

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 بوشعيب بلحاج عين تموشنت

Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib

Faculté des Sciences et de Technologie

Département de Génie Mécanique



Projet de Fin d'Etudes

Pour l'obtention du diplôme de Master en : Génie Mécanique

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie Mécanique

Spécialité : Construction Mécanique

Thème

Analyse biomécanique de tibia soumis à un impact

Présenté Par :

- 1) GUENDOZ Sami Riad Mohamed Amine
- 2) BOUZIT Samy Ali

Soutenu publiquement le : 26/06/2024, Devant le jury composé de :

Belhamiani Mohamed	MCA	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Président
Salah Hichem	MAB	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Examineur
Djebbar Noureddine	Pr	UAT.B.B (Ain Temouchent)	Encadreur

Année Universitaire 2023/2024



Remercîments

Nous tenons tout d'abord à exprimer notre profonde gratitude à Dieu, qui nous a accordé la force, la santé et la persévérance nécessaires pour mener à bien ce travail.

*Nous souhaitons également remercier Monsieur **DJEBBAR Noureddine**, notre encadreur, pour son soutien indéfectible tout au long de la réalisation de ce mémoire. Son expertise, sa patience et ses conseils précieux ont été essentiels à la réussite de ce travail.*

Nous adressons nos sincères remerciements aux membres du jury, et en particulier à leur président, pour avoir pris le temps de juger notre travail. Leur évaluation, leurs commentaires constructifs et leurs suggestions nous ont d'une grande valeur.

Enfin, nous souhaitons remercier tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à l'élaboration de ce mémoire par leurs suggestions, leur aide et leur soutien moral.

GUENDOZ Sami Riad Mohamed Amine et BOUZIT Samy





Dédicace

Je dédie ce mémoire à ma mère, dont l'amour inconditionnel, la patience et les sacrifices ont été les piliers de maréussite. Ta force et ton soutien ont été des sources constantes de motivation et d'inspiration.

À la mémoire de ma grand-mère, dont les valeurs et les enseignements continuent de guider mes pas chaque jour

À ma sœur, qui a toujours été à mes côtés, partageant mes joies et mes peines.

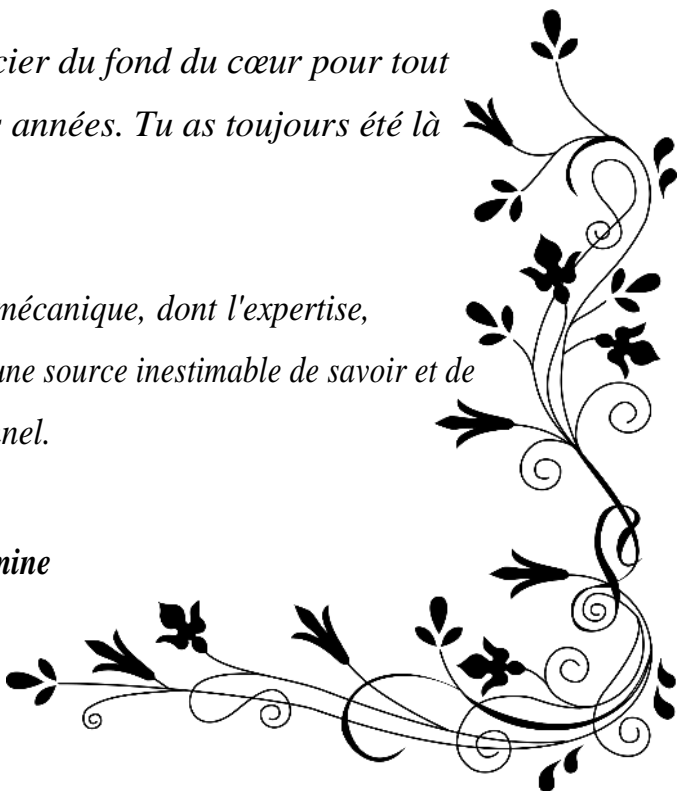
À la mémoire de mon père .Ton absence a laissé un vide immense .Ce mémoire est aussi une manière de te rendre hommage et de te remercier pour tout ce que tu as fait pour moi.

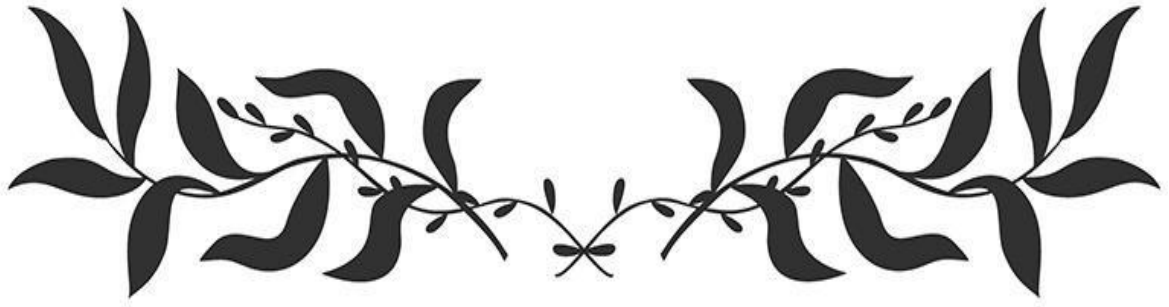
À tous les membres de ma famille vous avez toujours été là par moi, et je vous en suis immensément reconnaissant. Chère Tante ,je tenais à te remercier du fond du cœur pour tout ce que tu as fait pour moi. Tes gestes de gentillesse et ton soutien inébranlable.

Chère deuxième grand-mère, ,je souhaite te remercier du fond du cœur pour tout l'amour et le soutien que tu m'as apporté au fil des années. Tu as toujours été là pour moi.

À mes enseignants du département de génie mécanique, dont l'expertise, le dévouement et la passion pour l'enseignement ont été une source inestimable de savoir et de développement personnel.

GUENDOZ Sami Riad Mohamed Amine





Dédicace

Je dédie ce mémoire à mes parents, dont le soutien inconditionnel et les encouragements m'ont permis d'atteindre cet accomplissement. Votre confiance et vos sacrifices ont été la lumière qui a guidé mes efforts.

À mes sœurs, pour leur amour et leur soutien constants tout au long de ce parcours. Votre présence et vos encouragements ont été des piliers essentiels dans ma réussite.

À mes enseignants du département de génie mécanique, dont les connaissances approfondies et les conseils précieux ont façonné ma compréhension et stimulé ma passion pour ce domaine. Votre dévouement à enseigner et à guider les étudiants comme moi est vraiment inspirant.

Ce mémoire est un témoignage de gratitude envers toutes les personnes qui ont joué un rôle crucial dans mon cheminement académique. Votre soutien continu a été une source de motivation et de détermination, et je vous en suis profondément reconnaissant.

BOUZIT Sami Ali



Résumé :

Ce mémoire présente une analyse biomécanique visant à évaluer la distribution des contraintes de Von Mises induites dans le tibia lors d'impacts simulés par un ballon et une forme aiguë spécifique. L'étude a été menée à l'aide de simulations numériques basées sur la méthode des éléments finis.

Initialement, un modèle numérique détaillé du tibia humain a été développé, tenant compte de ses propriétés anatomiques et mécaniques. Ce modèle a été soumis à des scénarios d'impact représentant à la fois un ballon et une forme aiguë, avec des paramètres d'impact configurés pour reproduire des conditions réalistes. Cette étude fournit des informations précieuses sur les effets biomécaniques des impacts avec différentes formes sur le tibia, en particulier en ce qui concerne la distribution des contraintes de Von Mises.

Abstract :

This thesis presents a biomechanical analysis aimed at evaluating the distribution of Von Mises stresses induced in the tibia during impacts simulated by a ball and a specific acute form. The study was conducted using numerical simulations based on the finite element method.

Initially, a detailed numerical model of the human tibia was developed, taking into account its anatomical and mechanical properties. This model was subjected to impact scenarios representing both a ball and an acute form, with impact parameters configured to replicate realistic conditions. This study provides valuable insights into the biomechanical effects of impacts with different shapes on the tibia, particularly regarding the distribution of Von Mises stresses.

ملخص

يتناول هذا البحث تحليلاً ميكانيكياً لحيوان أيا بهدف تقييم توزيع إجهادات فون ميزيس المستحثة في عظم الساق (التيبيا) خلال صدمات محاكاة بواسطة كرة وشكل حاد محدد. تم إجراء الدراسة باستخدام محاكاة رقمية تعتمد على طريقة العناصر المحدودة في البداية، تم تطوير نموذج رقمي مفصل لعظم الساق البشري، مع مراعاة خصائصه التشريحية والميكانيكية. تم تعريض هذا النموذج لسيناريوهات صدمات تمثل كلاً من الكرة والشكل الحاد، مع تكوين معايير الصدمات لتكرار الظروف الواقعية. يوفر هذا البحث معلومات قيمة حول التأثيرات الميكانيكية الحيوية للصدمات بأشكال مختلفة على عظم الساق، خاصة فيما يتعلق بتوزيع إجهادات فون ميزيس.

Sommaire :

Introduction générale	14
-----------------------------	----

Chapitre I : Biomécanique

I.1	Définition.....	16
I.2	L'Antiquité et la renaissance	16
I.3	Les domaines d'étude en biomécanique	22
I.3.1	Biomécanique du développement	22
I.3.2	Biomécanique de l'exercice et du sport	23
I.3.3	Biomécanique de la réhabilitation	26
I.4	Technologies et outils de recherches.....	29
I.5	L'anatomie du tibia	39
I.5.1	Définition du tibia	40
I.5.2	Situation et fonctionnement du tibia.....	41
I.5.3	L'os humain	41
I.5.4	Les structures osseuses	42
I.5.4.1	La diaphyse	42
I.5.4.1.1	L'os cortical.....	43
I.5.4.2	L'épiphyse	43
I.5.4.2.1	L'os trabéculaire	43
I.6	Conclusion	44

Chapitre II : Biomatériaux

II.1	Introduction.....	51
II.2	Historique des biomatériaux.....	52

II.3	Notion sur les biomatériaux.....	53
II.4	Classes des biomatériaux	54
II.4.1	Les biomatériaux métalliques.....	56
II.4.1.1	Les métaux nobles.....	57
II.4.1.2	Métaux purs	58
II.4.1.2.1	Aciers inoxydables.....	59
II.4.1.2.2	Le chrome	60
II.4.1.2.3	le cobalt	60
II.4.1.2.4	Le titane	61
II.4.1.2.5	Le nickel.....	61
II.4.1.2.6	Alliages métalliques.....	62
II.4.1.2.7	Alliages à mémoire de forme(AMF)	62
II.4.2	Biomatériaux inorganiques non métalliques	63
II.4.1.1	Biocéramiques... ..	63
II.4.1.2	Bioverres... ..	64
II.4.1.3	Collagènes	65
II.4.3	Polymères synthétiques.....	67
II.4.4	Composites biomédicaux	67
II.4.5	Biomatériaux d'origine biologique	68
II.4.5.1	Biomatériaux d'origine animale	69
II.4.5.2	Biomatériaux d'origine végétale	69
II.4.6	Nano-biomatériaux	70
II.4.7	Textiles... ..	71
II.4.8	Céramiques.....	72
II.5	Les propriétés et les matériaux	73

II.6	Biomatériaux utilisés en orthopédie	75
II.7	Compréhension des propriétés mécaniques	76
II.8	Déformation irréversible des matériaux.....	77
II.9	Différents types de déformation et biomécanique des fractures.....	79
II.9.1	Fractures par fragilisation de l'os	79
II.9.2	Fractures de fatigue	79
II.9.3	Fractures traumatiques.....	80
II.10	Application et traitement des fractures	81
II.10.1	Traitement orthopédique	81
II.10.2	Traitement chirurgical	82
II.11	Conclusion	83

Chapitre III : Analyse tridimensionnelle de l'effet d'impact

III.1	Résumé.....	88
III.2	Introduction.....	88
III.3	Modèle géométrique	89
III.4	propriétés mécanique	91
III.5	Maillage	92
III.6	Condition de charge.....	93
III.7	Résultats et discussion	94
III.7.1	Vitesse de projectile $V= 60$ m/s	94
III.7.1.1	Partie proximale du tibia.....	94
III.7.1.2	Partie médiane du tibia.....	95
III.7.1.3	partie distale du tibia	96
III.7.2	Vitesse de projectile $V= 80$ m/s	97

III. 7.2.1	Partie proximale du tibia	97
III .7.2.2	Partie médiane du tibia.....	98
III. 7.2.3	Partie distale du tibia	99
III.7.3	Vitesse de projectile $V= 100$ m/s.....	100
III.7.3.1	Partie proximale du tibia.....	100
III.7.3.2	Partie médiane du tibia.....	101
III.7.3.3	Partie distale du tibia.....	102
III. 8	Path le long de l'os cortical.....	103
III.8.1	Partie proximale ($v = 60$ m/s).....	103
III.8.2	Partie proximale ($v = 80$ m/s).....	104
III.8.3	Partie distale ($v = 100$ m/s).....	105
III. 9	Conclusion.....	106
	Conclusion Générale.....	109

LISTE DES FIGURES

Chapitre I : Biomécanique

Figure 1 : Gravure sur bois représentant la réduction d'une épaule luxée avec un dispositif hippocratique	17
Figure 2 : Étude des mouvements du bras et de l'avant-bras.....	18
Figure 3 : Séries de photographies représentant le galop d'un cheval par Muybridge 1887...	20
Figure 4 : Chaussures sol.....	25
Figure 5 : Plateforme de force	25
Figure 6 : Canne de Marche	26
Figure 7 : Béquilles Sous Les Bras (paire)	26
Figure 8 : Déambulateur 3 roues	27
Figure 9 : Orthèses de genou	27
Figure 10 : Prothèse genou	27
Figure 11 : Fauteuil de transport.....	27
Figure 12 : Exosquelette humain	28
Figure 13 : Marqueurs réfléchissants.....	30
Figure 14 : Emplacements des segments corporels sont calculés comme un modèle en utilisant les informations recueillies avec les marqueurs cutanés réfléchissants	30
Figure 15 : Caméras optoélectroniques numériques haute vitesse	31
Figure 16 : Système de capture de mouvement actif dans un laboratoire de biomécanique suit la position relative des marqueurs en illuminant des LED	33
Figure 17 : Mesure des Positions Statiques avec des Électrogoniomètres.....	34
Figure 18 : Accéléromètre	36
Figure 19 : Mesure de l'activité musculaire avec un système EMG de surface.....	36
Figure 20 : Escalier instrumenté sur mesure avec plusieurs plateformes de force	37

