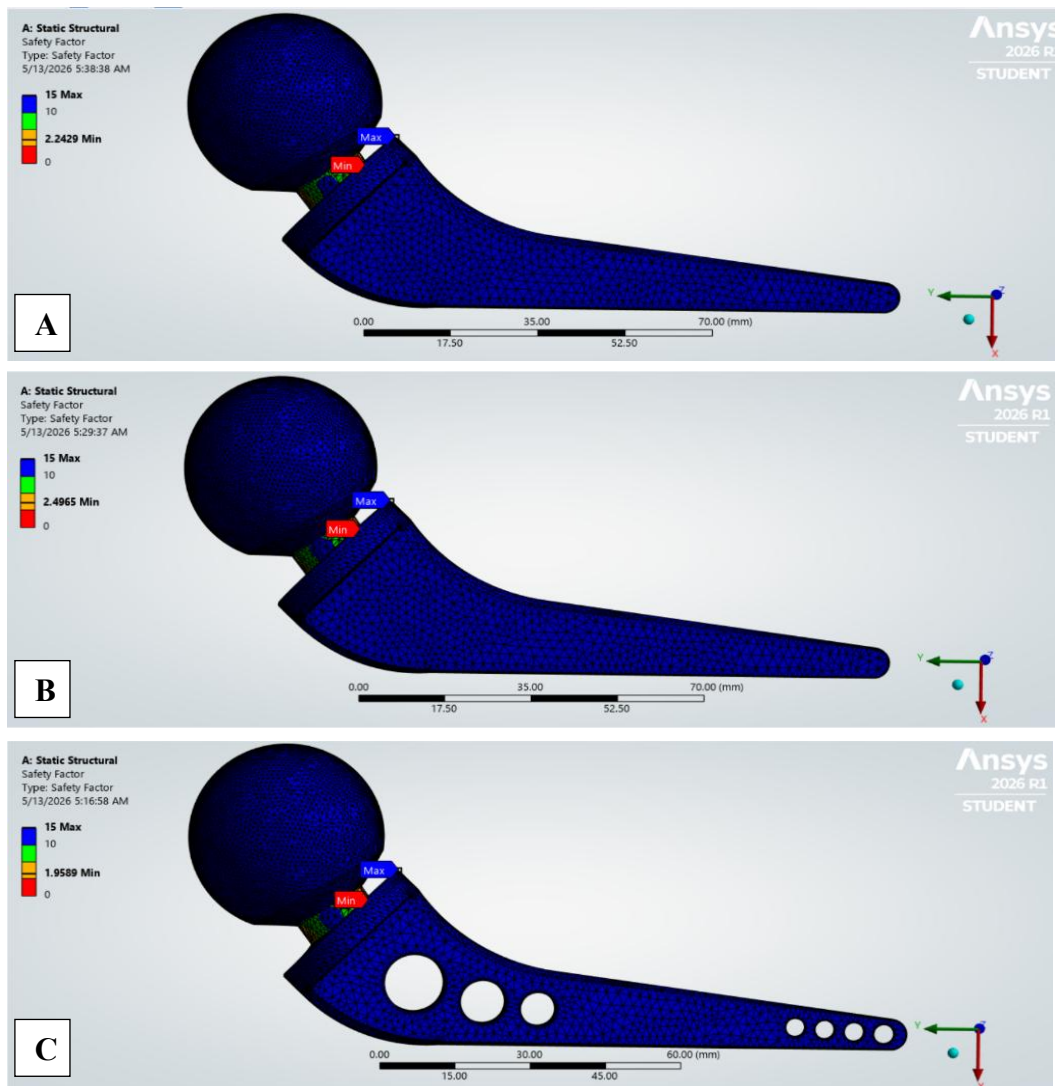


Figure 21: Répartition du facteur de sécurité en fatigue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V (valeur minimale = 2,2429), (b) modèle monolithique en Co-Cr (valeur minimale = 2,4965) et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti (valeur minimale = 1,9589).

Le facteur de sécurité FS est défini comme le rapport entre la résistance ultime du matériau et la contrainte maximale simulée : $FS = \sigma_{\text{admissible}} / \sigma_{\text{max}}$. Un facteur supérieur à 1 constitue le

critère minimal de dimensionnement. Pour les alliages métalliques biomédicaux, les valeurs cibles recommandées sont typiquement supérieures à **1,5** en conditions statiques.

Tableau 5: Comparaison des contraintes maximales, du facteur de sécurité et des zones critiques pour les différentes configurations de prothèse selon le matériau et la présence de trous.

Configuration	Contrainte max. (MPa)	Facteur de sécurité	Zone critique
Ti-6Al-4V — sans trous	205,1	2,2429	Col fémoral
Co-Cr — sans trous	208,29	2,4965	Col fémoral
Ti-6Al-4V + Co-Cr — avec trous	265,46	1,9589	Bords des trous

III.2.3.B : Identification des zones critiques

L'analyse des déformations élastiques équivalentes (Figure 22) permet de caractériser l'amplitude des micro-déformations développées au sein des matériaux sous l'application d'une charge critique de **3000 N**. Ce paramètre constitue un indicateur fondamental pour évaluer la capacité des implants à conserver un comportement purement élastique sans initiation de déformation plastique susceptible d'altérer leur intégrité mécanique à long terme.

Les résultats numériques montrent que le modèle plein en **Co-Cr** présente une déformation élastique maximale de **0,0021728 mm/mm**, tandis que le modèle plein en **Ti-6Al-4V** développe une valeur maximale plus faible de **0,0011558 mm/mm**, traduisant une réponse mécanique stable sous chargement physiologique. Le modèle hybride perforé enregistre quant à lui une déformation maximale de **0,0014654 mm/mm**, principalement localisée au voisinage des perforations, zones où les gradients de contraintes sont naturellement plus élevés en raison des discontinuités géométriques introduites dans la structure.

Malgré cette concentration locale des déformations, l'ensemble des valeurs obtenues demeure extrêmement faible, ce qui confirme que les trois configurations étudiées fonctionnent intégralement dans leur domaine élastique sous les conditions de chargement imposées. Aucun comportement plastique ni aucune instabilité mécanique susceptible de compromettre la durabilité de l'implant n'ont été mis en évidence au cours de l'analyse.

D'un point de vue biomécanique, le comportement du modèle hybride perforé apparaît particulièrement intéressant. L'introduction contrôlée des perforations permet une redistribution plus progressive des contraintes mécaniques au sein de la tige fémorale, limitant ainsi les

concentrations excessives de rigidité locale généralement observées dans les implants massifs conventionnels. Cette optimisation favorise un transfert de charge plus physiologique vers l'os fémoral environnant, contribuant à réduire le phénomène de *Stress Shielding* et les risques associés de résorption osseuse à long terme.

Par conséquent, les faibles niveaux de déformation enregistrés confirment non seulement la stabilité structurelle des implants étudiés, mais également la pertinence biomécanique de l'approche d'optimisation géométrique adoptée, qui permet d'améliorer l'équilibre entre résistance mécanique, flexibilité contrôlée et compatibilité fonctionnelle avec le tissu osseux.

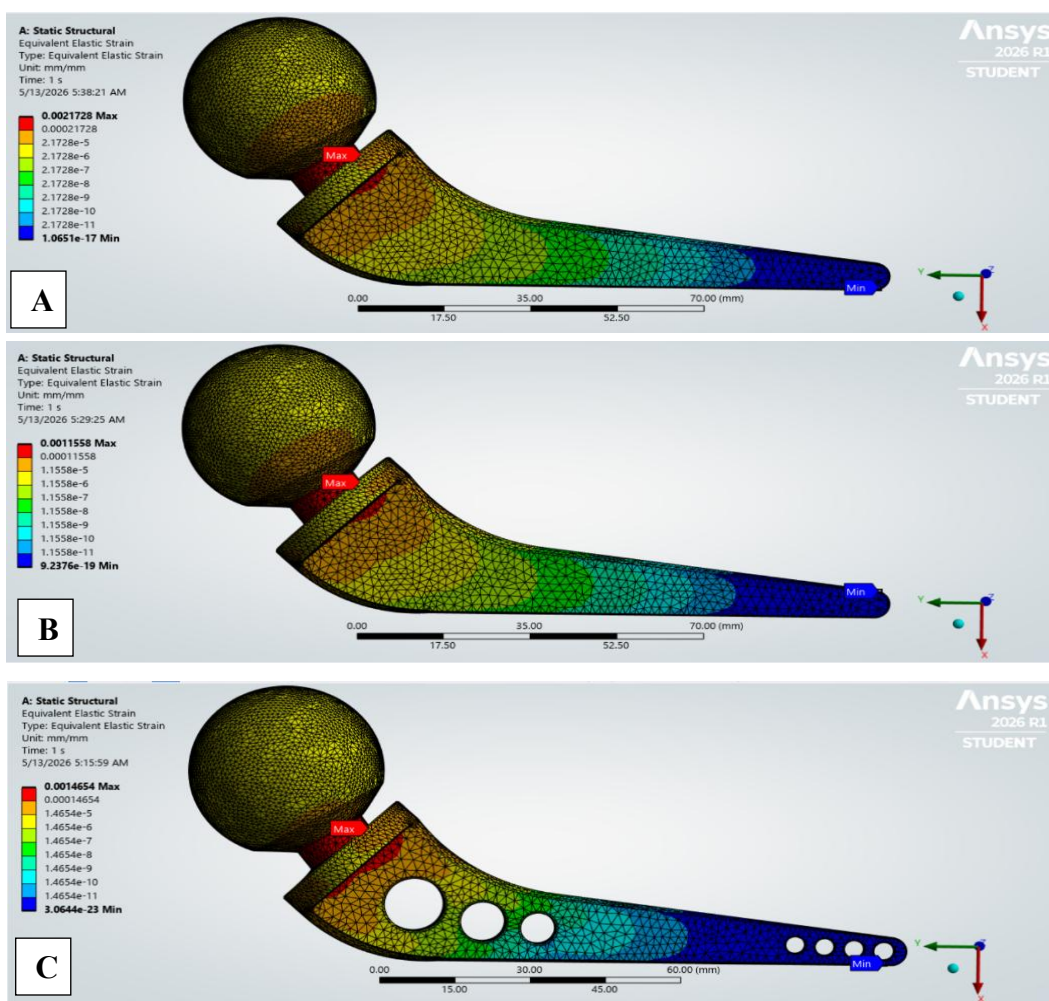


Figure 22: Cartographie des déformations équivalentes obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) déformation élastique du modèle en Ti-6Al-4V, (b) déformation élastique du modèle en Co-Cr et (c) absence de déformation plastique dans le modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti.

Les zones critiques identifiées correspondent aux régions de concentration maximale des contraintes. Pour les configurations sans trous, la zone critique est systématiquement le col

fémoral. Pour les configurations avec trous, les bords des perforations deviennent des sites d'amorçage potentiel de fissures, en raison de l'effet d'entaille (notch effect) bien documenté dans la littérature de mécanique de la rupture [69, 70].