Figure 21 : Mesure de la force pendant la locomotion avec un tapis roulant instrumenté à deux bandes.....	38
Figure 22 : Mesure des oscillations corporelles avec le SMART Balance Master.....	39
Figure 23 : Vue antérieure d'une jambe droite.....	40
Figure 24 : Schéma des tissus osseux.....	41
Figure 25 : Anatomie et structures des os longs.....	42

Chapitre II : Biomatériaux

Figure 1 : Utilisation de dispositifs médicaux et les biomatériaux métalliques	54
Figure 2 : Différents classes des biomatériaux	55
Figure 3 : Prothèse hanche.....	57
Figure 4 : Prothèse genou	57
Figure 5 : Prothèse d'épaule	57
Figure 6 : Prothèse de cheville.....	57
Figure 7 : Métaux nobles.....	58
Figure 8 : Implants orthopédiques en alliage de titane (Prothèse de hanche).....	61
Figure 9 : Agrafes orthopédique de ligamentoplastie du genou en (AMF).....	63
Figure 10 : Schéma de représentation du collagène	66
Figure 11 : Multiples fibrilles de collagène se forment en fibres de collagène	66
Figure 12 : Différents designs de stents Nitinol, qui sont des dispositifs utilisés en médecine pour maintenir les vaisseaux sanguins ouverts.....	71
Figure 13 : Tête de prothèse de hanche	72
Figure 14 : Courbe de déformation des matériaux	76
Figure 15 : Test en flexion trois points. Une charge est appliquée sur le matériau et crée une déformation (flèches) au point d'application.....	78
Figure 16 : Différents type de contrainte fondamentale	80

Chapitre III : Analyse tridimensionnelle de l'effet d'impact

Figure 1 : Modèle géométrique du Tibia et projectile	90
Figure 2 : Complete model of the structure	91
Figure 3 : Maillage de l'os du tibia et les impacteurs	92
Figure 4 : Les conditions aux limites sur le modèle	93
Figure 5 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	94
Figure 6 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	95
Figure 7 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	96
Figure 8 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	97
Figure 9 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	98
Figure 10 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	99
Figure 11 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	100
Figure 12 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	101
Figure 13 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical	102
Figure 14 : Variation de la contrainte équivalente le long de tibia.....	105

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre I : Biomécanique

Tableau 1 : Événements importants dans l'histoire de la biomécanique 21

Chapitre II : Biomatériaux

Tableau 1 : Liste des biomatériaux les plus fréquemment employés, classés selon leurs domaines d'application74

Tableau 2 : Présente une gamme de biomatériaux utilisés dans la fabrication des prothèses ostéo-articulaires.....75

Tableau 3 : Modules d'élasticité (en Gigapascal [GPa]) de différents matériaux utilisés en orthopédie 77

Chapitre III : Analyse tridimensionnelle de l'effet d'impact

Tableau 1 : Propriétés mécaniques de Tibia.....91

Tableau 2 : Nombres d'éléments des constituants de cette étude..... 93

Introduction générale :

La biomécanique, une branche interdisciplinaire de la science, s'intéresse à l'application des principes de la mécanique pour étudier les systèmes biologiques. Elle englobe l'analyse des mouvements et des forces qui agissent sur les organismes vivants, ainsi que l'interaction entre les structures biologiques et leur environnement. En combinant les concepts de la biologie, de la physique et de l'ingénierie, la biomécanique offre un cadre théorique robuste pour comprendre les processus physiologiques et les performances fonctionnelles des organismes.

L'importance de la biomécanique se reflète dans son large éventail d'applications, allant de la conception de prothèses et d'implants médicaux à l'amélioration des performances sportives, en passant par la prévention des blessures et la réadaptation. En médecine, la biomécanique permet de mieux comprendre les mécanismes de blessures, d'optimiser les traitements et de développer des dispositifs médicaux plus efficaces. Dans le domaine du sport, elle offre des outils pour analyser et améliorer les techniques athlétiques, réduire les risques de blessures et maximiser les performances des athlètes.

Les avancées technologiques ont considérablement enrichi le champ de la biomécanique osseuse, en permettant l'utilisation de techniques d'imagerie avancées, de simulations informatiques et de modèles biomécaniques pour étudier le comportement mécanique des os dans des conditions physiologiques et pathologiques. Ces outils permettent aux chercheurs de modéliser et de simuler le comportement des os dans différentes situations, d'identifier les facteurs de risque de fractures et de développer des stratégies de prévention et de traitement personnalisées

Dans le cadre de ce mémoire, nous explorerons l'application de la biomécanique à l'étude du tibia, l'un des os longs du membre inférieur, soumis à un impact. En analysant la réponse biomécanique du tibia à un impact, nous visons à améliorer notre compréhension des mécanismes de blessures associés et à informer le développement de mesures de prévention et de traitement plus efficaces pour les blessures osseuses

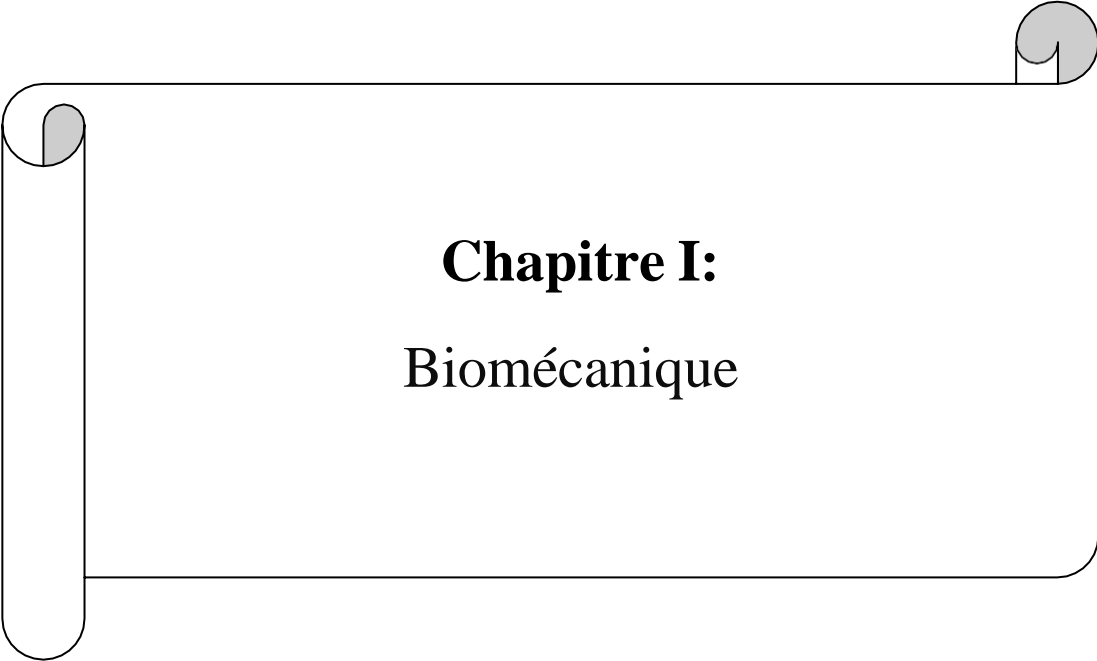
La rédaction de cette étude s'organise en trois parties:

- Dans le premier chapitre, nous présentons une recherche bibliographique sur la biomécanique .

Le second chapitre présente les différents biomatériaux.

Le troisième et dernier chapitre est destiné à l'étude numérique par la méthode des éléments finis, obtenus par le code d'éléments finis Abaqus.

Le mémoire se termine par une conclusion générale



Chapitre I:
Biomécanique

I.1 Définition :

La biomécanique, dans sa définition communément admise, consiste en l'application des outils de la mécanique, ses méthodes et principes, aux tissus et organes biologiques et à leurs problèmes médicaux associés. Il s'agit d'une discipline ancienne, étudiée depuis l'antiquité, qui connaît son installation en tant que discipline à part entière au cours des années 1960-70. [1].

Aussi elle peut également être définie comme la discipline scientifique qui étudie les principes mécaniques appliqués aux organismes vivants, en se concentrant sur l'analyse des mouvements et des forces qui les influencent. Elle cherche à comprendre comment les structures biologiques, telles que les os, les muscles et les articulations, interagissent pour produire des mouvements efficaces et adaptatifs. En intégrant des concepts de physique, de physiologie et d'ingénierie, la biomécanique permet de mieux appréhender les mécanismes sous-jacents à des phénomènes tels que la marche, la course, la manipulation d'objets et même les performances sportives. En outre, elle joue un rôle crucial dans divers domaines, tels que la médecine, la réadaptation, l'ergonomie et la conception de prothèses et d'équipements médicaux [2].

Elle peut être appliquée à des organismes entiers, des organes, des cellules et des organites cellulaires. Les mesures expérimentales biomécaniques et les approches informatiques sont fondamentales pour presque toutes les applications possibles du génie biomédical [3].

I.2 L'Antiquité et la renaissance :

Le développement de la biomécanique est tout d'abord né d'un intérêt scientifique pour le corps humain et son anatomie. Les traces attestant d'un tel intérêt se retrouvent dans des papyrus égyptiens datés de 1700-1600 av. J.-C., comme le papyrus Edwin Smith ou le papyrus Ebers. Ces connaissances devaient certainement être nécessaires aux techniques d'embaumement, néanmoins l'anatomie en était encore à un stade peu avancé. Aux environs du 4^{ème} siècle avant notre ère, **Hippocrate** (460-377 av. J.-C.) fonde la médecine moderne, néanmoins l'interdiction de la dissection du corps humain limite les connaissances anatomiques et physiologiques.

Cependant, Hippocrate se base sur la logique et la réflexion pour soigner les maladies et les blessures articulaires **figure 1** [4].

Dans le courant du 2^{ème} siècle, **Claude Galien** (130-201 ou 216), médecin de l'empereur romain Marc Aurèle, a contourné l'interdiction de dissection du corps humain en étudiant l'anatomie animale, et notamment celle du singe Magot. Ces connaissances anatomiques, souvent erronées, resteront inchangées plus de 1300 ans – jusqu'aux dissections humaines faites par le médecin flamand **Andreas Vesalius** (1514-1564) qui révolutionnera l'anatomie et l'étude du corps humain [5].

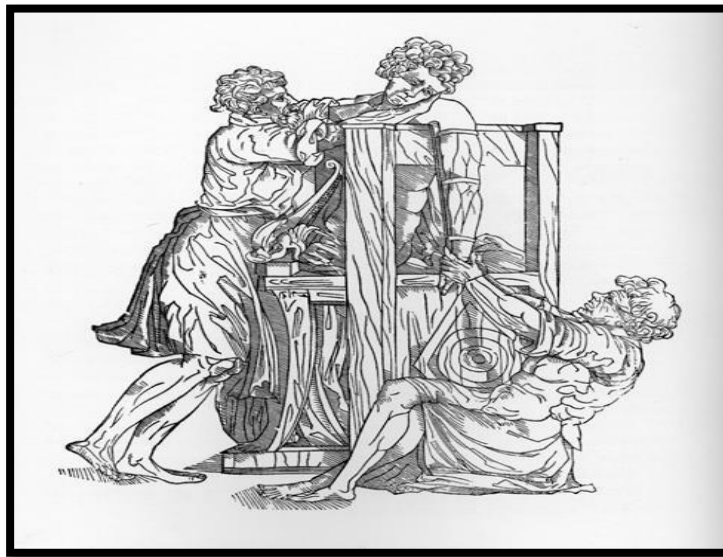


Figure 1 : Gravure sur bois représentant la réduction d'une épaule luxée avec un dispositif hippocratique.

Cependant, c'est **Leonard de Vinci** (1452-1519) qui fut l'un des premiers à disséquer des êtres humains. Nous lui devons notamment de nombreuses descriptions anatomiques des os, des articulations et des muscles. Dans son essai **Codex Atlanticus**, Leonard de Vinci réalise les premières descriptions approfondies de la mécanique des mouvements humains dans les différents plans de l'espace **Fig 2**. Il souligne d'ailleurs que "la science de la mécanique est en cela si noble et utile en comparaison à toutes les autres sciences, qu'il se peut que tous les organismes vivants ayant la possibilité de se mouvoir soient régis selon ses lois" [6].

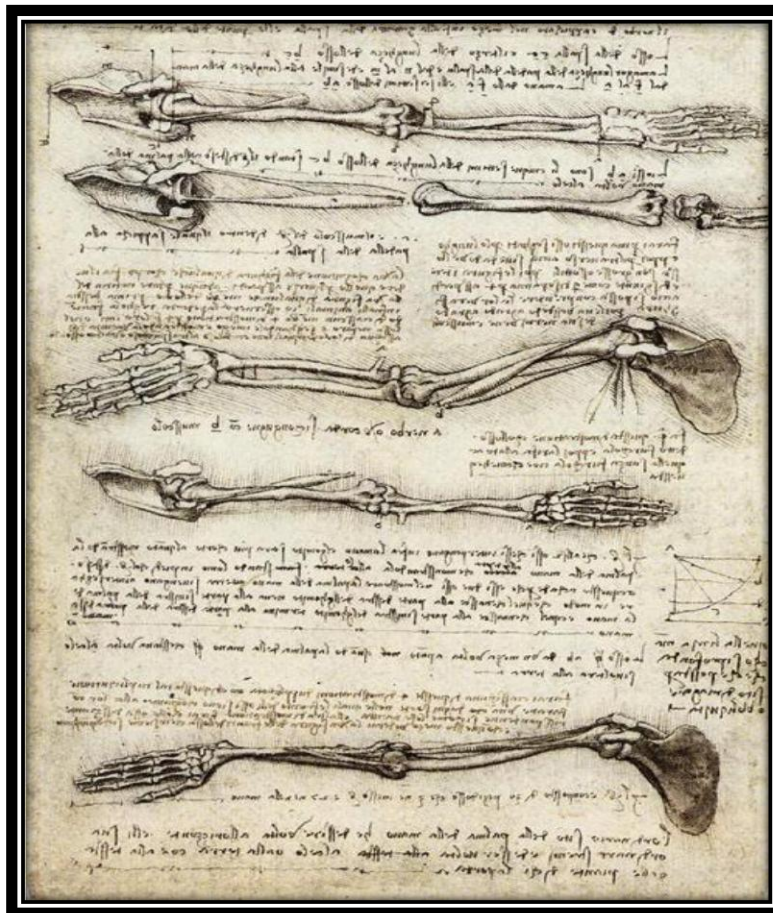


Figure 2 : Étude des mouvements du bras et de l'avant-bras.