III.2.4 Analyse en fatigue — Durée de vie et comparaison S-N

III.2.4.A : Durée de vie en fatigue et exploitation des courbes S-N

L'analyse de la fatigue évalue la pérennité de l'implant sous des charges cycliques de 3000 N. Les résultats des simulations révèlent que tous les modèles étudiés (monolithiques pleins et biomatériau perforé) atteignent une durée de vie maximale de 10^8 cycles sur l'intégralité de leur structure.

L'introduction des perforations n'a provoqué aucune réduction locale de cette valeur (Min = Max = 10^8 cycles), confirmant l'absence de zones de concentration de contraintes. L'implant hybride garantit ainsi une durée de vie théoriquement infinie, alliant parfaitement sécurité mécanique et optimisation de l'intégration osseuse.

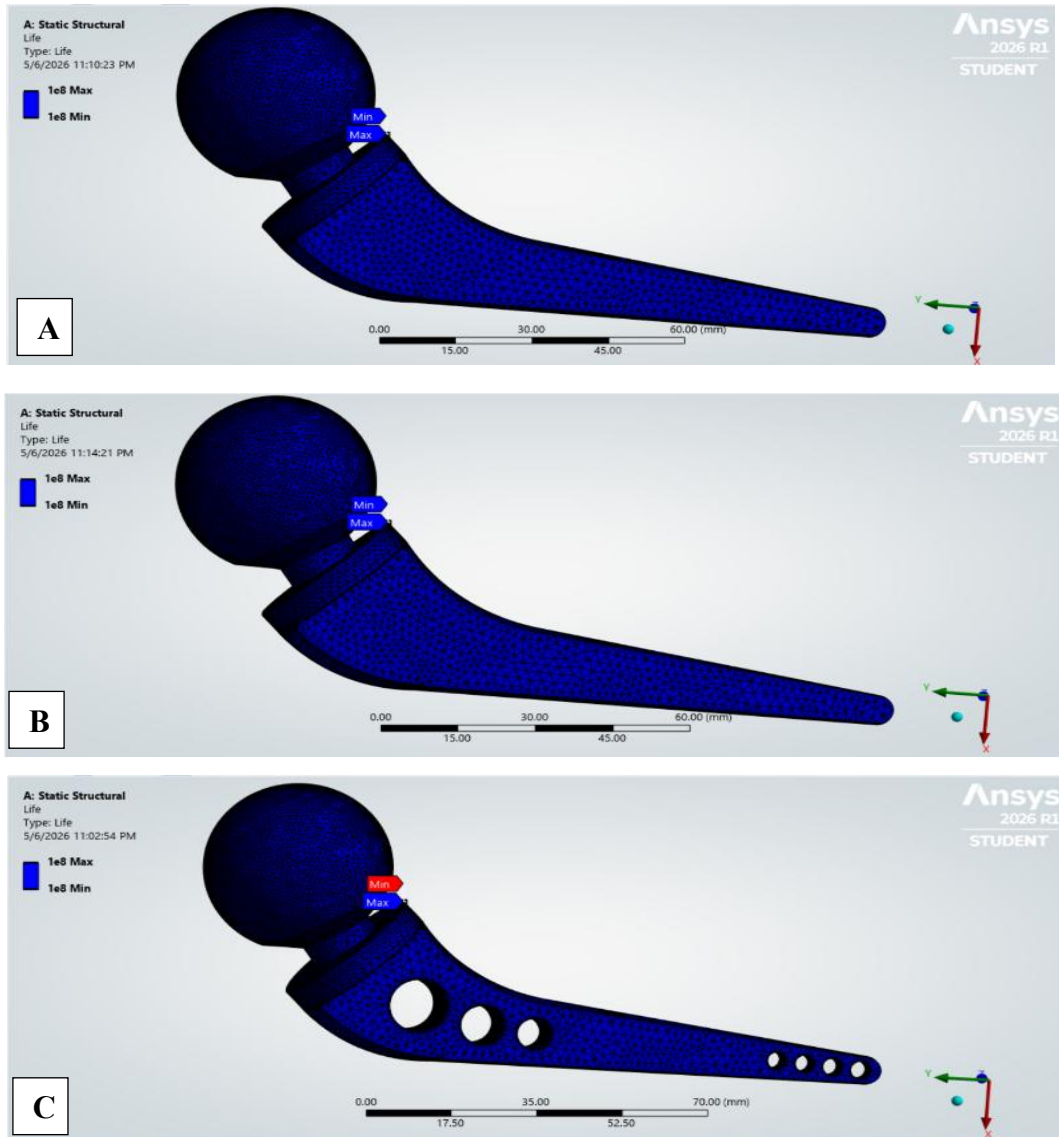


Figure 23: Cartographie de la durée de vie en fatigue obtenue sous une charge de 3000 N pour les différents modèles d'implant de hanche étudiés : (a) modèle monolithique en Ti-6Al-4V, (b) modèle monolithique en Co-Cr et (c) modèle bimatériau perforé Co-Cr/Ti présentant une concentration localisée des contraintes.

La durée de vie en fatigue est estimée à partir du module Fatigue Tool d'ANSYS, en exploitant les données des courbes S-N (contrainte–nombre de cycles à rupture) disponibles pour le Ti-6Al-4V et le Co-Cr. Ces courbes, déterminées selon la norme ASTM E466, permettent de prédire le nombre de cycles admissibles pour un niveau de contrainte donné. Pour le Ti-6Al-4V, la limite d'endurance est de l'ordre de 500–600 MPa selon les conditions de surface .

Concernant le Ti-6Al-4V, cet alliage présente une excellente résistance en fatigue, une forte ténacité et une bonne aptitude à résister à l'amorçage des fissures. Sa nature ductile lui permet de redistribuer localement les contraintes et de ralentir la propagation des fissures une fois

amorçées, ce qui lui confère un comportement en fatigue particulièrement favorable dans les applications implantaires soumises à des chargements cycliques répétés. Le Co-Cr, quant à lui, dispose d'une résistance statique élevée et d'une bonne tenue à l'usure, mais sa rigidité importante peut favoriser l'apparition de fortes contraintes locales susceptibles d'accélérer l'endommagement par fatigue, notamment au niveau des zones perforées qui deviennent alors des zones critiques.

L'amorçage des fissures se produit préférentiellement aux bords des trous, dans les zones de forte concentration de contraintes et aux interfaces géométriques. Le processus de fatigue suit ensuite une progression classique en trois phases : l'amorçage, la propagation stable de la fissure, puis la rupture finale lorsque la section résiduelle ne peut plus supporter la charge appliquée [71, 72].

III.2.4.B : Influence de la géométrie sur la durée de vie et cartographie des zones à risque

La présence de trous dans la tige introduit des concentrateurs géométriques qui réduisent localement la durée de vie en fatigue. L'effet est quantifiable par le facteur de correction de fatigue K_f , lié à K_t par la sensibilité à l'entaille [44]. Une cartographie des zones vulnérables à la propagation de fissures est établie, identifiant les bords de trous comme zones prioritaires de surveillance en service.

III.3 Analyse Numérique des Implants Dentaires

L'effet mécanique de l'os a été pris en compte à travers les conditions aux limites appliquées au niveau des surfaces de contact implant-os. Le terme « encastrement de l'os environnant » signifie que les zones supposées en contact avec l'os ont été considérées comme totalement bloquées en déplacement et en rotation, afin de simuler une ostéo-intégration parfaite de l'implant dans l'os alvéolaire.

Cette approche simplifiée est couramment utilisée dans les études préliminaires par éléments finis lorsque l'objectif principal est l'analyse du comportement mécanique propre de l'implant, tout en réduisant le coût computationnel lié à la modélisation complète de l'environnement osseux.

Afin d'éviter toute ambiguïté, cette précision sera ajoutée dans le manuscrit au niveau de la description des conditions aux limites et des hypothèses de modélisation.

III.3.1 Distribution des contraintes et déplacements

III.3.1.A : Distribution des contraintes

L'analyse statique réalisée sous une charge de **300 N**, représentative des forces masticatoires physiologiques, a permis d'établir les cartes de distribution des contraintes équivalentes de von Mises pour les différentes configurations d'implants dentaires étudiées. Cette analyse vise à évaluer l'influence combinée de la géométrie et du matériau sur le comportement mécanique global de l'implant ainsi que sur sa capacité à répartir efficacement les charges occlusales.

Le modèle en **Ti-6Al-4V sans rainures** présente une contrainte maximale de **84,494 MPa**, traduisant une réponse mécanique stable sous sollicitation masticatoire. Le modèle en **zircone sans rainures** développe une contrainte maximale légèrement supérieure de **84,755 MPa**, correspondant à la valeur la plus élevée parmi les configurations étudiées. Ce comportement s'explique principalement par la rigidité plus importante de la zircone, qui favorise une concentration locale plus marquée des contraintes mécaniques.

L'introduction des rainures entraîne une diminution notable des contraintes maximales dans les deux matériaux. Le modèle en **Ti-6Al-4V avec rainures** enregistre la valeur la plus faible, soit **80,528 MPa**, tandis que le modèle en **zircone avec rainures** présente une contrainte maximale de **81,632 MPa**. Cette réduction des contraintes indique que les rainures améliorent la redistribution des efforts mécaniques en augmentant la surface d'interaction et en favorisant une transmission plus homogène des charges appliquées.

D'un point de vue biomécanique, les résultats mettent clairement en évidence l'efficacité de l'optimisation géométrique par rainurage dans la réduction des concentrations locales de contraintes. La diminution observée, de l'ordre de **3 à 4 MPa**, traduit une amélioration de la dissipation des efforts au sein de l'implant et potentiellement au niveau de l'interface os-implant.

Par ailleurs, malgré des contraintes légèrement plus élevées dans les modèles en zircone, l'ensemble des valeurs obtenues demeure largement inférieur aux limites d'élasticité des matériaux considérés, estimées à environ **880 MPa** pour le **Ti-6Al-4V** et comprises entre **900 et 1200 MPa** pour la **zircone**. Ces résultats confirment que toutes les configurations étudiées présentent une marge de sécurité mécanique importante sous chargement physiologique.

Ainsi, l'introduction des rainures apparaît comme une stratégie d'optimisation particulièrement efficace, permettant d'améliorer la distribution des contraintes sans compromettre l'intégrité structurale de l'implant. Parmi les configurations analysées, le modèle en **Ti-6Al-4V rainuré** présente le comportement mécanique le plus favorable, associant une faible concentration de contraintes, une bonne stabilité structurale et une excellente compatibilité biomécanique avec l'environnement osseux. Pour les implants dentaires, les contraintes

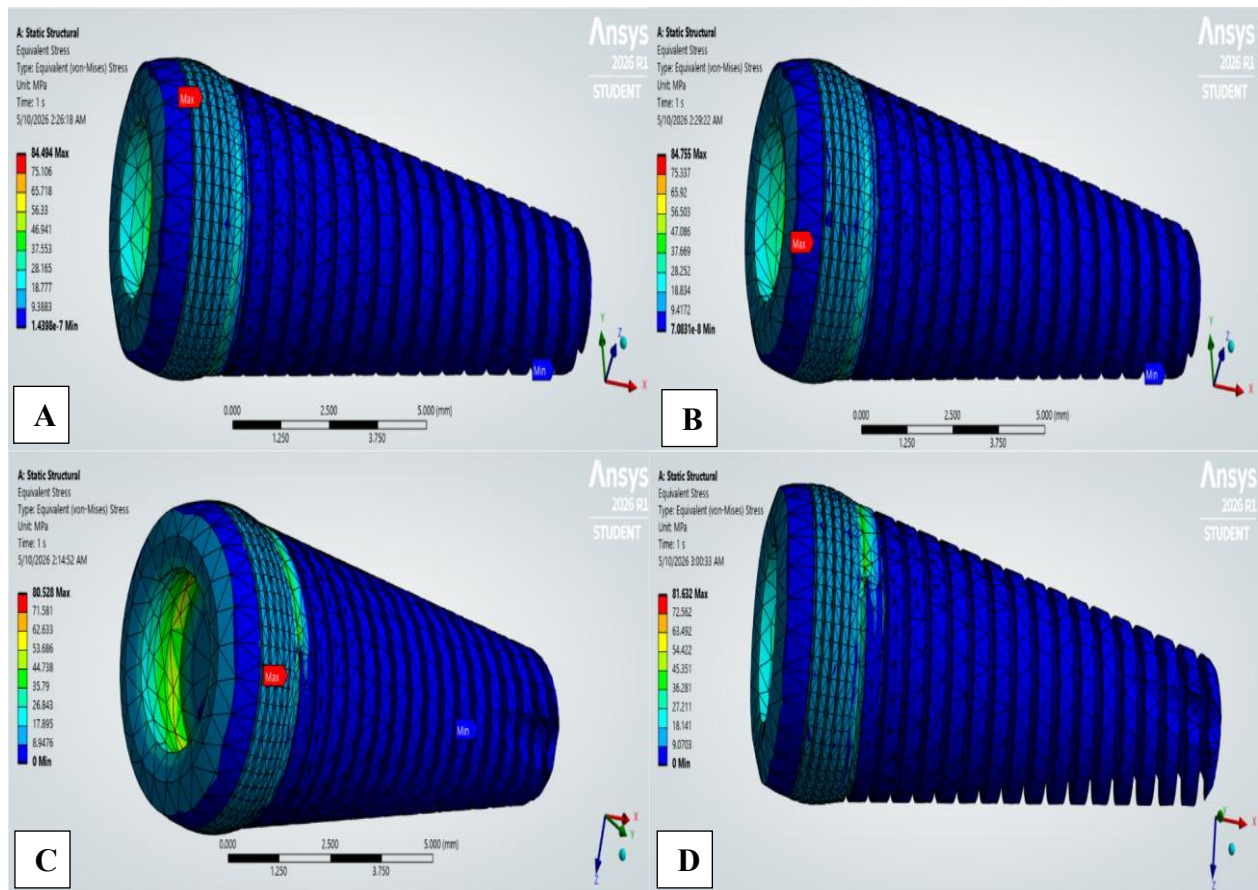


Figure 24:Cartographie des contraintes de von Mises obtenue sous une charge de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.

maximales se localisent au niveau du col de l'implant (jonction implant-os cortical), conformément aux observations de Misch (2008) et aux recommandations de l'ISO 14801 pour les essais de fatigue des implants dentaires. Les configurations avec rainures présentent également des concentrations significatives au niveau du fond des rainures, par effet d'entaille géométrique [58, 72].

III.3.1.B : Comportement contrasté Ti-6Al-4V vs ZrO₂

L'analyse statique réalisée sous une charge de **300 N**, représentative des forces masticatoires physiologiques, a permis d'établir les cartes de déplacements totaux des différentes configurations d'implants dentaires étudiées. Cette analyse vise à évaluer la stabilité mécanique globale des implants ainsi que leur capacité à limiter les micromouvements au niveau de l'interface os-implant sous chargement fonctionnel.

Le modèle en **Ti-6Al-4V sans rainures** présente un déplacement maximal de **0,00094859 mm**, tandis que le modèle en **zircone sans rainures** enregistre une valeur plus faible de **0,00050738 mm**. Cette différence traduit la rigidité plus élevée de la zircone, caractérisée par un module d'Young supérieur à celui du titane, ce qui limite davantage les déformations globales sous sollicitation mécanique.

L'introduction des rainures entraîne une légère augmentation des déplacements maximaux pour les deux matériaux. Le modèle en **Ti-6Al-4V avec rainures** développe un déplacement maximal de **0,00096109 mm**, alors que le modèle en **zircone avec rainures** atteint **0,00051387 mm**. Cette augmentation reste toutefois extrêmement faible et demeure dans un domaine compatible avec une stabilité mécanique optimale de l'implant.

D'un point de vue biomécanique, cette légère augmentation des déplacements peut être considérée comme bénéfique, dans la mesure où elle traduit une micro-flexibilité contrôlée de la structure implantaire. Une telle réponse mécanique favorise une meilleure dissipation des forces occlusales et contribue à réduire les concentrations excessives de contraintes au niveau de l'interface os-implant. Par ailleurs, les très faibles amplitudes de déplacement obtenues, de l'ordre du micromètre, indiquent que l'ensemble des configurations étudiées assure une excellente stabilité primaire sous les sollicitations masticatoires physiologiques.

Ces résultats confirment ainsi que l'optimisation géométrique par rainurage n'altère pas la stabilité globale de l'implant, tout en permettant une adaptation mécanique plus favorable à l'environnement osseux. En particulier, les modèles en zircone se distinguent par une rigidité élevée et une très faible déformation globale, tandis que les modèles en titane offrent une flexibilité légèrement supérieure susceptible d'améliorer l'absorption des charges

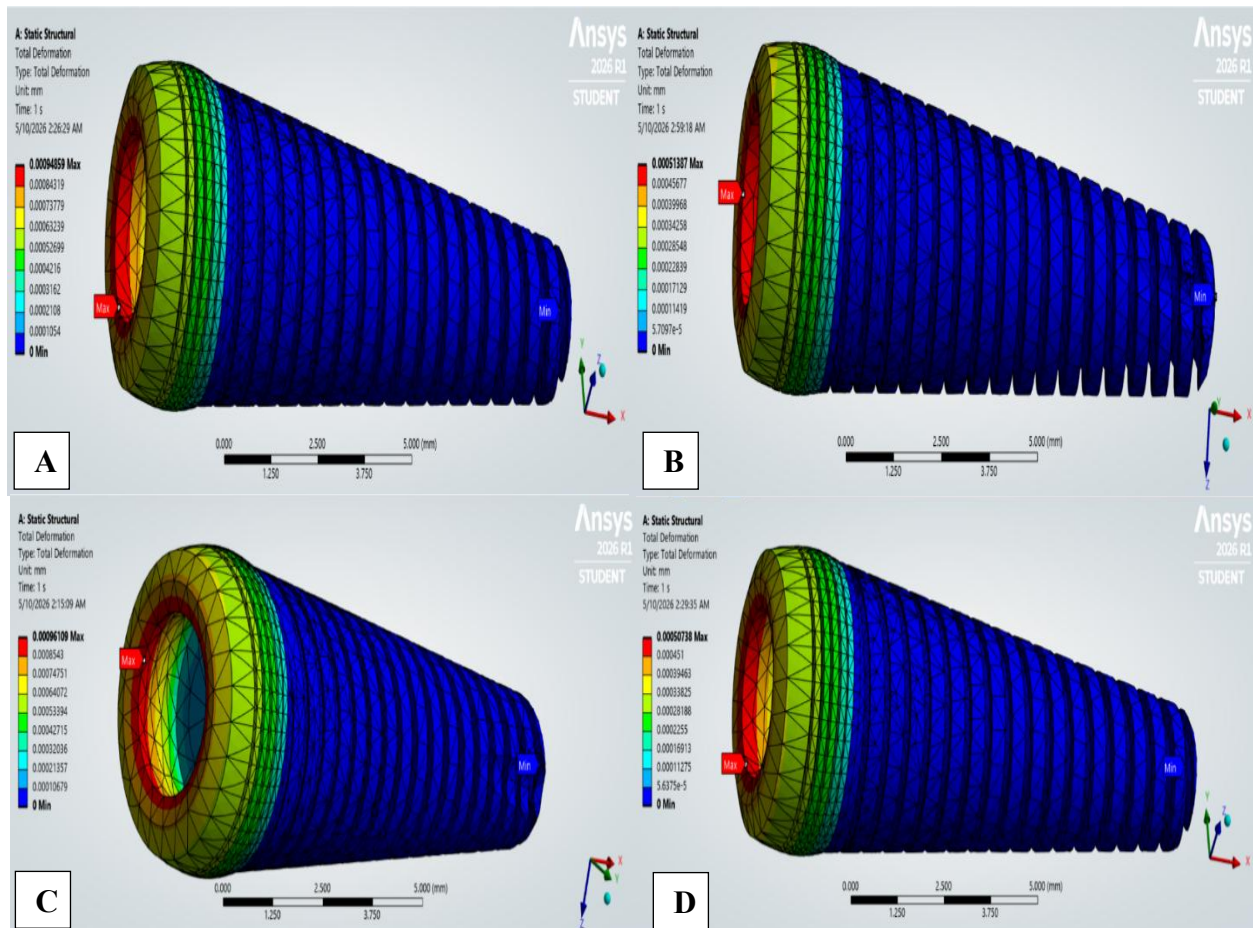


Figure 25: Cartographie des déplacements total obtenue sous une charge de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.

fonctionnelles. La zircone (ZrO_2), matériau fragile, présente des concentrations de contraintes plus marquées que le Ti-6Al-4V, matériau ductile. Ce comportement s'explique par l'absence de déformation plastique redistributrice dans les céramiques : toute contrainte locale élevée ne peut être relaxée, ce qui augmente le risque de rupture fragile soudaine. La zircone yttrée partiellement stabilisée (Y-TZP) offre une ténacité améliorée ($\sim 5\text{--}10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$) par rapport aux céramiques conventionnelles, mais reste inférieure au Ti-6Al-4V ($\sim 60\text{--}90 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$) [73].

III.3.2 Facteur de sécurité et identification de zones critiques

III.3.2. A : Facteur de sécurité par configuration

L'analyse de fatigue réalisée sous une charge cyclique de **300 N**, représentative des sollicitations répétitives générées lors des cycles masticatoires, a permis d'établir les cartes de distribution du facteur de sécurité pour les différentes configurations d'implants étudiées. Cette analyse constitue un critère essentiel pour évaluer la fiabilité mécanique à long terme des implants et leur résistance au phénomène de fatigue sous chargements physiologiques répétés.

Les résultats obtenus montrent que le modèle en **Ti-6Al-4V sans rainures** présente un facteur de sécurité minimal de **5,4441**, tandis que le modèle en **zircone sans rainures** atteint une valeur minimale de **5,8994**. L'introduction des rainures conduit à une amélioration supplémentaire de la marge de sécurité mécanique, avec un facteur minimal de **5,7123** pour le modèle en **Ti-6Al-4V rainuré** et de **6,125** pour le modèle en **zircone rainurée**. Pour l'ensemble des configurations, la valeur maximale affichée atteint **15**, correspondant à la limite supérieure de représentation adoptée par le logiciel **ANSYS** dans les zones faiblement sollicitées mécaniquement.