La mécanique devient une science à part entière grâce à **Galilée** (1564-1642). En effet, celui-ci s'intéresse très jeune à la mécanique et aux mouvements. Il étudie la médecine et la physique, il confirme plusieurs théorèmes sur le centre de gravité et s'intéresse à la chute des corps et aux pendules. Grâce à ces études, Galilée utilise le pendule pour mesurer le pouls. Des expérimentations et analyses de Galilée sur la mécanique des systèmes vivants existent dans son œuvre écrite en 1638 **Discorsi e dimostrazioni matematiche intorno a due nuove scienze attenenti alla meccanica e i movimenti locali** [7].

L'un des premiers essais d'analyse scientifique du mouvement d'organismes vivant) dans l'espace est de **Giovanni Alfonso Borelli** (1608–1679). Pour cela, il s'est appuyé sur la théorie de la mécanique de Galilée. Dans son œuvre *De motu animalium* (1679), il compare la locomotion de l'homme avec le mouvement d'une petite barque et de son rameur et constate les similitudes entre l'appui du pied sur le sol et l'appui de la pelle de la rame dans l'eau.

Dans la deuxième partie de son livre, il s'essaie à l'explication des forces internes, c'est-à-dire les contractions musculaires. Borelli a étudié la locomotion sur terre, dans l'eau et dans l'air avec la marche des animaux, la nage des poissons et le vol des oiseaux [8].

Le XIXe siècle a marqué une période cruciale dans le développement de l'analyse scientifique du mouvement, avec une attention particulière portée à la locomotion humaine. Les frères Wilhelm et Eduard Weber ont été parmi les premiers à entreprendre des recherches expérimentales sérieuses sur ce sujet à Göttingen en 1836. Leur travail a jeté les bases de nombreuses observations importantes sur la marche humaine

Dans leurs études, les frères Weber ont révélé des aspects clés de la marche humaine. Par exemple, ils ont découvert que le centre de masse du corps en position debout se trouve à environ 56,7 % de la hauteur du corps mesurée à partir du sol. De plus, leurs observations ont montré que le centre de gravité du corps s'abaisse à mesure que la vitesse de la marche augmente, ce qui est une observation significative pour comprendre les mécanismes sous-jacents de la locomotion

Une autre découverte importante des frères Weber a été la relation entre la vitesse de la marche et le temps du double appui, c'est-à-dire le moment où les deux pieds sont en contact avec le sol. Ils ont observé que ce temps diminue à mesure que la vitesse de la marche augmente, ce qui suggère des adaptations spécifiques du corps pour maintenir l'équilibre et favoriser le mouvement efficace à des vitesses plus élevées

En outre, ils ont noté que pendant la phase de déplacement, l'appui du pied au sol agit comme un point de fixation, permettant un mouvement de pendule inversé au membre inférieur. Cette observation souligne l'importance de la coordination entre les différentes parties du corps dans le processus de locomotion

Ces découvertes ont jeté les bases de la compréhension scientifique moderne de la marche humaine, ouvrant la voie à de nouvelles recherches et à des avancées dans des domaines tels que la biomécanique et la kinésiologie [9].

L'intérêt de la recherche sur la locomotion humaine s'accroît lorsqu'**Eadweard Muybridge** (1830-1904) réalise les premières photographies successives d'un mouvement dans l'espace.

A l'époque, une polémique existait quant à savoir si lors d'un galop, les quatre pattes du cheval pouvaient être en l'air simultanément. En 1878, Muybridge dispose 12 appareils photographiques sur une ligne. Un cheval au galop s'élanche et déclenche chaque appareil en passant devant lui. Cette première suite de photographies prouve qu'il existe une phase où les 4 pattes du cheval sont en l'air simultanément **figure 3** [10].

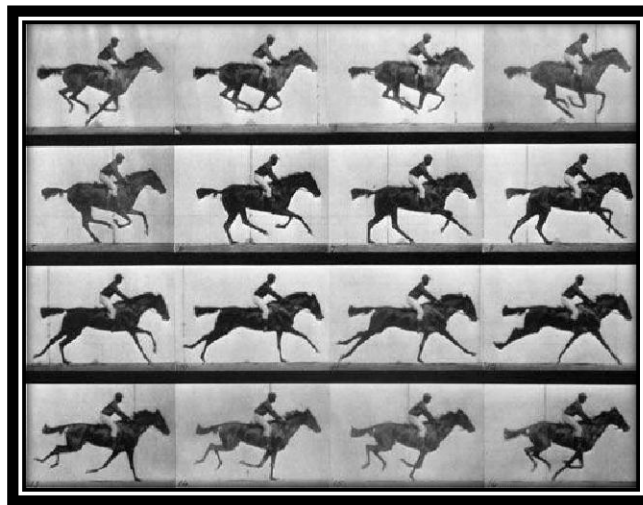


Figure 3 : Séries de photographies représentant le galop d'un cheval par Muybridge, 1887.

Le XIXe siècle a marqué le début d'une ère d'exploration scientifique intensive du mouvement, avec des chercheurs tels que **Étienne-Jules Marey** et ses contemporains qui ont joué un rôle crucial dans le développement des techniques et des instruments pour étudier la locomotion. Marey, inspiré par les travaux **de Muybridge**, a inventé des dispositifs tels que le fusil photographique et le chronophotographe, permettant une analyse détaillée du mouvement humain et animal [11].

L'époque a également vu l'émergence de la biomécanique en tant que discipline scientifique distincte, avec des chercheurs comme **Rudolf Fick**, **Jules Amar** et **Nikolai Bernstein**, qui ont apporté des contributions significatives à la compréhension du mouvement humain à travers l'application des principes mécaniques. Les progrès dans ce domaine ont été facilités par des instruments innovants tels que les plateformes de force, les électromyographes et les chronophotographes [12] [13] [14].

Dates	Événements
348-322 BCE	Aristote a examiné et écrit sur des mouvements complexes tels que la course et la marche.
1452–1519	Leonardo da Vinci a examiné la fonction du corps humain.
1608–1679	Alfonso Borelli a écrit le premier texte biomécanique, De Motu Animalium.
1642–1727	Sir Isaac Newton a développé le calcul différentiel et intégral ainsi que ses lois mécaniques
1830–1894	Eadweard Muybridge a développé des images séquentielles cinématographiques pour étudier les animaux et les humains.
1920	Le livre de Jules Amar, "Le Moteur Humain", a été traduit en anglais.
1931	W. O. Fenn a publié sur l'analyse cinématographique de la course de sprint.
1966	Richard Nelson a développé le premier laboratoire de recherche biomécanique à Penn State.
1967	Premier Séminaire International sur la Biomécanique, à Zurich, en Suisse.
1968	La création du Journal de Biomécanique
1973	La fondation de la Société Internationale de Biomécanique.
1976	La fondation de la Société Américaine de Biomécanique.
1982	La fondation de la Société Internationale de Biomécanique dans le Sport.
1993	L'Académie de Kinésiologie de l'AAHPERD a été renommée l'Académie de Biomécanique de l'AAHPERD.

Tableau 1 : Événements importants dans l'histoire de la biomécanique :

La biomécanique du XXe siècle a continué à se développer rapidement, avec des chercheurs du monde entier contribuant à son expansion. Des progrès significatifs ont été réalisés dans des domaines tels que la réadaptation des patients amputés, l'amélioration des prothèses et orthèses, ainsi que dans l'étude de l'activité musculaire et de la coordination motrice [15] [16].

Cependant, vers la fin du XXe siècle, les sciences de l'analyse du mouvement ont commencé à se développer de nouveau en Europe et en Asie, témoignant de l'importance croissante de cette discipline à l'échelle mondiale [17] [18].

I.3 Les domaines d'étude en biomécanique:

Utilisant des techniques et des instruments similaires, les biomécaniciens travaillent dans une variété de domaines. Chacun de ces domaines peut être identifié et le type de recherche décrit. Les trois domaines discutés ici sont la biomécanique du développement [19], la biomécanique de l'exercice et du sport [20], la biomécanique de la réhabilitation [21].

I.3.1 Biomécanique du développement:

La recherche biomécanique sur le développement humain se concentre sur l'évaluation des schémas de mouvement essentiels tout au long de la vie. Des individus de différents âges sont examinés tout en effectuant une variété de compétences motrices de la vie quotidienne [22]. Les activités peuvent ensuite être quantifiées, décrites et analysées. L'analyse biomécanique est spécifiquement importante pour quantifier les compétences motrices développementales et les schémas de mouvement tels que la marche, le coude pied, le saut, le lancer et la capture [23].

La biomécanique du développement moteur humain est une branche de la recherche qui vise à comprendre comment les compétences motrices évoluent. En examinant les mouvements humains à différentes étapes de développement, cette discipline permet de décrire, quantifier et analyser les schémas de mouvement essentiels, offrant ainsi des informations précieuses pour évaluer le développement moteur normal et identifier les retards ou les troubles du mouvement [24] [25] [26].

Une partie importante de la recherche en biomécanique du développement consiste à étudier les activités de la vie quotidienne à différentes étapes de la vie. Des compétences telles que la marche, le saut, le lancer et la capture sont examinées et quantifiées chez les individus de différents âges.

Cette analyse permet de décrire les modèles typiques de chaque groupe d'âge et de comparer la performance individuelle à ces modèles pour évaluer le niveau de compétence [22] [23].

Les résultats de ces études ont des applications cliniques importantes, notamment dans l'évaluation des étapes du développement moteur chez les nourrissons et les enfants [27] [28].

Les pédiatres et les kinésithérapeutes peuvent utiliser les informations fournies par la biomécanique pour évaluer objectivement les progrès des enfants et recommander des interventions thérapeutiques appropriées en cas de retard de développement ou de troubles du mouvement [24] [25].

La biomécanique du développement ne se limite pas à l'enfance ; elle s'étend également à l'étude des changements moteurs associés au vieillissement. Les chercheurs examinent comment les capacités physiques et motrices évoluent avec l'âge, ce qui est crucial pour comprendre et prévenir les chutes et les blessures chez les personnes âgées [22] [23].

En conclusion, la biomécanique du développement moteur humain offre un aperçu précieux de la manière dont les compétences motrices évoluent tout au long de la vie. Grâce à une analyse rigoureuse des mouvements humains, cette discipline contribue à améliorer l'évaluation clinique du développement moteur, à guider les interventions thérapeutiques et à promouvoir le bien-être à toutes les étapes de la vie.

I.3.2 Biomécanique de l'exercice et du sport :

La recherche biomécanique dans le domaine de l'exercice et du sport s'est concentrée sur les postures et les schémas de mouvement qui minimisent le risque de blessure pendant l'activité physique et améliorent les performances [27] [28].

Parmi les contributions de la biomécanique, on trouve le développement de machines d'exercice pour améliorer la force, l'endurance, la flexibilité et la vitesse ; le développement de nouveaux modes d'exercice, tels que les polymétries et les isokinétiques, pour améliorer les

Performances ; la conception d'équipements d'exercice et de sport pour minimiser les blessures ; et le développement de techniques d'exercice et de sport pour optimiser les performances [15] [29].

Les chercheurs en biomécanique utilisent des techniques avancées telles que la motion capture pour étudier en détail la biomécanique de la foulée et des mouvements corporels dans divers sports. Cette analyse permet de détecter les déséquilibres musculaires, les asymétries de mouvement et les zones de tension excessive, ce qui peut informer la réhabilitation des blessures et l'optimisation des performances [30] [31].

Les chercheurs en biomécanique évaluent l'efficacité des équipements de protection tels que les casques, les protège-tibias et les gilets pare-balles pour minimiser les risques de blessures lors de la pratique sportive. Ils examinent comment ces équipements absorbent les chocs et répartissent les forces pour protéger les athlètes [27].

Une plateforme de force (Kistler Instrument Corp., Amherst, New York) est utilisée pour mesurer les forces entre la chaussure et le sol **figure 4** [32]. Ces plateformes sont des outils essentiels en biomécanique pour évaluer l'impact des activités physiques sur le corps et les performances des athlètes

Cette plateforme de force typique peut mesurer les forces dans trois dimensions (X, Y et Z), ce qui permet une analyse détaillée des forces appliquées lors de divers mouvements sportifs. Cette capacité à capturer les forces dans toutes les directions est cruciale pour comprendre la dynamique complexe des interactions entre le corps humain et son environnement lors de l'exercice et du sport **figure 5** [33].



Figure 4 : Chaussures sol.

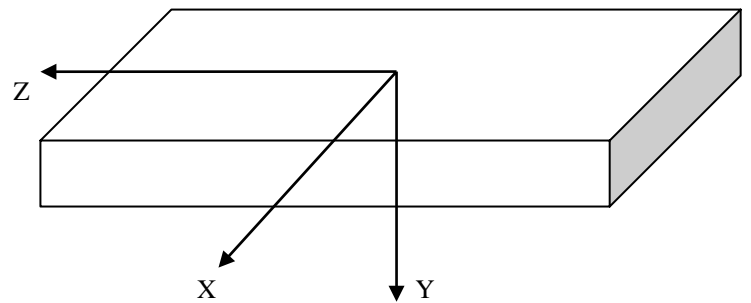


Figure 5 : Plateforme de force.

En plus des chaussures de sport, la biomécanique est utilisée pour concevoir et améliorer d'autres équipements sportifs tels que les raquettes, les bâtons de golf et les vélos.

Les chercheurs étudient comment la conception et les matériaux affectent les performances et la sécurité des athlètes, en utilisant des simulations informatiques et des tests en laboratoire [34].

Les chercheurs en biomécanique développent des méthodes pour évaluer la force, la puissance et la fatigue musculaire chez les athlètes. Cela peut impliquer l'utilisation d'instruments tels que les dynamomètres et les électromyographes pour mesurer l'activité musculaire pendant l'exercice, aidant ainsi à concevoir des programmes d'entraînement plus efficaces [35].