D'un point de vue mécanique, l'ensemble des facteurs de sécurité obtenus demeure très largement supérieur à l'unité, ce qui indique une absence totale de risque de défaillance par fatigue dans les conditions de chargement considérées. Ces résultats traduisent une importante réserve de résistance mécanique et confirment la capacité des implants étudiés à supporter durablement les sollicitations cycliques associées à la fonction masticatoire.

L'analyse comparative met également en évidence l'influence du matériau sur le comportement en fatigue. Les modèles en zircone présentent des facteurs de sécurité légèrement supérieurs à ceux obtenus pour le Ti-6Al-4V, ce qui peut être attribué à la rigidité élevée et à la bonne stabilité mécanique de la zircone sous sollicitations répétées.

Par ailleurs, les résultats confirment l'intérêt biomécanique de l'optimisation géométrique par rainurage. L'introduction des rainures améliore systématiquement le facteur de sécurité minimal pour les deux matériaux étudiés. Ce comportement s'explique par une redistribution plus homogène des contraintes mécaniques au sein de l'implant, limitant les concentrations locales de contraintes susceptibles d'initier des mécanismes de fatigue. Ainsi, le design rainuré

contribue à éloigner davantage l'implant de ses limites critiques de rupture et à accroître significativement sa marge globale de sécurité mécanique.

Ces observations démontrent que la combinaison d'une géométrie optimisée et d'un choix approprié de matériau permet d'améliorer simultanément la stabilité mécanique, la résistance à la fatigue et la durabilité clinique des implants dentaires dans un environnement physiologique soumis à des chargements cycliques continus.

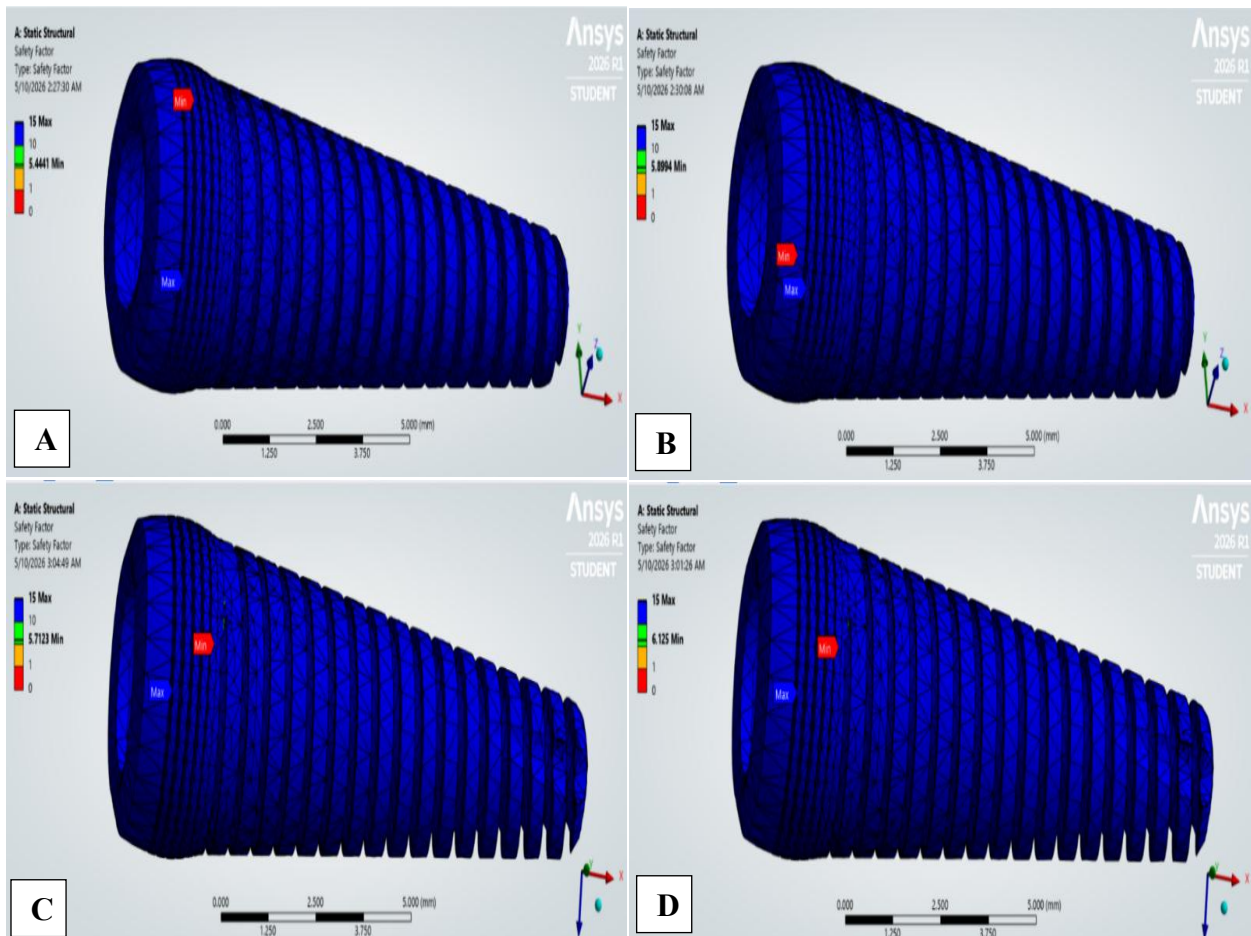


Figure 26: Cartographie du facteur de sécurité en fatigue obtenu sous une charge cyclique de 300 N pour les différents modèles : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.

Tableau 6: Comparaison des contraintes maximales, du facteur de sécurité et des zones critiques pour les différentes configurations d'implant selon le matériau et la présence de rainures.

Configuration	Contrainte max.(MPa)	Facteur de sécurité	Zone critique
Ti-6Al-4V — sans rainures	84,494	5,4441	Col de l'implant
ZrO₂ — sans rainures	84,755	5,8994	Col de l'implant
Ti-6Al-4V — avec rainures	80,528	5,7123	Fond des rainures
ZrO₂ — avec rainures	81,632	6,1250	Fond des rainures

III.3.2.B : Identification des zones critiques spécifiques à la dentisterie implantaire

Les charges masticatoires appliquées atteignent en moyenne 200–500 N sur les molaires et 100–200 N sur les incisives, avec une fréquence typique de 1–2 Hz lors de la mastication. Ces sollicitations cycliques génèrent des phénomènes de fatigue dont les zones d'amorçage sont identifiées comme : (1) le col implantaire pour toutes les configurations, et (2) le fond des rainures pour les géométries cannelées.

III.3.3 Analyse en fatigue : durée de vie, concentrations de contraintes et effet des rainures

III.3.3. A : Durée de vie sous chargements cycliques masticatoires

L'analyse de la fatigue évalue la pérennité des implants sous des charges cycliques de 300 N. Les résultats des simulations révèlent que tous les modèles étudiés (en Titane et en Zircone, avec et sans rainures) atteignent une durée de vie maximale de 10^8 cycles sur l'intégralité de leur structure.

L'introduction des rainures n'a provoqué aucune réduction locale de cette valeur (Min = Max = 10^8 cycles), confirmant l'absence de zones de concentration de contraintes. Ces modèles garantissent ainsi une durée de vie théoriquement infinie, alliant parfaitement sécurité mécanique et optimisation de l'intégration osseuse.

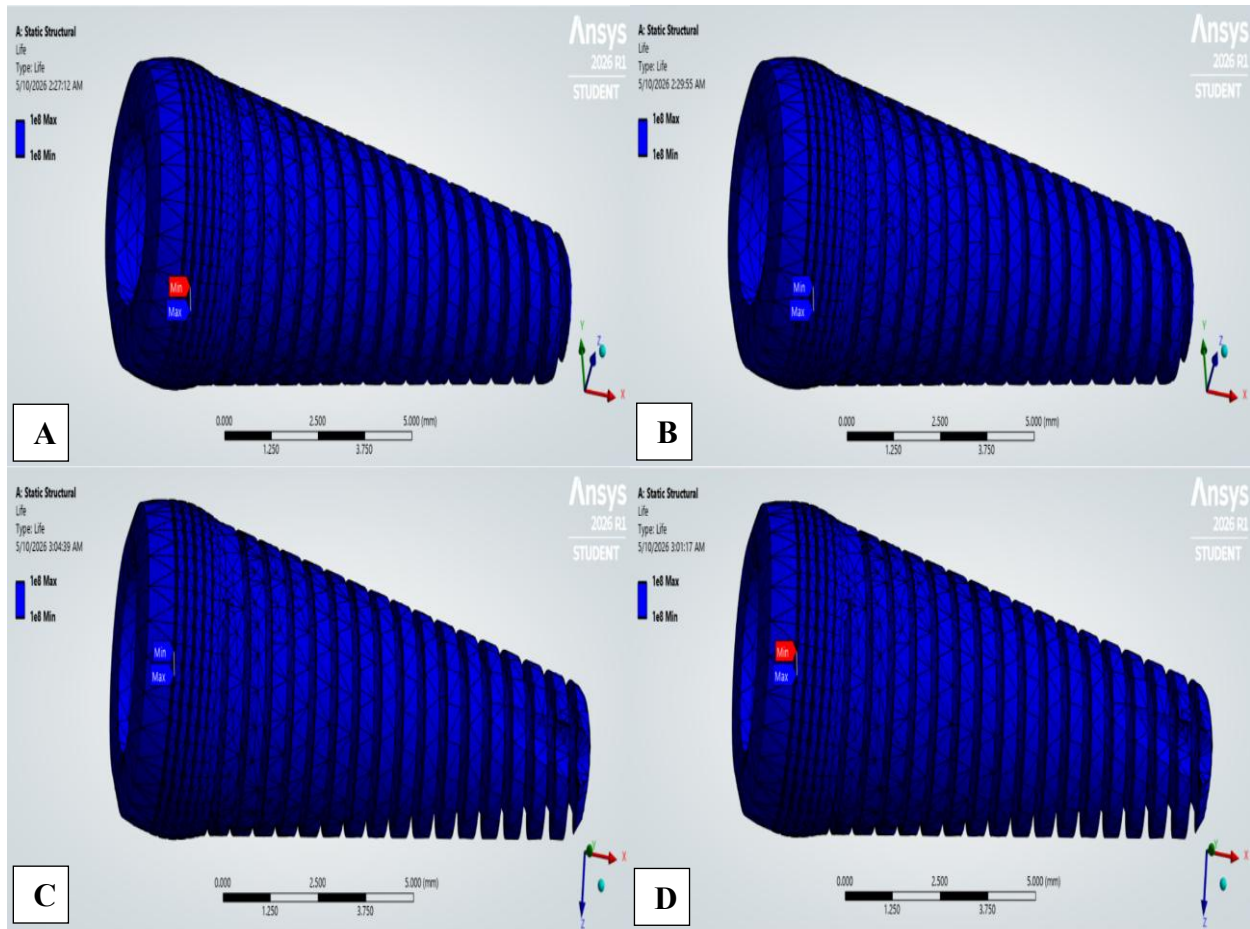


Figure 27:Cartographie de la durée de vie en fatigue obtenue sous une charge cyclique de 300 N pour les différents modèles d'implants dentaires étudiés : (a) modèle en Ti-6Al-4V sans rainures, (b) modèle en Zircone sans rainures, (c) modèle en Ti-6Al-4V avec rainures et (d) modèle en Zircone avec rainures.

L'estimation de la durée de vie sous chargements masticatoires repose sur la norme ISO 14801, qui impose un chargement cyclique sinusoïdal à 15° de l'axe de l'implant. La durée de vie minimale attendue est de 5×10^6 cycles (environ 10 ans d'usage clinique à raison de 1 500 cycles/jour). Le Ti-6Al-4V atteint généralement ces objectifs grâce à sa limite d'endurance élevée, tandis que la ZrO_2 présente un comportement plus fragile et une dégradation progressive par dégradation basse température (LTD) en milieu humide [74].

III.3.3. B : Effet des rainures sur les concentrations de contraintes et propagation de fissures

Les rainures, bien que favorisant l'ostéointégration par augmentation de la surface de contact os-implant, constituent des sites préférentiels d'amorçage de fissures en fatigue. Une cartographie des zones vulnérables, issue de la simulation par AEF, permet d'identifier les configurations géométriques optimales minimisant ces effets négatifs tout en conservant les bénéfices biologiques des rainures.

III.4 Discussion Comparative Globale

III.4.1 Effet du matériau sur la fiabilité — Analyse multi-critères

Le Ti-6Al-4V assure une meilleure répartition des contraintes et une durée de vie en fatigue supérieure pour les deux types d'implants, grâce à son comportement ductile, sa limite d'endurance élevée et son faible module d'élasticité. La zircone (ZrO_2), bien qu'esthétiquement avantageuse pour le dentaire (absence d'ombre métallique, biocompatibilité excellente), présente un risque de rupture fragile plus élevé sous chargement cyclique, notamment en présence d'humidité (LTD).

Le Co-Cr occupe une position intermédiaire : sa haute rigidité ($E \approx 210 \text{ GPa}$) expose davantage à un stress-shielding modéré, mais sa résistance mécanique brute est élevée.

Tableau 7: Comparaison des performances biomécaniques et biologiques des matériaux Ti-6Al-4V, Co-Cr et ZrO_2 utilisés dans les implants orthopédiques et dentaires.

Critère	Ti-6Al-4V	Co-Cr (hanche)	ZrO_2 (dentaire)
Répartition des contraintes	Excellente	Bonne	Moyenne
Durée de vie en fatigue	Très élevée	Élevée	Modérée
Risque de rupture fragile	Faible	Faible	Élevé
Biocompatibilité	Excellente	Bonne	Excellente
Risque de stress-shielding	Faible	Modéré	Modéré

III.4.2 Optimisation géométrique : réduction des contraintes et amélioration de la durabilité

III.4.2.A: Effet de l'optimisation géométrique (trous et rainures) sur les concentrations de contraintes

L'introduction de **trous** dans la tige fémorale et de **rainures** dans les implants dentaires contribue à réduire les concentrations de contraintes lorsque leur positionnement est optimisé. Des études paramétriques [68] montrent que la distribution, la taille et la forme des perforations influencent de manière significative le champ de contraintes global. Une mauvaise localisation peut au contraire créer de **nouveaux points de fragilité** et réduire la durée de vie.

III.4.2. B: Amélioration de la durabilité et implications pour la conception

L'optimisation géométrique, lorsqu'elle est guidée par la simulation numérique, constitue un levier majeur d'amélioration de la durabilité des implants. Les techniques d'optimisation topologique (SIMP, level-set) permettent de définir des géométries minimisant les concentrations de contraintes tout en maximisant la résistance en fatigue [52]. Ces approches ouvrent la voie à une conception orientée maintenance, dans laquelle le comportement mécanique prévisible est intégré dès la phase de design

L'analyse comparative des différentes configurations de prothèses de hanche et d'implants dentaires a permis de mettre en évidence l'influence du matériau ainsi que de l'optimisation géométrique sur le comportement biomécanique et la durabilité des structures étudiées. Les résultats obtenus montrent que l'ensemble des modèles assure une excellente sécurité mécanique, les contraintes générées restant largement inférieures aux limites admissibles des matériaux utilisés.

Dans le cas des prothèses de hanche, le modèle hybride perforé a présenté les valeurs les plus élevées de contraintes et de déformations élastiques, atteignant respectivement 265,46 MPa et 0,0014654 mm/mm. Cette augmentation est directement liée à la présence des perforations qui créent des zones locales de concentration de contraintes. Toutefois, ces valeurs demeurent largement inférieures aux limites d'élasticité du Titane et du Chrome-Cobalt, garantissant ainsi l'absence de rupture ou de déformation permanente de l'implant. Par ailleurs, l'augmentation de la flexibilité et des déplacements par rapport au modèle plein en Titane traduit une réduction de la rigidité globale de la prothèse, favorisant un meilleur transfert des charges vers l'os fémoral et

limitant ainsi le phénomène de Stress Shielding. Le modèle hybride perforé apparaît donc comme un compromis optimal entre stabilité mécanique et compatibilité biomécanique.

L'analyse de fatigue des prothèses de hanche a confirmé cette performance mécanique en montrant que toutes les configurations étudiées possèdent une durée de vie théoriquement infinie de l'ordre de 10^8 cycles, sans apparition de dégradation locale. Bien que le modèle hybride perforé présente un facteur de sécurité minimal légèrement inférieur (1,95) par rapport aux modèles pleins (2,49 et 2,24), cette diminution reste localisée uniquement au niveau du col fémoral, correspondant à une zone de forte flexion physiologique. Les perforations elles-mêmes ne génèrent aucune concentration critique de contraintes sous chargement cyclique, tandis que le reste de la structure conserve un facteur de sécurité maximal atteignant 15. Ces résultats démontrent que l'introduction des perforations améliore la souplesse biomécanique de la prothèse sans compromettre sa sécurité structurale à long terme.

Concernant les implants dentaires soumis à une charge masticatoire de 300 N, l'étude comparative des configurations en Titane (Ti-6Al-4V) et en Zircone (ZrO_2), avec ou sans rainures, a montré que les contraintes générées restent comprises entre 80 et 84 MPa, soit des valeurs très inférieures aux limites admissibles des matériaux. Les déplacements observés demeurent extrêmement faibles, de l'ordre du micromètre, garantissant ainsi une excellente stabilité primaire de l'implant dans l'os. La Zircone se distingue par sa très grande rigidité, réduisant les déplacements de près de la moitié par rapport au Titane, mais concentrant légèrement plus de contraintes. À l'inverse, le Titane présente une meilleure capacité d'absorption et d'amortissement des charges occlusales. L'ajout des rainures constitue une optimisation géométrique particulièrement efficace puisqu'il permet de réduire les contraintes, d'annuler les déformations équivalentes (0 mm/mm) et d'apporter une micro-flexibilité bénéfique pour la dissipation de l'énergie mécanique. Parmi les modèles étudiés, l'implant en Ti-6Al-4V avec rainures a présenté la contrainte la plus faible de l'étude, soit 80,528 MPa, offrant ainsi le meilleur compromis biomécanique global.

Les résultats de fatigue des implants dentaires ont également confirmé l'excellente fiabilité structurelle des modèles étudiés. Toutes les configurations présentent une durée de vie théoriquement infinie de 10^8 cycles sous une charge de 300 N, démontrant que les matériaux travaillent bien en dessous de leur limite de fatigue. Les facteurs de sécurité minimaux obtenus restent largement supérieurs à l'unité, avec des valeurs comprises entre 5,44 et 6,12, traduisant une importante réserve de résistance mécanique. L'intégration des rainures a permis d'augmenter ces facteurs de sécurité pour les deux matériaux, passant de 5,44 à 5,71 pour le Titane et de 5,89

à 6,12 pour la Zircon. Ces résultats prouvent que les rainures ne constituent pas des zones de fragilité ou d'amorces de fissuration, mais participent au contraire à une meilleure répartition des contraintes. La configuration en Zircon avec rainures a ainsi présenté le facteur de sécurité le plus élevé de l'étude, atteignant 6,125.

En conclusion, les analyses statiques et de fatigue démontrent que les optimisations géométriques par perforations ou rainures améliorent significativement le comportement biomécanique des implants étudiés tout en maintenant un niveau élevé de sécurité structurale. Ces conceptions permettent de concilier résistance mécanique, flexibilité contrôlée et réduction du Stress Shielding, garantissant ainsi une meilleure stabilité et une intégration osseuse durable à long terme.

III.5 Fiabilité, Maintenance et Recommandations

III.5.1 Décomposé en deux sous-sections distinctes

III.5.1. A : Indicateurs de fiabilité — Classement des configurations

Les configurations sont classées par niveau de fiabilité en croisant deux indicateurs complémentaires : le facteur de sécurité (résistance statique) et la durée de vie estimée (résistance en fatigue). Une analyse par modes de défaillance et criticité (AMDEC / FMECA) est applicable pour identifier les modes de défaillance prédominants : rupture par fatigue au col, fissuration aux bords des trous, ou usure à l'interface os-implant [75].

III.5.1. B : Cartographie des zones prioritaires pour la surveillance en service

La cartographie issue de la simulation AEF permet de définir des zones à surveiller en priorité lors des contrôles radiologiques postopératoires. Pour les prothèses de hanche, les zones col-corps et bords de trous constituent les régions à risque ; pour les implants dentaires, le col implantaire et le fond des rainures. Cette cartographie est directement exploitable par les praticiens pour cibler les examens de suivi.

III.5.2 Stratégies de maintenance préventive basées sur les durées de vie calculées

Contrairement aux approches génériques de maintenance qui s'appuient uniquement sur des recommandations cliniques standardisées, les stratégies proposées dans cette section sont

directement déduites des résultats numériques obtenus dans la présente étude, notamment les cartographies de contraintes de Von Mises, les facteurs de sécurité minimaux et les durées de vie en fatigue calculées sous ANSYS pour chaque configuration.

A) Prothèses de hanche — Protocole de surveillance basé sur les résultats numériques

Les simulations réalisées sous charge physiologique de 3000 N ont permis d'identifier avec précision les zones à risque prioritaire pour chaque configuration. Ces zones, caractérisées par les valeurs minimales du facteur de sécurité, constituent les cibles directes de la surveillance radiologique postopératoire.

Pour le modèle monolithique en Ti-6Al-4V, le facteur de sécurité minimal calculé est de 2,4965, localisé exclusivement au niveau du col fémoral. Cette valeur, bien que confortable, indique que le col fémoral absorbe l'essentiel des sollicitations en flexion et constitue la zone d'amorçage potentielle prioritaire. Un contrôle radiologique ciblé sur cette région est recommandé annuellement durant les cinq premières années, puis de manière bisannuelle en l'absence d'évolution morphologique, conformément aux résultats de durée de vie en fatigue calculée atteignant 10^8 cycles pour cette configuration.