En plus de minimiser les risques de blessures par la conception de l'équipement, la biomécanique est également utilisée pour développer des programmes de prévention des blessures. Cela peut inclure des analyses de mouvement pour identifier les mouvements à risque, ainsi que des interventions d'entraînement spécifiques pour renforcer les zones vulnérables du corps [27].

En combinant ces différentes approches, la biomécanique continue de jouer un rôle essentiel dans l'amélioration des performances sportives et la réduction des blessures dans une variété de disciplines sportives [35].

I.3.3 Biomécanique de la réhabilitation :

La recherche biomécanique se concentre également sur l'étude des schémas de mouvement des personnes blessées et handicapées. Les biomécaniciens analysent les changements de mouvement après une blessure et déterminent l'anomalie de mouvement spécifique. Cette information est cruciale pour les cliniciens, en particulier les physiothérapeutes et les entraîneurs sportifs, lorsqu'ils développent un protocole de réhabilitation approprié pour permettre aux individus de réapprendre les compétences motrices après une blessure [27].

Les recherches en biomécanique dans le domaine de la réhabilitation ont abouti au développement d'exercices et de machines d'entraînement efficaces pour aider les personnes blessées à retrouver leur fonctionnement d'avant l'accident ; à la création d'accessoires supplémentaires comme les cannes **figure 6**, les béquilles **figure 7**, les déambulateurs **figure 8** et les orthèses **figure 9**; ainsi qu'à la conception de dispositifs de substitution tels que les prothèses **figure 10**, et les fauteuils roulants **figure 11** [35].



Figure 6 : Canne de Marche



Figure 7 : Béquilles Sous Les Bras (paire)



Figure 8 : Déambulateur 3 Roues.



Figure 9 : Orthèses de genou.

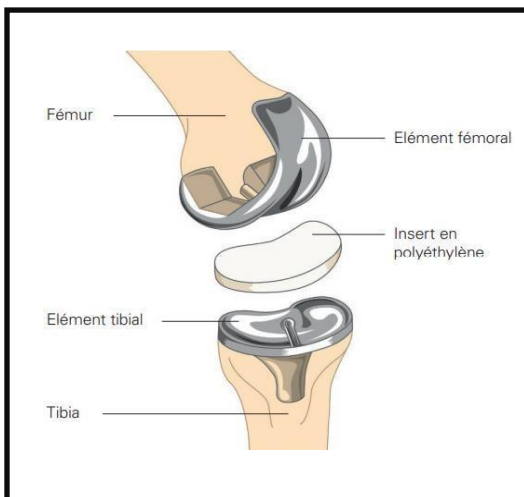


Figure 10 : Prothèse genou.



Figure 11 : Fauteuil de transport.

Les recherches en biomécanique dans le domaine de la réhabilitation ont contribué au développement de dispositifs de substitution et d'assistance comme les exosquelettes **figure 12**.

Ils font partie des dispositifs avancés conçus pour aider les personnes avec des lésions médullaires ou des accidents vasculaires cérébraux à retrouver leur capacité de marcher.

Ils représentent une extension de l'idée de développement de dispositifs pour soutenir et améliorer la mobilité des personnes atteintes de blessures ou de conditions médicales qui affectent leur capacité à se déplacer normalement [27] [35].



Figure 12 : Exosquelette humain.

La biomécanique joue un rôle essentiel dans le domaine de la réhabilitation, notamment en ce qui concerne l'évaluation et l'amélioration des schémas de marche chez les patients souffrant de maladies telles que la MAP (maladie artérielle périphérique) et la SEP. Les chercheurs en biomécanique utilisent des mesures précises, telles que l'analyse des schémas de mouvement des articulations des jambes, pour évaluer l'efficacité des traitements pharmacologiques, conservateurs et chirurgicaux chez les patients atteints de MAP[24]. De même, la biomécanique est utilisée pour identifier les déficiences spécifiques de la marche chez les patients atteints de SEP (sclérose en plaques), afin de développer des techniques de réadaptation adaptées à leurs besoins [25].

De plus, les dispositifs d'assistance tels que les prothèses, les cannes et les exosquelettes sont conçus et utilisés en tenant compte des principes de la biomécanique pour compenser les limitations de mouvement et améliorer la fonctionnalité des patients [26].

En fournissant des données précises sur les exigences biomécaniques des utilisateurs, la recherche en biomécanique contribue également à l'amélioration continue de ces technologies d'assistance, conduisant ainsi à des avancées significatives dans le domaine de la réhabilitation

I.4 Technologies et outils de recherches :

Les biomécaniciens sont des chercheurs qui se consacrent à l'étude du mouvement humain dans ses moindres détails. Leur travail repose sur l'utilisation d'une gamme variée d'outils et de techniques sophistiqués pour mesurer et analyser le temps, le mouvement et la force impliqués dans différentes activités physiques.

L'un des principaux domaines d'intérêt des biomécaniciens est l'enregistrement précis du temps et du mouvement. Pour cela, ils emploient divers dispositifs de chronométrage et des méthodes d'enregistrement d'images de mouvement telles que la cinématographie, la vidéographie et l'imagerie numérique [32]. Ces outils leur permettent de collecter des données temporelles et cinématiques essentielles pour comprendre les mécanismes sous-jacents des mouvements humains.

En parallèle, les biomécaniciens s'appuient également sur des instruments de mesure de la force.

Ces dispositifs, tels que les plateformes de force, les semelles de pression, les accéléromètres et l'électromyographie, fournissent des données cinétiques précieuses sur les forces appliquées par le corps lors de différentes activités [36]. Ces données permettent aux chercheurs de déterminer les mouvements des articulations et les puissances musculaires impliquées dans diverses actions physiques.

Lorsque les mouvements du corps sont capturés par les dispositifs d'enregistrement de mouvement, les images des marqueurs cutanés réfléchissants sont converties en coordonnées spatiales **Fig 13** [37].

À partir de ces coordonnées, les biomécaniciens peuvent calculer les déplacements, les vitesses et les accélérations de chaque segment corporel en mouvement **figure 14** [21].



Figure 13 : Marqueurs réfléchissants sont placés dans diverses positions anatomiques.

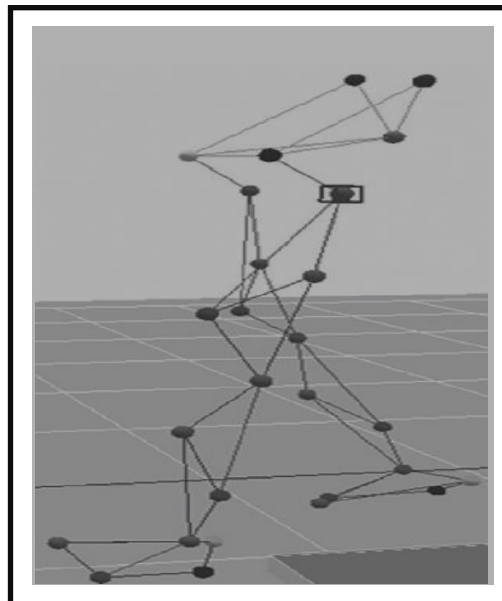


Figure 14 : Emplacements des segments corporels sont calculés comme un modèle en utilisant les informations recueillies avec les marqueurs cutanés réfléchissants.

Cette analyse approfondie du mouvement humain permet de détecter des détails qui échappent souvent à l'œil humain non entraîné. La **figure 15** montre les dispositifs d'enregistrement optique dans un laboratoire de biomécanique, tels que les caméras optoélectroniques numériques haute vitesse, fournissent un enregistrement numérique permanent.

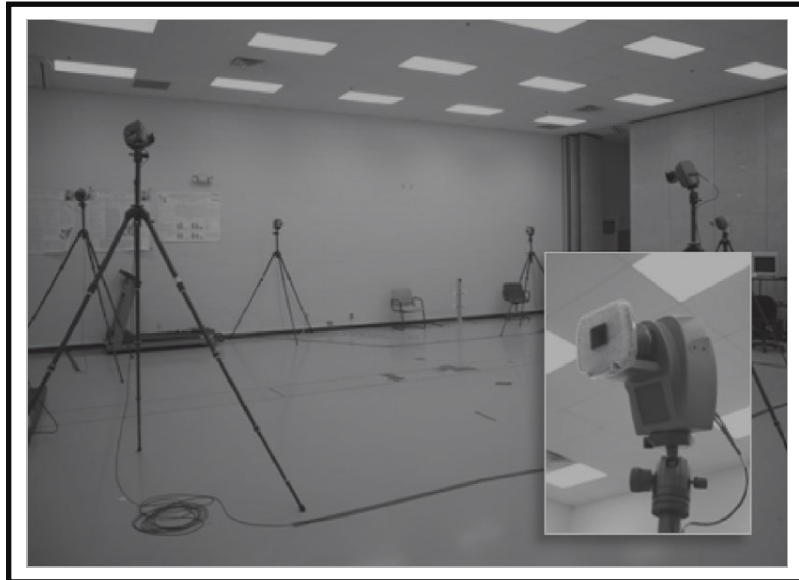


Figure 15 : Caméras optoélectroniques numériques haute vitesse.

En complément de ces méthodes d'enregistrement en mouvement, les photographies sont également utilisées par les biomécaniciens pour capturer des instantanés d'une performance ou pour enregistrer l'emplacement de l'équipement utilisé pour la collecte de données. Un équipement photographique de qualité, tel qu'un appareil photo 35 mm avec une lentille à focale variable et des paramètres ajustables, est recommandé pour garantir une capture précise des détails importants [32].

En somme, grâce à ces outils et techniques avancés, les biomécaniciens sont en mesure de mener des recherches approfondies sur le mouvement humain. Leurs travaux contribuent à une meilleure compréhension des performances sportives, à la prévention des blessures et à l'amélioration des programmes de rééducation, ouvrant ainsi la voie à des avancées significatives dans le domaine de la santé et du bien-être humain [36].

- **La cinématographie** : La cinématographie est l'art de créer des séquences d'images en mouvement, soit pour former un film complet, soit pour être visionnées individuellement. Ce processus implique de capturer ces images à différents rythmes, allant de moins d'une image par seconde à plus de cinq millions d'images par seconde. L'utilisation de vitesses d'images élevées permet de saisir des mouvements trop rapides pour être observés à l'œil nu, ce qui permet de les visualiser en ralenti ou comme des images distinctes [38].

Bien que les caméras cinématographiques 16 mm équipées de lentilles à focale variable, de vitesses d'obturation et d'ouvertures ajustables soient moins courantes aujourd'hui, elles restent capables d'enregistrer jusqu'à 500 images par seconde. Cette polyvalence offre une grande flexibilité pour la collecte de données visuelles [39].

- **La vidéographie** : la vidéographie offre une série d'images qui peuvent être visionnées comme un film en mouvement ou individuellement. Elle présente la plupart des caractéristiques de la cinématographie, mais avec l'avantage de la visualisation instantanée et la possibilité de réutiliser la bande vidéo.

Les caméras et enregistreurs vidéo les plus courants capturent des images à une cadence de 30 images par seconde en utilisant des lentilles à focale variable ainsi que des vitesses et des ouvertures d'obturateur ajustables.

De nos jours, les caméras vidéo à bande ont évolué vers des systèmes optoélectroniques numériques haute vitesse qui enregistrent directement les images numériques du mouvement décrit par les trajectoires des marqueurs cutanés réfléchissants. Ces données numériques sont ensuite stockées directement dans le disque dur de l'ordinateur, éliminant ainsi le besoin de bandes vidéo.

Les systèmes de capture de mouvement sont aujourd'hui principalement de deux types : passifs et actifs. Les systèmes passifs utilisent des marqueurs enduits d'un matériau réfléchissant pour renvoyer la lumière des caméras, tandis que les systèmes actifs utilisent des marqueurs équipés de diodes électroluminescentes (LED) pour émettre leur propre lumière, permettant ainsi de suivre leurs positions relatives **figure 16 [40]**.



Figure 16 : Système de capture de mouvement actif dans un laboratoire de biomécanique suit la position relative des marqueurs en illuminant des LED.

Pour des analyses biomécaniques plus approfondies, un système de capture de mouvement peut être associé à d'autres équipements, tels qu'un tapis roulant instrumenté, pour évaluer à la fois la cinématique et la cinétique pendant des activités comme la marche. Cette combinaison de données cinématiques et cinétiques permet d'évaluer les réponses neuromusculaires et leurs contributions lors de différentes activités physiques [40].

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) offre une représentation informatique en deux dimensions de différentes parties du corps, suivi par une reconstruction en trois dimensions pour permettre une visualisation sur un écran vidéo.

Cette technologie non invasive permet d'examiner les structures sous-cutanées avec précision, améliorant ainsi l'évaluation des blessures et des adaptations musculaires suite à un entraînement [41].

Les goniomètres sont des outils utilisés pour mesurer la position des articulations, en particulier les positions statiques des segments des membres par rapport à un axe articulaire **Fig 17**. L'électrogoniomètre, une variante de cet instrument, intègre un potentiomètre à son axe de rotation. Il offre une indication en temps réel de la position articulaire lors du mouvement, et peut être calibré pour déterminer la vitesse de ce mouvement. Attaché au corps, son axe de rotation est aligné sur l'axe longitudinal des segments, fournissant une tension de sortie proportionnelle à l'angle articulaire. Ces données sont utiles pour évaluer la flexibilité en vue de diagnostics, rééducations et prescriptions d'exercices [42].

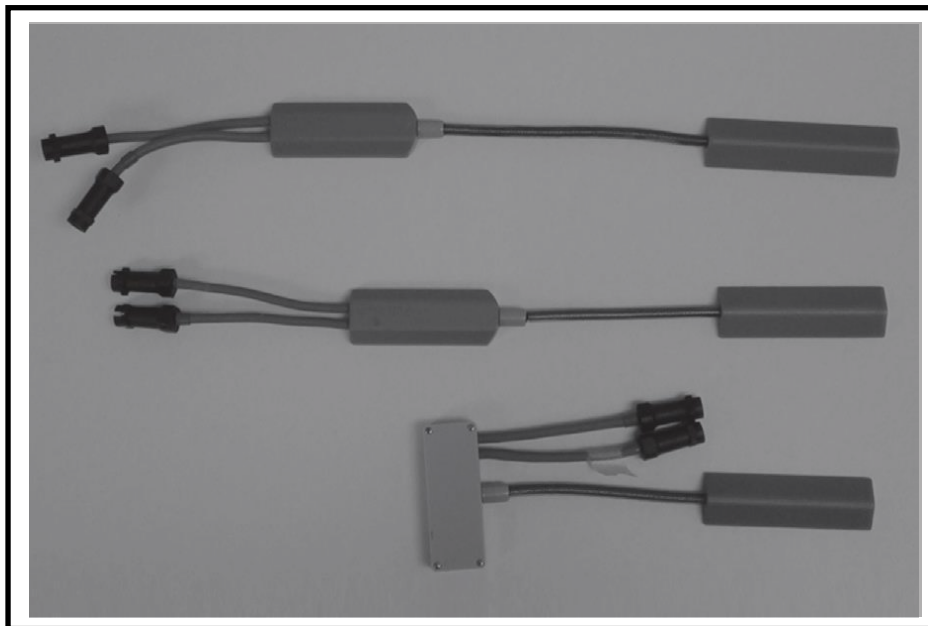


Figure 17 : Mesure des Positions Statiques avec des Électrogoniomètres.

La collecte de données cinématiques peut être complétée par l'utilisation d'autres technologies telles que les plateformes de force, les semelles de pression, les accéléromètres et l'électromyographie (EMG), offrant ainsi une analyse plus approfondie des mouvements corporels.

- **La dynamographie** : La dynamographie permet de recueillir des données cinétiques ou de force. Un exemple de dispositif dynamographique est une plateforme de force munie de capteurs intégrés qui produisent des signaux électriques proportionnels aux forces exercées sur elle. Un transducteur est un appareil de mesure qui convertit une forme d'énergie en une autre. Par exemple, un transducteur de déplacement électrique transforme l'énergie cinétique du mouvement en énergie électrique. Les transducteurs de force utilisés dans une plateforme de force sont généralement des jauges de contrainte, dont la résistance électrique varie en fonction de la contrainte, ou des éléments piézoélectriques, qui génèrent une charge lorsqu'ils sont soumis à une contrainte.

L'énergie électrique produite peut ensuite être mesurée et enregistrée comme une indication de la force exercée. La plateforme de force est principalement utilisée pour mesurer les trois composantes orthogonales des forces de réaction au sol (FRS) : verticales (F_z), antéropostérieures (F_y) et médio-latérales (F_x) entre le pied et le sol lors des activités locomotrices reportez-vous à la **figure 4** et **figure 5**. Ces plateformes sont employées pour évaluer les forces générées lors du contact avec le sol dans diverses activités comme la course, la marche, le saut, l'atterrissage et le saut en longueur [32] [43].

Par ailleurs, un accéléromètre est un dispositif électronique permettant de mesurer les forces d'accélération **figure 18**. Il est composé généralement d'une masse inertielle qui génère une force contre un élément, tel qu'une poutre, dont la contrainte résultante est ensuite mesurée.

Il est particulièrement utile dans l'étude des forces générées lors de la course sur tapis roulant, une tâche pour laquelle l'utilisation d'une plateforme de force classique est difficile voire impossible [32] [43] [44].

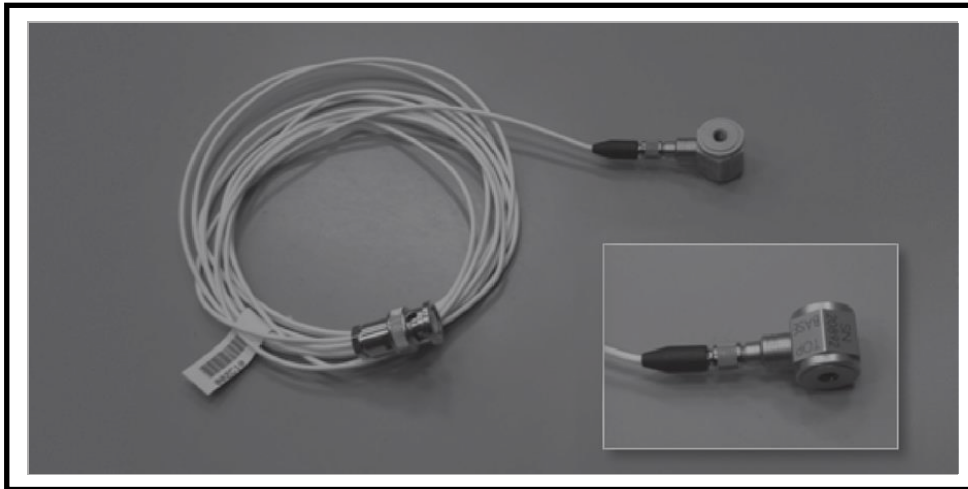


Figure 18 : Accéléromètre.

L'électromyographie (EMG) offre des données sur l'activité musculaire **figure 19**. Un électromyographe enregistre les variations électriques qui se produisent dans un muscle pendant ou juste avant sa contraction. Cette activité électrique peut être capturée, amplifiée, filtrée et enregistrée pour fournir une indication de l'activité musculaire pendant une performance [45].

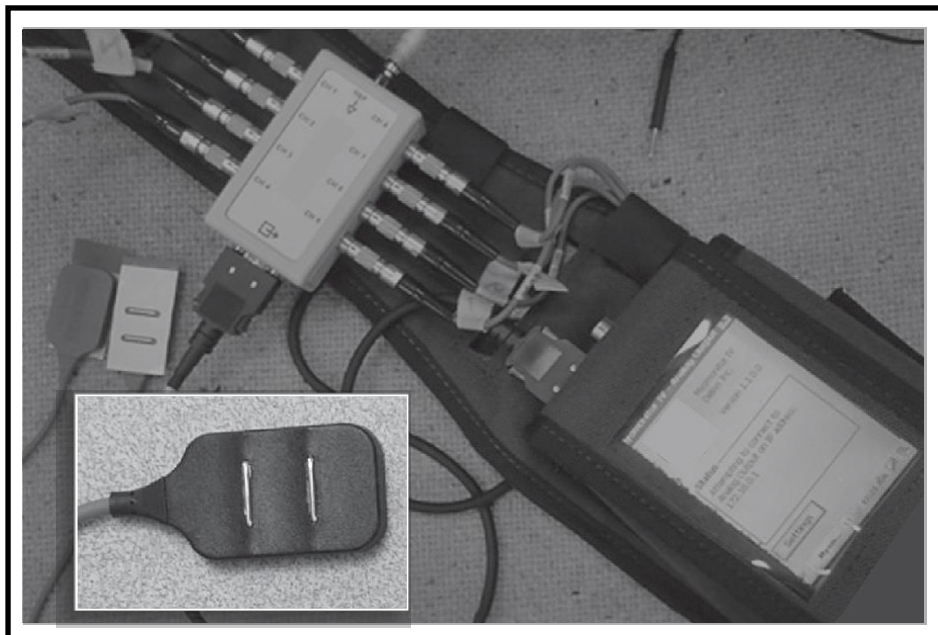


Figure 19 : Mesure de l'activité musculaire avec un système EMG de surface.

La modélisation et les simulations fournissent une prédiction des données cinématiques et cinétiques, offrant ainsi un aperçu des activités ou événements spécifiques. Par exemple, il est possible de modéliser les muscles comme des ressorts et les os comme des corps rigides, pour ensuite prédire les forces internes.

Cette information est particulièrement précieuse pour estimer les forces, telles que celles exercées sur le bas du dos lors de la levée de charges. Pour une compréhension complète des mécanismes du mouvement humain, des instruments biomécaniques complexes sont désormais utilisés dans les laboratoires de biomécanique. Par exemple, les escaliers et les tapis de course, équipés de plateformes de force, permettent aux biomécaniciens d'étudier respectivement la négociation des escaliers et la génération de forces pendant la locomotion.

Un escalier instrumenté est généralement équipé de plusieurs plateformes de force. Par exemple, dans la **figure 20** une plateforme de force est intégrée sous les trois premières marches, et une plateforme de force supplémentaire est connectée à la structure de la rampe. Un tel dispositif permet de mesurer avec précision la quantité de force appliquée sur chaque marche pendant la montée et la descente des escaliers, ainsi que l'utilisation des rampes.

En combinant les données cinétiques de la plateforme de force avec les données cinématiques enregistrées par des dispositifs de suivi du mouvement, il est possible d'estimer les réponses neuromusculaires et leur contribution aux mouvements et puissances articulaires.

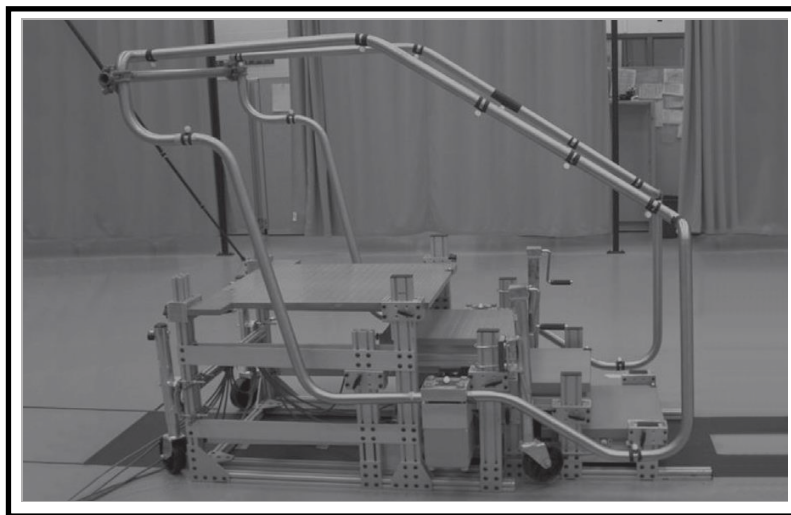


Figure 20 : Escalier instrumenté sur mesure avec plusieurs plateformes de force.

De même, un tapis de course instrumenté est équipé de plateformes de force intégrées sous la bande de roulement. Par exemple, dans **figure 21**, un tapis de course sur mesure avec une double bande de roulement comporte deux grandes plateformes de force sous ses deux bandes. Ce dispositif permet de mesurer la quantité de force appliquée lors de la marche ou de la course sur le tapis, offrant ainsi un environnement plus stimulant pour l'étude de la locomotion humaine.

Les tapis de course instrumentés permettent ainsi de mener des études avancées sur la biomécanique de la locomotion, telles que l'adaptation à la marche asymétrique.

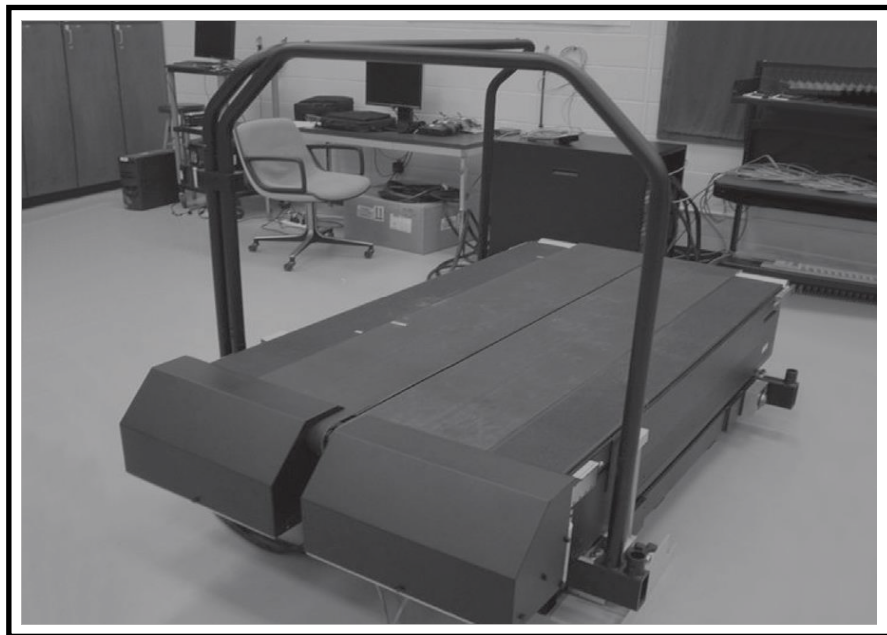


Figure 21 : Mesure de la force pendant la locomotion avec un tapis roulant instrumenté à deux bandes.

Enfin, la posturographie dynamique informatisée est utilisée pour mesurer le contrôle de la posture et de l'équilibre en position debout. Un dispositif tel que le SMART Balance Master **figure 22** permet de mesurer l'oscillation corporelle en position debout et d'étudier la contribution des différents systèmes sensoriels au maintien de la stabilité posturale.

En combinant la plateforme de force intégrée avec des capacités de rotation et de translation et l'environnement visuel mobile, les chercheurs peuvent évaluer comment les participants maintiennent leur stabilité posturale dans des conditions visuelles stables ou dynamiques [46] [47] [48].

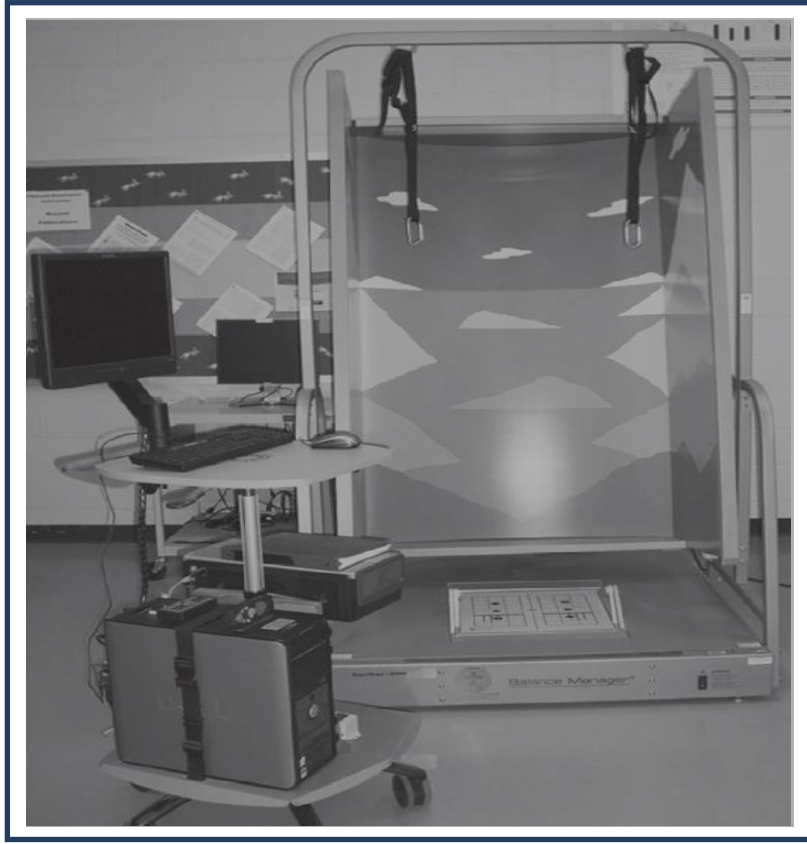


Figure 22 : Mesure des oscillations corporelles avec le SMART Balance Master.