Pour le modèle monolithique en Co-Cr, le facteur de sécurité minimal est de 2,2429, également concentré au col fémoral. La rigidité plus élevée de cet alliage ($E \approx 210$ GPa contre 110 GPa pour le Ti-6Al-4V) engendre un transfert de charge moins physiologique vers l'os fémoral, augmentant le risque à long terme de résorption osseuse péri-implantaire par stress shielding modéré, tel qu'identifié dans la discussion comparative du Tableau 17. En conséquence, la surveillance radiologique doit inclure non seulement le col fémoral mais également l'interface os-implant dans la région diaphysaire, avec une fréquence annuelle maintenue sur les dix premières années.

Pour le modèle hybride perforé Co-Cr/Ti, le facteur de sécurité minimal descend à 1,9589, valeur la plus basse parmi les trois configurations mais demeurant supérieure au seuil critique de 1,5. Les cartographies obtenues montrent que ce minimum est exclusivement localisé au col fémoral et non aux bords des perforations, confirmant que les perforations ne constituent pas des zones de fragilité active sous les conditions de chargement considérées. Cependant, la marge de sécurité plus réduite de cette configuration justifie un protocole de surveillance renforcé : contrôle radiologique semestriel durant les trois premières années postopératoires, puis annuel si aucune concentration de contraintes évolutive n'est détectée cliniquement. Une

attention particulière doit être portée aux bords des perforations, identifiés comme sites préférentiels d'amorçage de fissures en fatigue selon l'analyse du processus de fatigue en trois phases décrit au Chapitre III.2.4.

B) Implants dentaires — Protocole de surveillance basé sur les résultats numériques

Pour les implants dentaires, les simulations réalisées sous charge masticatoire cyclique de 300 N ont fourni des indicateurs quantitatifs précis permettant de différencier les protocoles de surveillance selon le matériau et la géométrie.

Le modèle en Ti-6Al-4V sans rainures présente un facteur de sécurité minimal de 5,4441 avec une contrainte maximale de 84,494 MPa localisée au col implantaire. Le modèle en Ti-6Al-4V avec rainures améliore ce facteur à 5,7123 avec une contrainte réduite à 80,528 MPa, les zones critiques se déplaçant partiellement vers le fond des rainures. Pour ces deux configurations, la durée de vie en fatigue calculée atteint 10^8 cycles, soit une valeur largement supérieure au seuil clinique minimal de 5×10^6 cycles imposé par la norme ISO 14801 [58]. Ces résultats justifient un protocole de contrôle radiologique annuel standard, ciblant spécifiquement le col implantaire pour les modèles sans rainures et le fond des rainures pour les modèles rainurés, conformément à la cartographie des zones critiques établie en III.3.2.B.

Pour les implants en zircone (ZrO_2), les facteurs de sécurité calculés sont systématiquement supérieurs à ceux du titane : 5,8994 sans rainures et 6,1250 avec rainures. Ces valeurs numériques pourraient suggérer une surveillance moins fréquente. Cependant, les résultats doivent être interprétés en tenant compte du comportement intrinsèquement fragile de la zircone, matériau céramique ne présentant aucune capacité de redistribution plastique des contraintes contrairement au Ti-6Al-4V ductile, comme rappelé en III.3.1.B. Toute concentration locale de contrainte non redistribuée augmente le risque de rupture fragile soudaine, risque que le facteur de sécurité calculé sous hypothèse élastique linéaire ne capture pas pleinement. En conséquence, un contrôle semestriel est recommandé pour les implants en zircone, indépendamment des marges de sécurité calculées, afin de détecter précocement toute microfissuration progressive.

Les durées de vie calculées permettent de définir des périodicités de contrôle radiologique adaptées au profil mécanique de chaque configuration. Pour un implant de hanche en Ti-6Al-4V optimisé, un contrôle annuel pendant les 5 premières années, puis bisannuel, est cohérent avec

les recommandations de la British Orthopaedic Association . Pour les implants dentaires en ZrO_2 , une surveillance semestrielle est recommandée en raison du risque de LTD [80].

La sélection du matériau doit être guidée par le profil du patient : niveau d'activité physique, masse corporelle, âge, qualité osseuse. Pour les patients jeunes et actifs, le Ti-6Al-4V est préférable grâce à sa faible rigidité et sa haute endurance. Pour les patients à faible activité, le Co-Cr peut être envisagé. La simulation numérique personnalisée (patient-specific FEA), nourrie par des données de tomodensitométrie, constitue l'approche la plus prometteuse pour une conception orientée maintenance [76].

III.5.3 Limites de l'étude et perspectives d'amélioration

III.5.3. A : Limites de l'étude

L'étude repose sur plusieurs hypothèses simplificatrices qui en limitent la portée :

- Matériau isotrope homogène : les alliages réels présentent une anisotropie liée aux procédés de fabrication (forgeage, usinage) ; l'os est un matériau hétérogène et anisotrope par nature.
- Absence de modélisation de la corrosion : en milieu biologique, les alliages métalliques subissent une corrosion-fatigue qui réduit la durée de vie réelle par rapport aux prédictions purement mécaniques.
- Effets thermiques non pris en compte : les variations thermiques liées à la friction articulaire ou aux procédés de stérilisation peuvent modifier localement les propriétés mécaniques.

III.5.3. B : Perspectives et recommandations

- Validation expérimentale des résultats numériques obtenus sous ANSYS.
- Étude de nouvelles géométries permettant de réduire davantage les concentrations de contraintes.
- Exploration de matériaux biomédicaux innovants afin d'améliorer la résistance à la fatigue et la biocompatibilité.
- Intégration de modèles biomécaniques plus réalistes tenant compte des propriétés anisotropes de l'os et des chargements dynamiques complexes.
- Développement d'approches d'optimisation topologique pour améliorer la durabilité et la fiabilité des implants médicaux

III.6 Conclusion

Les résultats issus de la simulation numérique par éléments finis ont permis d'évaluer de manière complète le comportement biomécanique des sept configurations d'implants étudiées, à travers quatre indicateurs complémentaires : contraintes de Von Mises, déplacements totaux, facteur de sécurité et durée de vie en fatigue.

Pour les deux types d'implants, l'ensemble des configurations satisfait aux exigences mécaniques fixées : les contraintes restent inférieures aux limites d'élasticité des matériaux, les facteurs de sécurité demeurent supérieurs au seuil critique, et la durée de vie en fatigue atteint 10^8 cycles pour toutes les configurations. L'optimisation géométrique — perforations pour la hanche et rainurage pour le dentaire — améliore la distribution des contraintes et réduit le stress shielding sans compromettre l'intégrité structurelle.

Le Ti-6Al-4V s'impose comme le matériau offrant le meilleur compromis biomécanique pour les deux applications, tandis que la zircone, malgré des facteurs de sécurité calculés favorables, requiert une vigilance clinique accrue en raison de son comportement fragile. Le col fémoral et le col implantaire sont identifiés comme zones critiques prioritaires, orientant directement les protocoles de surveillance postopératoire proposés.

Ces résultats répondent aux questions scientifiques posées en introduction et constituent une base quantitative fiable pour le développement et l'optimisation future des implants médicaux.

Conclusion Générale

La présente étude avait pour objectif d'évaluer, par simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, le comportement mécanique, la résistance à la fatigue et la fiabilité des implants de hanche et dentaires soumis à des sollicitations physiologiques représentatives. En s'appuyant sur le logiciel ANSYS Workbench, ce travail a permis de comparer plusieurs configurations matérielles et géométriques afin de répondre aux trois questions scientifiques posées en introduction.

Les résultats montrent que l'introduction contrôlée de perforations dans la tige fémorale hybride bimatériau (Co-Cr/Ti-6Al-4V) permet effectivement d'atténuer le phénomène de *stress shielding*, en favorisant une meilleure transmission des charges vers l'os cortical environnant. Toutefois, ces perforations génèrent des concentrations de contraintes locales, principalement au niveau du col fémoral et des bords des orifices. Les facteurs de sécurité obtenus demeurent dans les limites mécaniques admissibles pour une utilisation clinique, ce qui valide le principe de la perforation contrôlée, sous réserve d'une optimisation rigoureuse de la géométrie et de la distribution des orifices.

L'analyse comparative confirme que le choix du matériau exerce une influence déterminante sur les performances biomécaniques des implants. L'alliage Ti-6Al-4V s'impose comme le matériau le plus équilibré : son module d'élasticité relativement faible (≈ 110 GPa) assure une distribution plus homogène des contraintes, réduit l'écart de rigidité avec l'os cortical et confère une meilleure durée de vie en fatigue, attestée par les courbes S-N. L'alliage cobalt-chrome, plus rigide (≈ 220 GPa), génère des niveaux de contraintes plus élevés et accentue le *stress shielding*, malgré ses propriétés mécaniques intrinsèques élevées. La zircone (ZrO_2), bien qu'offrant des avantages esthétiques et une excellente biocompatibilité, présente une sensibilité accrue aux concentrations de contraintes sous chargements cycliques, ce qui augmente le risque de microfissuration à long terme.

Les simulations relatives aux implants dentaires montrent que le rainurage contribue positivement à la redistribution des charges occlusales et améliore la répartition des contraintes dans les zones d'ancrage. Cependant, les zones de striation constituent des sites potentiels d'amorçage de fissures, dont la criticité dépend étroitement du matériau utilisé. Le Ti-6Al-4V, grâce à sa ductilité, absorbe mieux ces effets de concentration, tandis que la zircone y demeure plus vulnérable en raison de sa fragilité intrinsèque.

Sur le plan des contributions scientifiques, cette étude apporte une analyse comparative systématique et intégrée, associant simultanément la variation du matériau et la modification

géométrique pour deux familles d'implants — de hanche et dentaires — au sein d'un protocole numérique unifié. Cette démarche, encore peu représentée dans la littérature qui traite généralement ces deux familles de manière séparée, permet de formuler des recommandations transversales à visée clinique et orientées maintenance préventive.