I.5 L'anatomie du tibia :

La biomécanique, une discipline scientifique qui étudie les principes mécaniques appliqués aux organismes vivants, est fondamentale pour comprendre l'interaction de notre corps avec son environnement. Au cœur de cette discipline se trouve l'analyse des os, des articulations et des muscles, ainsi que leur réponse aux forces externes. Dans ce contexte, l'étude de la biomécanique du tibia, l'un des os longs les plus importants du corps humain, revêt une importance particulière.

Le tibia, également connu sous le nom d'os de la jambe, joue un rôle vital dans la locomotion humaine en tant que principal support de poids entre le genou et la cheville. Sa stabilité et sa mobilité sont cruciales pour le bon fonctionnement du membre inférieur.

En raison de sa position stratégique et de son exposition aux contraintes lors des activités quotidiennes, le tibia est sujet à diverses forces et contraintes, ce qui en fait un sujet d'étude majeur en biomécanique.

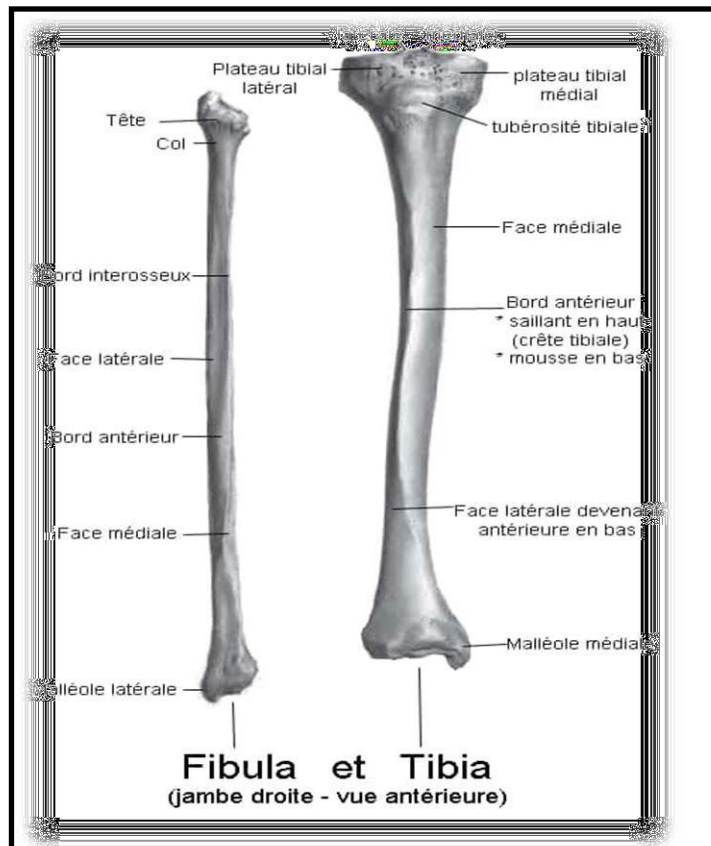


Figure 23 : Vue antérieure d'une jambe droite.

I.5.1 Définition du tibia:

Le tibia, connu également sous le nom d'os de la jambe, est un os long. Il se trouve médialement par rapport au péroné et forme l'axe principal de soutien du membre inférieur. Le tibia joue un rôle crucial dans la locomotion humaine en fournissant un support structurel essentiel entre le genou et la cheville [49].

I.5.2 Situation et fonctionnement du tibia :

Le tibia est situé dans la partie antérieure de la jambe, se connectant proximalelement au fémur et distalement au talus et au péroné. Il constitue une partie essentielle du membre inférieur, offrant un soutien structurel crucial pour le corps humain. De forme prismatique, le tibia présente une partie supérieure élargie, appelée plateau tibial, qui forme une articulation avec le fémur, et une partie inférieure qui s'articule avec les os du pied. Sa structure anatomique comprend une crête tibiale, une ligne oblique, une surface interne et une surface externe, fournissant des sites d'attache pour les muscles, les ligaments et les tendons impliqués dans la locomotion humaine [50].

I.5.3 L'os humain :

Les os, éléments essentiels du squelette des vertébrés, y compris chez les êtres humains, se distinguent par leur résistance et leur durabilité. Principalement constitués de tissu osseux **figure 24**, ils sont composés d'ostéocytes et d'une matrice extracellulaire comprenant du collagène, ainsi que des minéraux tels que le calcium et le phosphore [51] [52].

Ces structures jouent un rôle essentiel dans le corps en assurant plusieurs fonctions vitales. Elles protègent les organes internes, soutiennent la structure corporelle, permettent la mobilité grâce à leur articulation avec d'autres os, et servent de site de production de cellules sanguines dans la moelle osseuse. [53]

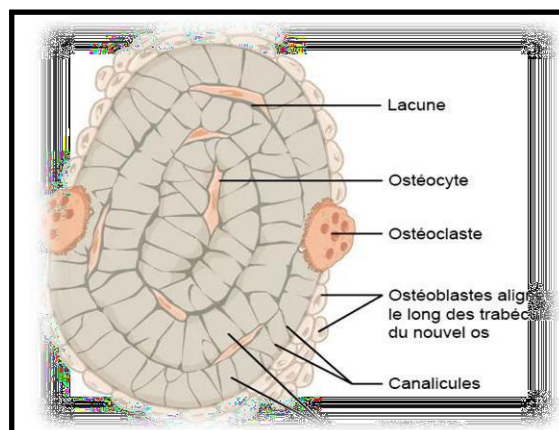


Figure 24 : Schéma des tissus osseux.

I.5.4 Les structures osseuses :

Les composants osseux incluent divers os longs tels que le tibia, la fibula et le fémur. Chacun de ces os est caractérisé par une structure anatomique distincte, divisée en trois zones principales : la diaphyse, la métaphyse et l'épiphyse **figure 24**. Ces régions présentent des morphologies spécifiques et une organisation particulière de leur microstructure. Cette organisation permet une fonctionnalité optimale des os longs dans le corps humain.

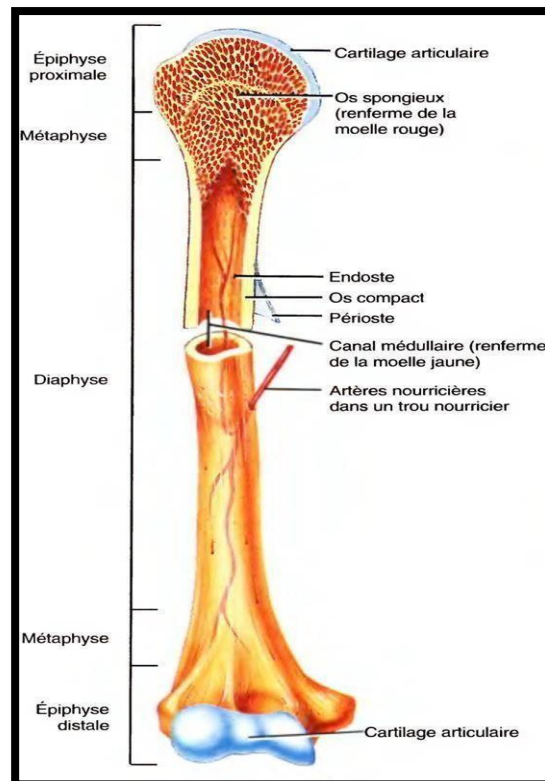


Figure 25 : Anatomie et structures des os longs.

I.5.4.1 La diaphyse :

La diaphyse représente la partie médiane d'un os long, caractérisée par sa forme cylindrique et sa robustesse. Cette région osseuse est principalement composée de tissu osseux cortical, ce qui lui confère sa solidité et sa capacité à supporter les charges. De plus, la diaphyse abrite la cavité médullaire, qui joue un rôle essentiel dans la production de cellules sanguines [49].

I.5.4.1.1 L'os cortical :

Constituant environ 80 % de la masse osseuse du squelette humain, est situé à la périphérie des os, leur conférant une apparence lisse et solide. Grâce à sa densité, sa rigidité et sa résistance supérieures à celles de l'os trabéculaire, il joue un rôle essentiel dans le maintien de la structure corporelle et la protection des organes.

De plus, il agit comme un réservoir pour certains éléments chimiques essentiels tels que le calcium, nécessaires au bon fonctionnement du corps humain. Composé d'ostéons métaboliquement actifs, l'os cortical présente une structure sous forme de cylindre creux [53].

I.5.4.2 L'épiphyse :

L'épiphyse désigne la portion terminale d'un os long, présente à chaque extrémité. Principalement constituée de tissu osseux spongieux, également connu sous le nom d'os trabéculaire, elle est enveloppée d'une fine couche de tissu osseux compact, l'os cortical. L'épiphyse joue un rôle crucial dans l'articulation avec d'autres os, facilitant ainsi le mouvement et la fonctionnalité du corps. Elle abrite également les cartilages de croissance durant la croissance osseuse chez les individus en développement. De plus, les épiphyses sont des sites importants pour le renforcement osseux et la régulation de la croissance, étant impliquées dans le processus de remodelage osseux [54].

I.5.4.2.1 L'os trabéculaire :

L'os trabéculaire, connu pour sa texture spongieuse due à une forte porosité, se caractérise par une densité réduite et un rapport élevé entre la surface et le volume par rapport à l'os cortical. Cette caractéristique le rend plus flexible mais aussi plus fragile.

Il est principalement localisé dans les régions épiphysaires et métaphysaires des os longs, ainsi qu'au centre des os irréguliers. Sa structure poreuse offre une capacité d'absorption des chocs, notamment lors de charges subites. Composé de piliers osseux sous forme de cylindres ou de plaques interconnectées, l'épaisseur de ces piliers varie généralement entre 50 et 500 micromètres. Cette variation dépend également de facteurs individuels tels que l'âge, le sexe, la masse corporelle, le mode de vie et diverses pathologies.

Les espaces entre ces piliers, appelés pores, sont remplis de moelle osseuse et de vaisseaux sanguins, assurant ainsi un environnement dynamique et nourrissant pour les cellules osseuses [55].

I.6 Conclusion :

En conclusion, la biomécanique, une discipline interdisciplinaire qui combine les concepts de la mécanique et de la biologie pour comprendre le mouvement humain et les forces qui y sont impliquées.

À travers un voyage historique, nous avons retracé les origines de la biomécanique depuis l'Antiquité jusqu'à la Renaissance, mettant en lumière les contributions significatives qui ont jeté les bases de cette discipline moderne. De là, nous avons plongé dans les domaines spécifiques de la biomécanique, en mettant en évidence trois aspects clés : la biomécanique du développement, la biomécanique de l'exercice et du sport, et la biomécanique de la réhabilitation démontrant ainsi la diversité et la portée de cette science.

En outre, nous avons examiné de près les technologies et outils de recherche utilisés dans l'analyse biomécanique, allant des marqueurs réfléchissants aux systèmes de capture de mouvement haute vitesse, en passant par les dispositifs de mesure de la pression et les plateformes d'équilibre instrumentées. Ces outils fournissent une infrastructure essentielle pour la collecte de données précises et la compréhension approfondie des forces impliquées dans les mouvements humains. Dans cette première partie, nous avons exploré un large éventail d'instruments et de technologies utilisés dans le domaine de la biomécanique pour étudier divers aspects du mouvement humain, Ces outils comprennent des dispositifs de capture de mouvement tels que les caméras optoélectroniques numériques haute vitesse, des capteurs de mouvement comme les marqueurs réfléchissants et les électrogoniomètres, ainsi que des instruments de mesure de la pression comme les semelles de pression.

Nous avons examiné aussi des équipements spécifiques conçus pour évaluer la stabilité et l'équilibre, tels que le SMART Balance Master, ainsi que des dispositifs permettant la simulation de mouvements ou d'environnements spécifiques, comme les tapis roulants instrumentés et les escaliers instrumentés.

Ces technologies fournissent une base essentielle pour la collecte de données précises et l'analyse approfondie des forces impliquées dans les mouvements humains, permettant ainsi une meilleure compréhension des mécanismes de blessures et des stratégies de prévention. En intégrant ces instruments dans nos études biomécaniques, nous sommes en mesure d'obtenir des informations précieuses sur la réponse du tibia aux impacts et d'identifier des moyens d'améliorer la santé et la sécurité des individus dans divers contextes d'activité physique et professionnelle.

Enfin, nous avons abordé le tibia en tant que sujet d'étude central, soulignant son importance dans la locomotion

En somme, ce premier chapitre a établi un cadre théorique solide pour notre étude, en fournissant une compréhension approfondie des principes, des contextes historiques, des domaines d'application et des outils de recherche de la biomécanique.

Références bibliographique:

- [1] Nigg, B.M., & Herzog, W. (1999). *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. John Wiley & Sons.)
- [2] Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*. Springer Science & Business Media.)
- [3] Mow, V. C., & Huiskes, R. (2005). *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-Biology*. Lippincott Williams & Wilkins.)
- [4] Nahmias, Y. K., & Shapiro, L. (2012). *Biomechanics and Medicine in Swimming VI*. Meyer & Meyer Verlag.)
- [5] Siraisi, N. G. (2001). *Medicine and the Italian Universities, 1250–1600*. Brill.
- [6] Clayton, M., & Philo, R. (2019). *Leonardo da Vinci: A Life in Drawing*. Princeton University Press.
- [7] Drake, S. (1970). *Galileo at Work: His Scientific Biography*. University of Chicago Press.
- [8] Borelli, G. A. (1989). *On the Motion of Animals*. Springer Science & Business Media.
- [9] Weber, W., & Weber, E. H. (1836). *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. Göttingen: Dieterich.)
- [10] Muybridge, E. (1887). *Animal Locomotion: An Electro-photographic Investigation of Consecutive Phases of Animal Movements*. University of Pennsylvania.
- [11] Marey, É. J. (1895). *Le Mouvement*. Librairie Delagrave.
- [12] Fick, R. (1896). *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Julius Springer.
- [13] Amar, J. (1885). *Physiologie des mouvements*. Doin.
- [14] Bernstein, N. A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press.
- [15] Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- [16] Herzog, W., & Leonard, T. R. (2002). *The Biomechanics of Human Skeletal Muscles*. John Wiley & Sons.
- [17] Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1994). *Basic Gait Kinematics: Normal and Pathological Function*. *Journal of Biomechanics*, 27(9), 1349-1357.

- [18] Wang, Q., Chen, W., & Zhang, X. (Eds.). (2017). *Biomechanics in Applications*. Springer.
- [19] Besier, T. F., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 119-127.
- [20] Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(11), 2228-2238.
- [21] Knudson, D., & Morrison, C. (2002). Qualitative analysis of human movement. *Human Kinetics*.
- [22] Ulrich, B. D. (2000). Opportunities for early intervention based on theory, basic neuroscience, and biomechanical research. *Pediatric Physical Therapy*, 12(1), 3-9.
- [23] Payne, V. G., Isaacs, L. D., & Human Kinetics. (2017). *Human motor development: A lifespan approach*. Human Kinetics.
- [24] Haibach, P. S., & Stergiou, N. (2014). *Complex Systems in Human Movement Sciences*. Springer.
- [25] Thelen, E. (2004). Motor development as foundation and future of developmental psychology. *International Journal of Behavioral Development*, 28(2), 161-167.
- [26] Clark, J. E., & Whitall, J. (2007). *The Development of Children* (7th ed.). Pearson Education.
- [27] Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (2008). *Biomechanics of musculoskeletal injury*. Human Kinetics.
- [28] Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, 586(1), 11-23.
- [29] Hatze, H. (2014). *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. Springer Science & Business Media.
- [30] Robertson, D. G., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2013). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics.
- [31] Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21(2), 212-225.
- [32] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.

- [33] Robertson, D. G., & Caldwell, G. E. (2010). Research methods in biomechanics (2nd ed.). Human Kinetics.
- [34] Haake, S. J. (Ed.). (2015). The engineering of sport 7: Vol. 1. Springer.
- [35] Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, 586(1), 11-23.
- [36] Robertson, D. G., & Caldwell, G. E. (2013). Research methods in biomechanics. Human Kinetics.
- [37] Nigg, B. M. (2010). Biomechanics of sport shoes. University of Calgary.
- [38] Bordwell, David, et al. (2019). "Film Art: An Introduction." McGraw-Hill Education.
- [39] Brown, Blain (2016). "Cinematography: Theory and Practice." Routledge.
- [40] Grobel, L. (2009). "Videography Basics." Sterling Publishing Company.
- [41] Smith, J. K. (2017). "Advances in MRI Technology for Biomechanical Analysis." *Journal of Biomechanics*, 35(2), 123-136.
- [42] Brown, B. (2015). "Practical Guide to Goniometry and Electrogoniometry." Springer.
- [43] Knudson, D. V. (2007). "Fundamentals of Biomechanics." Springer Science & Business Media.
- [44] Whittle, M. (2007). "Gait Analysis: An Introduction." Butterworth-Heinemann.
- [45] Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). Electromyography: Physiology, engineering, and noninvasive applications. John Wiley & Sons.
- [46] Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 60.
- [47] Kramer, A., & Calder, A. (2019). Ankle rehabilitation using a force and motion tracking device. In 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) (pp. 795-800). IEEE.
- [48] Mecheri, H., Merzouki, R., & Haddad, H. (2018). Embedded system design for fall detection and prevention using machine learning. *Computers & Electrical Engineering*, 67, 510-521.
- [49] Standring, S. (Ed.). (2016). Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice (41st ed.). Elsevier.
- [50] Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2014). Clinically Oriented Anatomy (7th ed.). Lippincott Williams & Wilkins

[51] Hall, B. K. (2015). *Bones and Cartilage: Developmental and Evolutionary Skeletal Biology* (2nd ed.). Academic Press.

[52] Karsenty, G., & Wagner, E. F. (Eds.). (2008). *Bone Development and Repair* (Vol. 2). Elsevier.

[53] Saladin, K. S. (2015). *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function* (7th ed.). McGraw-Hill.

[53] Palastanga, N., & Soames, R. (2012). *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*. Elsevier Health Sciences.

[54] Moore, Keith L., et al. "Clinically Oriented Anatomy." 8th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2018.

[55] Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., et al. (2002). *Molecular Biology of the Cell*. Garland Science.



Chapitre II:
Biomatériaux

II.1 Introduction :

Les biomatériaux, pilier essentiel des progrès scientifiques et médicaux contemporains, constituent un domaine d'une complexité captivante. Leur définition, bien que sujette à débat, souligne leur importance vitale. Ces matériaux sont conçus pour être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques dans le but de traiter, modifier les formes ou remplacer ces tissus afin de répondre aux exigences fonctionnelles de la partie qu'ils suppléent, tout en évitant les réactions de rejet.

Les biomatériaux utilisés doivent respecter divers critères, tels que la biocompatibilité et l'ostéo-intégration [56]. Cette définition, établie par le consensus de Chester en 1991, témoigne de la diversité et de l'importance cruciale de ce champ de recherche.

L'histoire des biomatériaux reflète une évolution constante, marquée par les progrès technologiques et les impératifs en matière de sécurité et d'efficacité médicale. Des premières applications des métaux résistants à la corrosion en chirurgie dentaire au milieu du XXe siècle, jusqu'aux récents développements de systèmes hybrides intégrant des composants cellulaires, cette progression démontre l'ingéniosité humaine et son engagement envers l'amélioration de la santé et du bien-être.

Aujourd'hui, les biomatériaux occupent une place prépondérante dans l'industrie de la santé, avec des applications allant des prothèses vasculaires aux implants orthopédiques. L'émergence de nouvelles générations de matériaux, comme les polymères biodégradables et les nano biomatériaux, ouvre de nouvelles perspectives prometteuses pour la médecine régénérative et la thérapie cellulaire.

Par ailleurs, la relation entre les biomatériaux et la biomécanique revêt une importance capitale. La biomécanique, branche de la biologie étudiant les structures et les fonctions mécaniques des organismes vivants, joue un rôle crucial dans la conception et l'utilisation efficace des biomatériaux. En comprenant les interactions complexes entre les matériaux et les systèmes biologiques, ainsi que les contraintes mécaniques auxquelles ils sont soumis dans leur environnement physiologique, il est possible d'optimiser la performance et la compatibilité des biomatériaux avec les tissus vivants.

Cette intégration de la biomécanique dans le développement des biomatériaux ouvre la voie à des avancées significatives dans le domaine médical, en permettant la conception de dispositifs plus sûrs, plus efficaces et mieux adaptés aux besoins cliniques.

Les biomatériaux aussi jouent un rôle significatif dans le traitement des fractures et des lésions osseuses. En effet, ces matériaux sont conçus pour interagir de manière efficace avec les tissus vivants, ce qui les rend particulièrement utiles dans la régénération osseuse et la stabilisation des fractures.

Dans le contexte des fractures, les biomatériaux sont souvent utilisés pour fabriquer des implants orthopédiques tels que les plaques, les vis et les clous, qui sont destinés à stabiliser les os fracturés pendant la guérison. Ces implants doivent être suffisamment solides pour supporter les contraintes mécaniques du corps, tout en étant biocompatibles pour éviter toute réaction indésirable du système immunitaire. Les biomatériaux modernes, tels que les alliages à mémoire de forme, les polymères biodégradables et les composites renforcés de fibres, offrent une gamme de propriétés mécaniques et biologiques qui peuvent être adaptées aux besoins spécifiques de chaque patient.

II.2 Historique des biomatériaux :

Les anciens Égyptiens étaient déjà en train d'expérimenter avec des substituts pour remplacer tout ou partie d'organes défaillants, utilisant des matériaux tels que le fer, le cuivre, le plomb, le bois, le plâtre, et plus encore. Jusqu'au milieu du XXe siècle, les biomatériaux étaient principalement constitués d'or, d'argent et de cuivre, et étaient utilisés dans divers domaines, y compris la chirurgie dentaire et orthopédique.

Le développement des biomatériaux en médecine a largement bénéficié de la recherche menée dans des industries telles que la chimie, la métallurgie, le nucléaire et l'aéronautique, qui ont été et restent des foyers d'innovation. Leurs avancées ont été à l'origine de progrès significatifs dans le domaine de la santé [57]. Les progrès réalisés en chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire ont entraîné une demande croissante de matériaux pour les implants. Par exemple, l'utilisation réussie de l'acier inoxydable dans la conception de prothèses de hanche dans les années 1950 résulte de décennies de recherche industrielle.

Cependant, malgré les avantages de ces biomatériaux, leur intégration parfaite dans le corps humain restait un défi. Les premiers implants étaient confrontés à des problèmes de résistance à l'usure, nécessitant ainsi la recherche de matériaux mieux adaptés. C'est ainsi que la science des biomatériaux est née, introduisant de nouveaux termes dans le vocabulaire biomédical pour décrire les interactions entre les organismes vivants et les matériaux [57].

L'augmentation de l'espérance de vie et la demande croissante d'une meilleure qualité de vie ont conduit à une augmentation rapide du nombre d'implants, une tendance qui devrait se poursuivre à l'avenir. De plus, les progrès dans ce domaine permettent désormais des interventions chirurgicales qui étaient autrefois impossibles, ainsi que la conception de systèmes nouveaux et plus efficaces, mieux intégrés au corps humain. L'évolution des biomatériaux tient compte des caractéristiques de notre organisme [58] pour répondre aux besoins médicaux croissants.

II.3 Notion sur les biomatériaux :

Les biomatériaux ont été développés dans le but de maintenir l'intégrité et d'améliorer la qualité de vie des personnes souffrant de graves déficiences fonctionnelles, de blessures ou de brûlures. Leur objectif principal est de permettre la fabrication de dispositifs médicaux capables de suppléer les fonctions des organes endommagés. Ces matériaux sont utilisés dans une variété d'applications biomédicales, servant à la fois à réparer les lésions tissulaires, à être implantés dans le corps, et à constituer des systèmes d'assistance externe. La diversité des biomatériaux réside dans leur utilisation spécifique plutôt que dans leur nature intrinsèque. Ainsi, ils comprennent des matériaux créés par l'homme tels que les métaux, les alliages métalliques, les céramiques, et les matières plastiques, ainsi que des matériaux d'origine naturelle comme le collagène et la cellulose. De plus, de nouveaux types de biomatériaux émergent, combinant des matériaux synthétiques avec une matrice biologique [59].

La chirurgie réparatrice et la suppléance fonctionnelle représentent les principaux domaines d'application des biomatériaux. D'autres spécialités médicales font également usage de dispositifs impliquant l'emploi de ces matériaux, notamment dans le cadre d'investigations ou d'interventions endoscopiques. Dans tous les cas, ces biomatériaux doivent être conçus pour résister aux contraintes biologiques auxquelles ils seront exposés.

La **figure 1** illustre les différents organes pouvant être remplacés par des biomatériaux dans divers domaines médicaux, tels que l'orthopédie, la chirurgie vasculaire, la chirurgie dentaire, et d'autres encore [60].

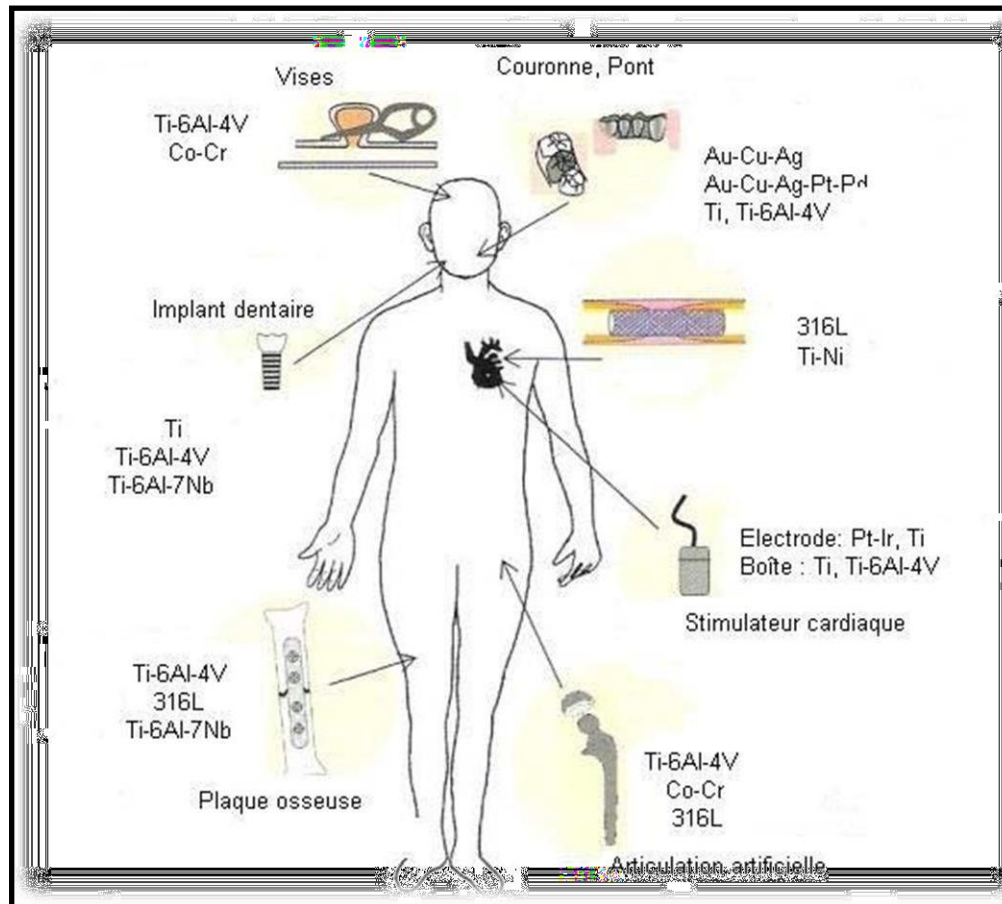


Figure 1 : Utilisation de dispositifs médicaux et les biomatériaux métalliques

II.4 Classes des biomatériaux :

Les avancées technologiques et scientifiques sont étroitement liées à l'évolution des biomatériaux. Ces biomatériaux peuvent être regroupés en six grandes catégories : les métaux et alliages métalliques, les inorganiques non métalliques, les polymères synthétiques, les composites biomédicaux, les biomatériaux d'origine biologique les nano-biomatériaux, les biomatériaux Textiles et les biomatériaux céramiques **figure 2**.