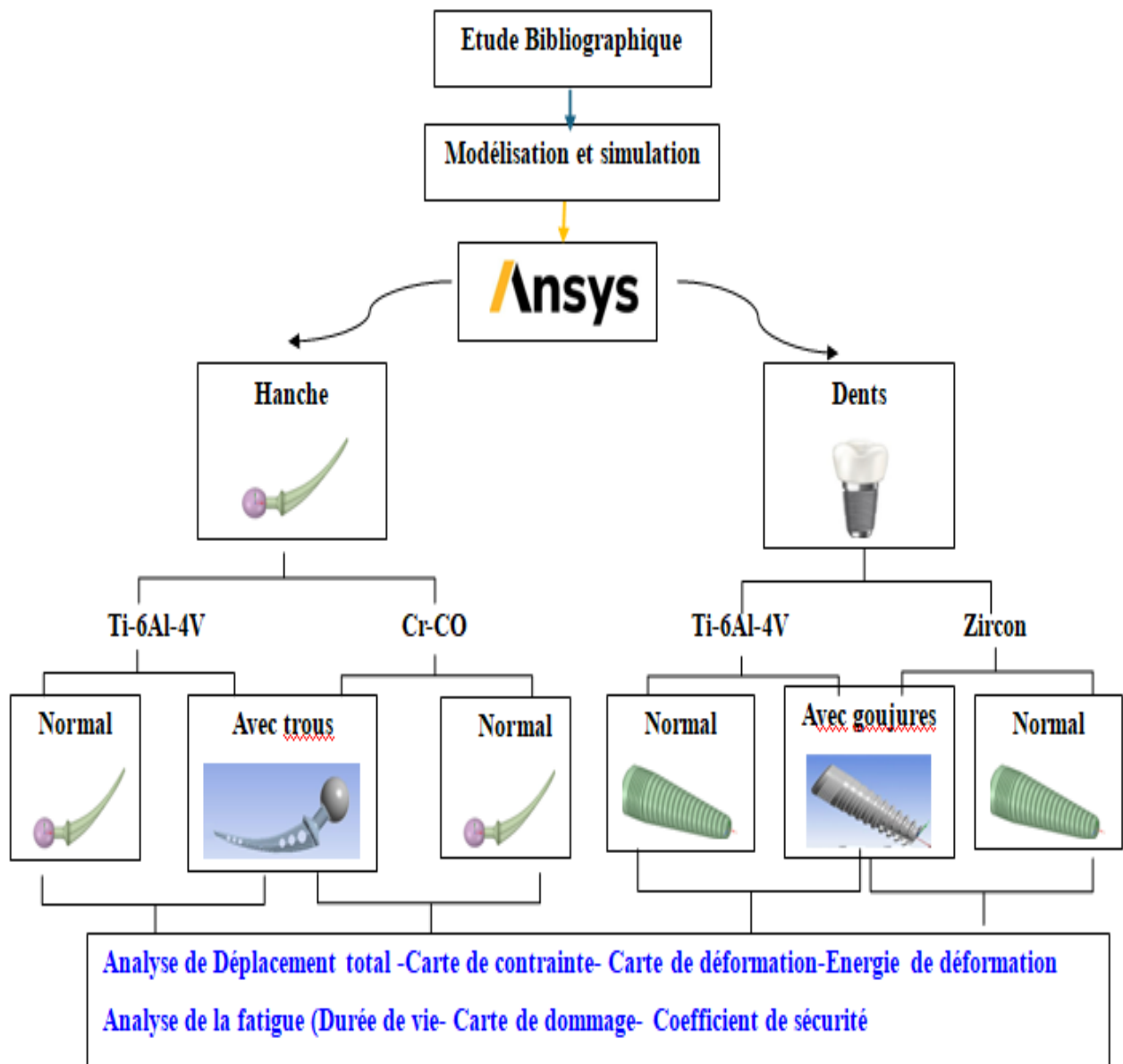
Toutefois, il convient de souligner certaines limites méthodologiques. Les modèles développés reposent sur des hypothèses de comportement élastique linéaire et de chargements statiques représentatifs, sans prise en compte des phénomènes de corrosion, d'usure tribologique, de dégradation biologique à long terme ni de la variabilité anatomique inter-patients. L'absence de validation expérimentale directe sur banc de test mécanique constitue également une limite que les travaux ultérieurs devront lever.

En perspective, plusieurs axes de recherche se dégagent naturellement de ce travail. La validation expérimentale des modèles numériques par des essais mécaniques sur éprouvettes et sur implants réels représente une étape indispensable à la consolidation des résultats obtenus. L'intégration de modèles dynamiques musculo-squelettiques permettrait de simuler des conditions de chargement plus réalistes, intégrant les variations d'amplitude et les effets d'inertie propres à l'activité physique quotidienne. Enfin, l'exploration des matériaux composites à gradient fonctionnel et des procédés de fabrication additive ouvre des perspectives prometteuses pour la conception d'implants à géométrie optimisée, mieux adaptés aux profils biomécaniques individuels des patients.

En définitive, ce travail confirme la pertinence de l'alliage Ti-6Al-4V comme matériau de référence pour les implants biomédicaux hautement sollicités, et démontre que l'optimisation géométrique — lorsqu'elle est rigoureusement guidée par la simulation numérique — constitue un levier efficace pour améliorer la durabilité et la fiabilité des dispositifs implantables. Les résultats obtenus fournissent ainsi une base scientifique solide pour l'aide à la décision clinique et pour le développement futur d'implants médicaux à durée de vie augmentée.

Résumé Graphique

Résumé Graphique



Références Bibliographiques

References

- [1] Abraham, A.D. & Venkatesan, S., "A review on application of biomaterials for medical and dental implants," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 2023.
- [2] Roof, M.A., Levine, B.R. & Schwarzkopf, R., "The Hidden Cost of Revision Hip and Knee Arthroplasty," *Arthroplasty Today*, 2022.
- [3] Naguib, G.H. et al., "A New Multi-Axial Functional Stress Analysis Assessing the Longevity of a Ti-6Al-4V Dental Implant Abutment Screw," *Biomimetics*, 2024. DOI: 10.3390/biomimetics9110689
- [4] Smoljanić, T. et al., "Numerical Investigation of Fatigue Behavior in Ti-6Al-4V Orthopedic Hip Implants Subjected to Different Environments," *Materials*, 2024.
- [5] Corda, J. et al., "Fatigue life evaluation of different hip implant designs using finite element analysis," *Journal of Applied Engineering Science*, 2023.
- [6] Smoljanić, T. et al., "Numerical simulation of fatigue crack growth in Ti-Al6-V4 hip implants under different exploitation conditions," *Procedia Structural Integrity*, 2023.
- [7] Kurtz, Steven M., et al. "Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty." *JBJS* 89.suppl_3 (2007): 144-151.
- [8] Martinez-Mondragon, Miguel, et al. "Numerical analysis of zirconium and titanium implants under the effect of critical masticatory load." *Materials* 15.21 (2022): 7843.
- [9] Naghavi, S.A. et al., "A novel hybrid design and modelling of a customised graded Ti-6Al-4V porous hip implant to reduce stress-shielding: An experimental and numerical analysis," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023. DOI: 10.3389/fbioe.2023.
- [10] Smoljanić T. et al., "Numerical simulation of titanium alloy hip replacement implants behaviour under static and dynamic loads," *Hemijska Industrija*, 2023.
- [11] Naveen, Jesuarockiam, Tabrej Khan, and Shabir Hussain Khahro. "Advancement in biomedical implant materials—a mini review." *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 12 (2024): 1400918.
- [12] Affatato, S., *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*, Woodhead Publishing, 2012.

- [13] Ratner, B. D. et al., *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier, 2020.
- [14] Taylor, M. & Prendergast, P. J., "Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices," *Journal of Biomechanics*, 2015.
- [15] Learmonth, I. D., Young, C., & Rorabeck, C. (2007). The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet*, 370(9597), 1508–1519. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60457-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60457-7).
- [16] Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., & Halpern, M. (2007). Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 89(4), 780–785. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00222>
- [17] Gomez, P. F., & Morcuende, J. A. (2005). Early attempts at hip arthroplasty: 1700s to 1950s. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 25, 25–29.
- [18] Williams, D. F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29(20), 2941–2953. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.04.023>
- [19] Lakshana Mohee, David Mercier Case Study Simulation-driven design for a Joint Replacement with Ansys Discovery, Ansys Academic Development Team, 2023
- [20] Vicky Varghese, FINITE ELEMENT BASED DESIGN OF HIP JOINT PROSTHESIS, Thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Technology In Biomedical Engineering.
- [21] Geringer, Jean, Laurent Navarro, and Bernard Forest. "Influence de la teneur en protéines de solutions physiologiques sur le comportement électrochimique du Ti-6Al-4V: reproductibilité et représentation temps-fréquence." *Matériaux & Techniques* 98.1 (2010): 59-68.
- [22] Mavrogenis, Andreas F., Panayiotis J. Papagelopoulos, and George C. Babis. "Osseointegration of cobalt-chrome alloy implants." *Journal of long-term effects of medical implants* 21.4 (2011).
- [23] Haussonne, Jean-Marie. *Céramiques et verres: principes et techniques d'élaboration*. Vol. 16. EPFL Press, 2005.
- [24] S Ramakrishna, J Mayer, E Wintermantel, Kam W Leong, *Biomedical applications of polymer-composite materials: a review*, *Composites Science and Technology*, 61, Issue 9, 2001, 1189-1224. [https://doi.org/10.1016/S0266-3538\(00\)00241-4](https://doi.org/10.1016/S0266-3538(00)00241-4)

- [25] Patton, K.T. (2015) *Anatomy and physiology*. 9th edn. Philadelphia, PA, United States: Mosby
- [26] Bonnard, Vincent. *Etude de l'endommagement d'un superalliage monocristallin en fatigue thermo-mécanique multiaxiale*. Diss. Paris, ENMP, 2006.
- [27] Parant, Edouard. *Mécanismes d'endommagement et comportements mécaniques d'un composite cimentaire fibré multi-échelles sous sollicitations sévères: fatigue, choc, corrosion*. Diss. Ecole des Ponts ParisTech, 2003.
- [28] Godin, Stéphane. *Effet d'un enrichissement en nickel sur la stabilité mécanique de l'austénite de réversion lorsque soumise à de la fatigue oligocyclique*. Diss. École de technologie supérieure, 2014.
- [29] <https://www.fda.gov/medical-devices/dental-devices/dental-implants-what-you-should-know>
- [30] Nouari, Mohammed, Madalina Calamaz, and Franck Girot. "Mécanismes d'usure des outils coupants en usinage à sec de l'alliage de titane aéronautique Ti-6Al-4V." *Comptes rendus. Mécanique* 336.10 (2008): 772-781.
- [31] Harzallah, Mahmoud. *Caractérisation in-situ et modélisation des mécanismes et couplages thermomécaniques en usinage: application à l'alliage de titane Ti-6Al-4V*. Diss. Ecole des Mines d'Albi-Carmaux, 2018.
- [32] Liu, Xian-Ming. "The influence of cerium oxide content on the crack growth in zirconia ceramic materials for engineering applications." *Results in Materials* 10 (2021): 100196.
- [33] Hussien, Zainab Y., Akram Q. Moften, and Mohammed Ali Abdulrehman. "Review of Zirconia (ZrO₂) Biomedical Applications: Advanced Manufacturing Techniques and Materials Properties." *Revue des Composites et des Matériaux Avances* 35.2 (2025): 345.
- [34] Padmaja, J., and Ch Anjaneyulu. "Anodic oxide films of Zr-4 in 0.1 M ammonium oxalate by AFM studies." *Archives of Applied Science Research* 5.5 (2013): 1-7.
- [35] <https://www.1888implant.com/french/dental-implants.html>
- [36] Balzeau, Antoine, and Jackie Badawi-Fayad. "La morphologie externe et interne de la région supra-orbitaire est-elle corrélée à des contraintes biomécaniques? Analyses structurales des populations d'Homo sapiens d'Afalou Bou Rhummel (Algérie) et de Taforalt (Maroc)."

- Bulletins et mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris. BMSAP 17.17 (3-4) (2005): 185-197.
- [37] Guillon, François, et al. "Alimentation des personnes âgées: scénarios de formation et contenus à aborder lors des formations à destination des professionnels et des aidants." (2024).
- [38] Ali, B. E. N. A. I. S. S. A. ÉTUDE DES EFFETS DU CHARGEMENT MECANIQUE SUR LA DURABILITE DES IMPLANTS DENTAIRES. Diss. 2015.
- [39] Iri, Ayako, Philippe Barrière, and Olivier Etienne. "Pertes de substance mandibulaire." les cahiers de prothèse 138 (2007): 1.
- [40] Lemaitre, J., & Chaboche, J.-L. (1990). *Mechanics of Solid Materials*. Cambridge University Press.
- [41] Miner, M. A. (1945). Cumulative damage in fatigue. *Journal of Applied Mechanics*, 12(3), A159–A164. <https://doi.org/10.1115/1.4009458>
- [42] Wöhler, A. (1870). Über die Festigkeitsversuche mit Eisen und Stahl. *Zeitschrift für Bauwesen*, 20, 73–106.
- [43] Shigley, J. E., Mischke, C. R., & Budynas, R. G. (2004). *Mechanical Engineering Design* (7th ed.). McGraw-Hill.
- [44] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G. N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 859–871. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9)
- [45] Senalp, A. Z., Kayabasi, O., & Kurtaran, H. (2007). Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials & Design*, 28(5), 1577–1583. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2006.02.015>
- [46] Raimondi, M. T., & Pietrabissa, R. (1999). The in-vivo wear performance of prosthetic femoral heads with titanium nitride coating. *Biomaterials*, 20(11), 1067–1075. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(99\)00009-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(99)00009-0)
- [47] Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2005). *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals* (6th ed.). Elsevier Butterworth-Heinemann.
- [48] Guide, ANSYS Mechanical Users. "ANSYS Mechanical User's Guide." (2016).
- [49] W. D. D. F. P. a. Z. B. Pilkey, «Peterson's stress concentration factors,» John Wiley & Sons, 2020.

- [50] R. G. a. J. K. N. Budynas, Shigley's mechanical engineering design, New York: McGraw-Hill, 2008.
- [51] M. Bendsøe et O. Sigmund, Topology Optimization: Theory, Methods and Applications, Berlin: Springer, 2013.
- [52] M. O. S. N. L. P. & B. K. Viceconti, «Extracting clinically relevant data from finite element simulations,» Clinical Biomechanics, 2005.
- [53] Completo, A., Fonseca, F., & Simões, J. A. (2008). Finite element and experimental cortex strains of the intact and implanted tibia. Journal of Biomechanical Engineering, 130(4), 041014. <https://doi.org/10.1115/1.2913234>
- [54] Rho, J. Y., Hobatho, M. C., & Ashman, R. B. (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Medical Engineering & Physics, 17(5), 347–355. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(95\)97314-F](https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)97314-F)
- [55] Khanuja, H. S., Vakil, J. J., Goddard, M. S., & Mont, M. A. (2011). Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery, 93(5), 500–509. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.00774>
- [56] IOF, Standardization, «Dynamic fatigue test for endosseous dental implants,» ISO, Geneva, 2016.
- [57] N. E. Dowling, «Mechanical Behavior of Materials,» Pearson, 2012..
- [58] R. I. e. a. Stephens, «Metal Fatigue in Engineering,» Wiley, 2001.
- [59] A. Ramos et J. Simões, «Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur,» Medical Engineering & Physics, vol. 28, n° %19, p. 916–924, 2006.
- [60] C. Rezende, M. Chase-Diaz, M. Costa, M. Albarracin, G. Paschoeto, E. Sousa, J. Rubo et A. Borges, «Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model,» Journal of Craniofacial Surgery, vol. 26, n° %17, p. 2196–2200, 2015.
- [61] Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis — a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction.

Journal of Oral Implantology, 24(2), 80–88. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(1998\)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(1998)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2)

CHAPITRE 3

[62] M. e. a. Taylor, «Finite element analysis of orthopedic implants: A review,» Journal of Biomechanics, 2019.

[63] M. e. a. Viceconti, «In silico medicine: The future of numerical simulation in orthopaedics,» Clinical Biomechanics, 2020.

[64] Bergmann, G., Graichen, F., & Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. Journal of Biomechanics, 26(8), 969–990. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90058-M](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90058-M)

[65] Heller, M. O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N. P., & Duda, G. N. (2001). Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. Journal of Biomechanics, 34(7), 883–893. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00036-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00036-7)

[66] Kayabasi, O., Yüzbaşıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software, 37(10), 649–658. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2006.02.004>

[67] A. Ramos et J. Simões, «The influence of implant design in the macro-mechanical stability of the femoral component in THR,» Medical Engineering & Physics, vol. 31, n° 16, p. 746–754, 2009.

[68] Wolff, J. (1892). Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald. (translated: Maquet, P., & Furlong, R., Springer, 1986).

[69] Suresh, S. (1998). Fatigue of Materials (2nd ed.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511806575>

[70] Anderson, T. L. (2005). Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications (3rd ed.). CRC Press Taylor & Francis Group.

[71] Schijve, J. (2009). Fatigue of Structures and Materials (2nd ed.). Springer. <https://doi.org/10.1007/978-1-4020-6808-9>

- [72] Misch, C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3rd ed.). Mosby Elsevier.
- [73] Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., & Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901–1920. <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x>
- [74] Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- [75] Stamatis, D. H. (2003). *Failure Mode and Effect Analysis: FMEA from Theory to Execution* (2nd ed.). ASQ Quality Press.
- [76] Viceconti, M., Olsen, S., Nolte, L. P., & Burton, K. (2005). Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clinical Biomechanics*, 20(5), 451–454. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.01.010>

Annexes

Annexes

Annexe A – Propriétés mécaniques détaillées des matériaux

Tableau 8:Composition chimique du Ti-6Al-4V [13].

Élément	Pourcentage (%)
Titane (Ti)	Solde
Aluminium (Al)	5,5 – 6,75
Vanadium (V)	3,5 – 4,5
Fer (Fe)	≤ 0,40
Oxygène (O)	≤ 0,20
Carbone (C)	≤ 0,08
Azote (N)	≤ 0,05
Hydrogène (H)	≤ 0,015

Tableau 9:Composition chimique du Co-Cr-Mo [22].

Élément	Pourcentage (%)
Cobalt (Co)	63,0 – 65,0
Chrome (Cr)	27,0 – 30,0
Molybdène (Mo)	5,0 – 7,0
Nickel (Ni)	≤ 0,5
Fer (Fe)	≤ 0,75
Carbone (C)	≤ 0,35
Silicium (Si)	≤ 1,0
Manganèse (Mn)	≤ 1,0

Tableau 10: Propriétés mécaniques des alliages utilisés dans le remplacement articulaire total [20].

Alliage	Microstructure	Résistance à la traction (MPa)	Module d'Young (GPa)
Alliages Co–Cr	—	655–1896	210
Co–Cr–Mo	{Austénite (fcc)}	600–1795	230–240
Ti–6Al–4V	{ α/β }	960	110
Ti–6Al–7Nb	{ α/β }	1024	105
Acier inoxydable 316L	{Austénite}	465–950	200

Tableau 11: Propriétés mécaniques des céramiques utilisées dans le remplacement total de la hanche [24].

Céramique	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	Module d'Young (GPa)
Zircone	2000	820	210
Alumine	4000	300	380

Tableau 12: Composition chimique typique du zirconium [34].

Composant	Pourcentage en poids (%)
Dioxyde de zirconium (ZrO_2)	90 – 95 %
Oxyde d'yttrium (Y_2O_3)	3 – 5 %
Oxyde d'aluminium (Al_2O_3)	$\leq 0,5$ %
Oxyde d'hafnium (HfO_2)	≤ 2 %
Autres oxydes (SiO_2 , CaO , etc.)	traces

Annexe B – Données complètes S-N du Co-Cr

Tableau 13:Données complètes de la courbe S-N du Ti-6Al-4V utilisées dans ANSYS.

Nombre de cycles (N)	Contrainte alternée (MPa)
10^3	950
10^4	850
10^5	700
10^6	550
10^7	500

Tableau 14:Données complètes de la courbe S-N de la zircone utilisées dans ANSYS.

Nombre de cycles (N)	Contrainte alternée (MPa)
10^3	820
10^4	760
10^5	680
10^6	600
10^7	540

Tableau 15:Données complètes de la courbe S-N de l'alliage Co-Cr utilisées dans ANSYS.

Nombre de cycles (N)	Contrainte alternée (MPa)
10^3	1100
10^4	980
10^5	820
10^6	680
10^7	620

Tableau 16: Étude complète de convergence du maillage basée sur la contrainte maximale de von Mises et le déplacement total.

Maillage	Nombre d'éléments	Déplacement max (mm)	Écart (%)
Mesh 0.5	15587	0.00096109	—
Mesh 1	10419	0.00095339	0.8 %

Tableau 17: Étude de convergence du maillage basée sur la contrainte maximale de von Mises.

Maillage	Nombre d'éléments	Contrainte de von Mises max (MPa)	Écart (%)
Mesh 0.5	15587	80.528	—
Mesh 1	10419	80.388	0.17 %



غرداية في: 2026/09/29

شعبة: الكهروميكانيك
تخصص: صيانة صناعية

شهادة ترخيص بالتصحيح والاياداع:

انا الاستاذ(ة): بوسنان توفيق

بصفتي المشرف المسؤول عن تصحيح مذكرة تخرج (ليسانس/ماستر/دكتورا) المعنونة ب:

ÉTUDE NUMÉRIQUE DE LA FIABILITÉ ET DU COMPORTEMENT À L'ENDOMMAGEMENT DES IMPLANTS
MÉDICAUX (HANCHE ET DENTAIRE) SOUMIS À DES SOLlicitATIONS PHYSIOLOGIQUES À L'AIDE DU
LOGICIEL ANSYS

من انجاز الطالب (الطالبة):

بوكراع عبد الرحيم

صبرو عز الدين

التي نوقشت بتاريخ: 2026/06/14

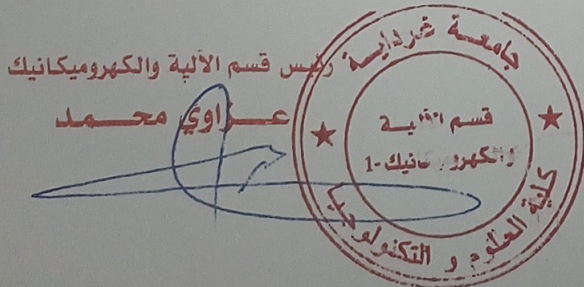
اشهد ان الطالب/الطالبة قد قام/قاموا بالتعديلات والتصحيحات المطلوبة من طرف لجنة المناقشة وقد تم التحقق من

ذلك من طرفنا

وقد استوفت جميع الشروط المطلوبة.

مصادقة رئيس القسم

امضاء المسؤول عن التصحيح



BAE