Chaque classe de biomatériaux possède des propriétés spécifiques qui déterminent leur réponse aux différentes sollicitations auxquelles ils sont exposés [61].

Ces matériaux jouent un rôle crucial dans le développement de nouvelles technologies médicales et thérapeutiques, offrant des solutions innovantes pour répondre aux besoins croissants en matière de santé et de bien-être humains.

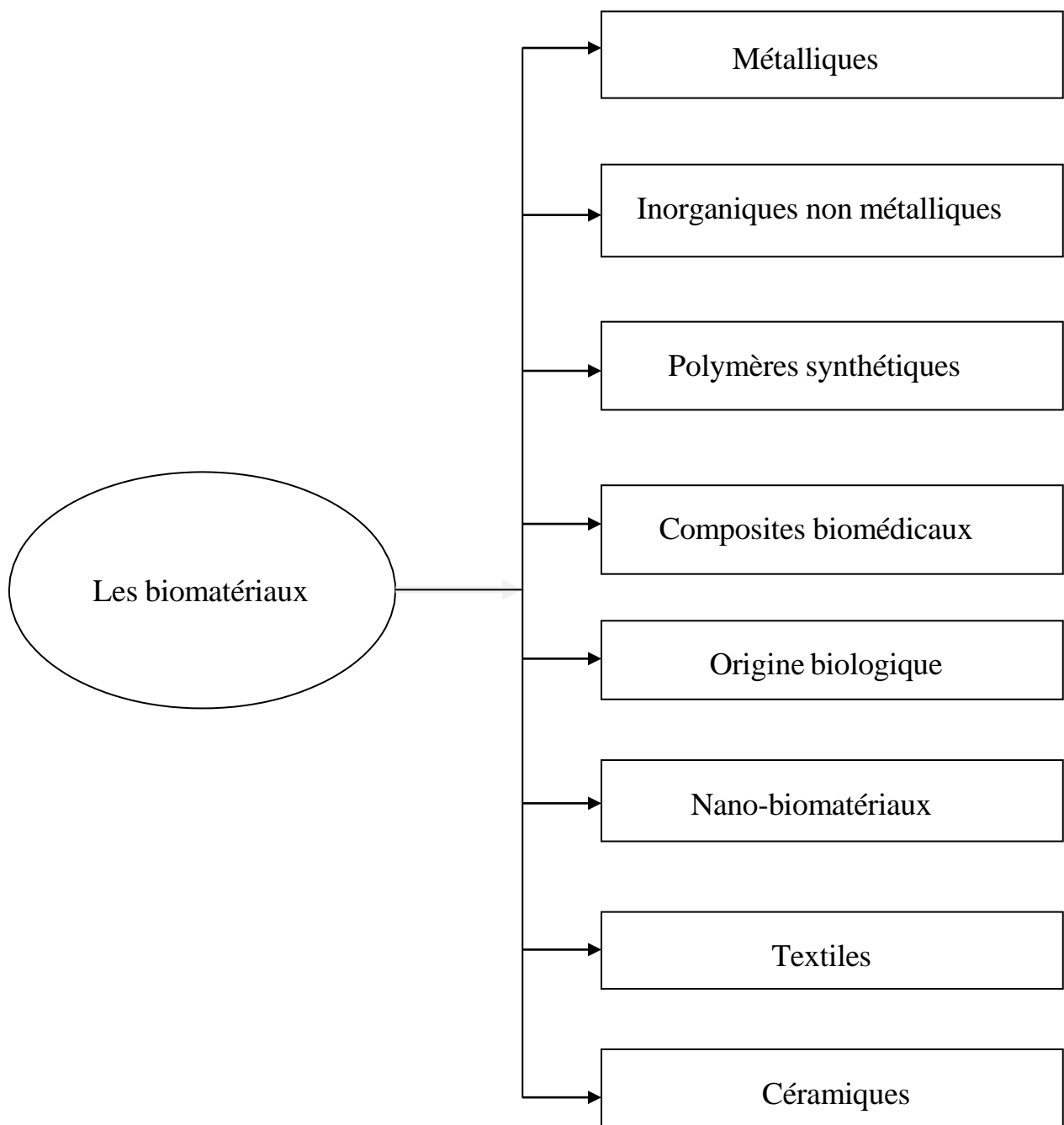


Figure 2 : Différents classes des biomatériaux.

II.4.1 Les biomatériaux métalliques :

Les alliages métalliques sont largement utilisés en orthopédie pour des applications telles que le remplacement d'os ou d'articulations, comme les prothèses de hanche **figure 3**, de genou **figure 4**, d'épaule **figure 5** et de cheville **figure 6**, ainsi que pour faciliter la guérison des fractures à travers l'utilisation de plaques et de fixateurs externes. Par le biais de l'ajout stratégique d'éléments d'alliage et de traitements thermiques ou mécaniques appropriés, il est possible de moduler les propriétés des métaux pour obtenir un équilibre entre des caractéristiques en apparence contradictoires telles que la ductilité, la dureté, la ténacité, la résistance à la flexion et la résistance à la fatigue.

En outre, ces métaux doivent répondre à des normes élevées en termes de biocompatibilité et de résistance à la corrosion, étant donné que leur environnement d'utilisation, le corps humain, est intrinsèquement hostile [61]. Ces exigences exigent une conception méticuleuse des alliages métalliques pour garantir leur intégrité structurelle et leur performance à long terme dans le corps humain.

La plupart des métaux et alliages sont intrinsèquement instables sur le plan thermodynamique, ce qui signifie qu'ils ont tendance à former des combinaisons métalliques telles que des oxydes métalliques. Ce processus, connu sous le nom de corrosion [62], implique la transformation non désirée d'un métal en une combinaison ou même en un ion métallique.

Dans les années 1920, la découverte de l'effet du chrome sur l'acier a révolutionné la lutte contre la corrosion. L'ajout de chrome à l'acier a considérablement amélioré sa résistance à la corrosion, grâce à la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxyde métallique exceptionnellement stable sur le plan thermodynamique. Cette couche de protection, due à la composition chimique appropriée, confère à l'acier sa grande résistance chimique [63].

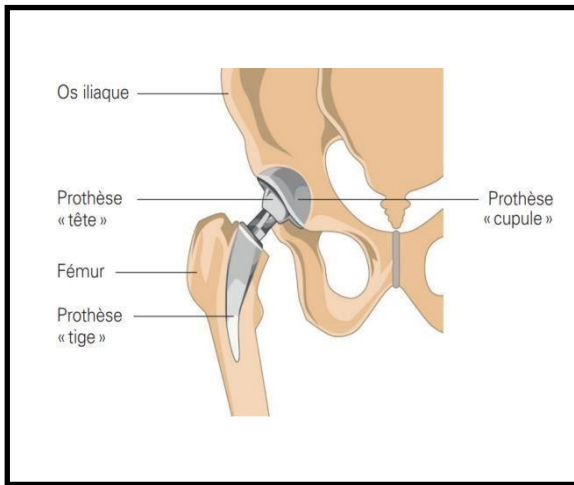


Figure 3 : Prothèse hanche

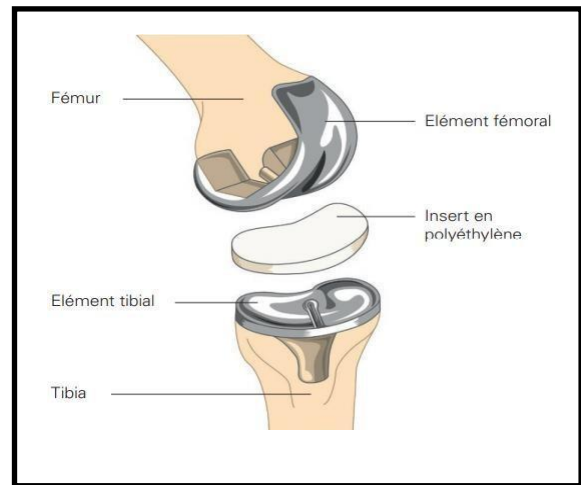


Figure 4 : Prothèse genou



Figure 5 : Prothèse d'épaule



Figure 6 : Prothèse de cheville

II.4.1.1 Les métaux nobles :

Les métaux nobles sont des métaux qui présentent une résistance notable à la corrosion et à l'oxydation. Contrairement à la plupart des autres métaux, ils ne peuvent généralement pas être dissous par des acides seuls, bien que certains puissent être dissous par une solution dite d'"eau régale". On compte huit métaux nobles principaux : l'or (Au), l'argent (Ag), le rhodium (Rh), l'osmium (Os), le palladium (Pd), le ruthénium (Ru), l'iridium (Ir) et le platine **figure 7**.

La noblesse d'un métal est directement liée à son potentiel d'oxydo-réduction par rapport au couple oxyde/métal.

Dans les domaines de la construction métallique et de la mécanique, les métaux nobles trouvent diverses applications, notamment dans la fabrication d'aciers inoxydables, de titane, de zirconium, et de tantale, entre autres [64].

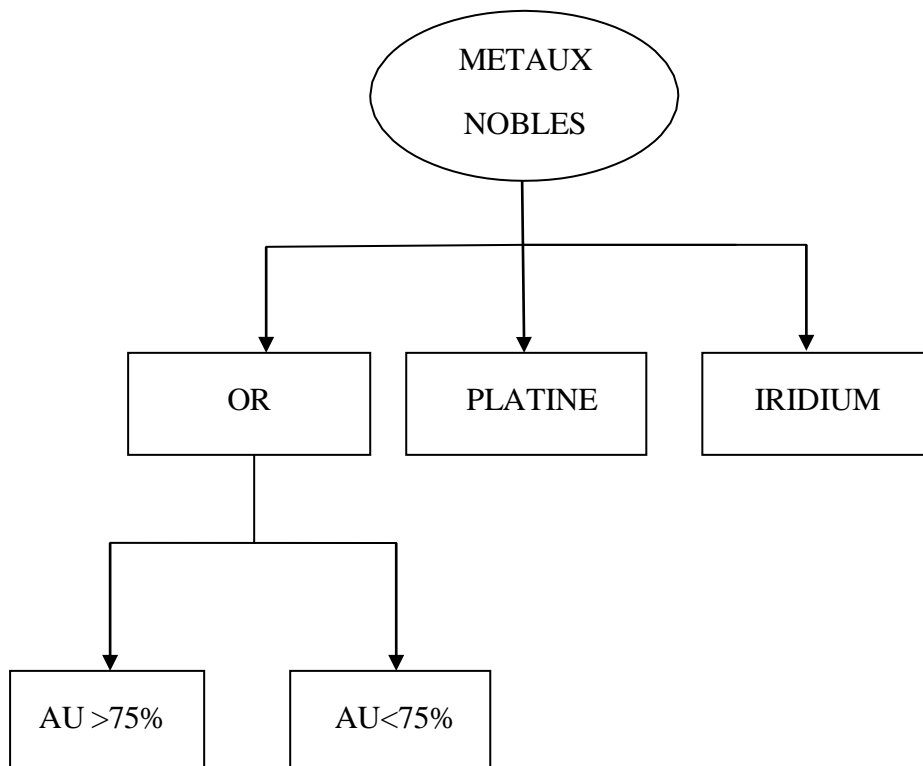


Figure 7 : Métaux nobles.

II.4.1.2 Métaux purs :

Le titane pur est connu pour sa ductilité dans de nombreuses applications. Cependant, l'ajout de vanadium et d'aluminium, comme dans l'alliage TiAl6V4, permet de maintenir un équilibre entre les formes allotropiques α (hexagonale) ductile et β (cubique centrée) dure et fragile à température ambiante. Cette combinaison offre un compromis optimal en termes de propriétés mécaniques.

Les alliages TiAl6V4 présentent une limite élastique considérablement plus élevée que les alliages de cobalt, et leur module d'élasticité est moitié moins élevé que celui des autres métaux. Cette caractéristique rend ces alliages de titane particulièrement adaptés pour remplacer les os longs du corps. Leur résistance à la fatigue est également remarquable, étant deux fois supérieure à celle des alliages de cobalt.

De plus, la formation naturelle d'une couche d'oxyde confère aux alliages de titane une bonne résistance à la corrosion dans des environnements physiologiques. Ils se distinguent également par leur excellente tolérance aux environnements mous ou durs, ainsi qu'au contact avec le sang [65].

II.4.1.2.1 Aciers inoxydables :

Les aciers inoxydables présentent des variations dans leur composition en carbone, ce qui influence leurs propriétés mécaniques et leur résistance à la corrosion, ce qui a un impact sur leur utilisation dans les implants chirurgicaux.

Les aciers à haute teneur en carbone sont souvent préférés pour les implants chirurgicaux temporaires en raison de leurs meilleures propriétés mécaniques. Cependant, leur résistance à la corrosion est moins élevée par rapport aux aciers à faible teneur en carbone [66], qui sont généralement utilisés pour les implants permanents.

Les caractéristiques mécaniques des aciers inoxydables varient selon leur composition. En comparaison avec d'autres alliages, ces aciers présentent généralement une résistance à la traction légèrement plus faible et une limite d'élasticité plus basse. Cette dernière est un avantage pour les plaques d'ostéosynthèse, car elle permet une certaine ductilité. Cependant, cette faible limite d'élasticité peut être un inconvénient pour les implants fémoraux de hanche, où la possibilité de déformations permanentes doit être prise en compte.

De plus, les aciers inoxydables peuvent présenter une résistance relativement faible à la corrosion sous tension, ce qui nécessite une attention particulière lors de leur utilisation dans des applications médicales où la corrosion peut compromettre la durabilité des implants.

- Une charge de rupture un peu faible.
- Une limite d'élasticité basse (facteur favorable pour les plaques d'ostéosynthèse, cela permet d'obtenir une certaine ductilité. Mais, présente un inconvénient pour les implants fémoraux de hanche, compte-tenu de la possibilité de déformations permanentes).
- Une résistance faible à la corrosion sous tension

II.4.1.2.2 Le chrome :

Le chrome est un élément crucial, mais sa toxicité dépend de sa forme chimique. La forme hexavalente est plus toxique que la forme trivalente. En milieu professionnel, le chrome est classé comme un agent mutagène et cancérigène, surtout lorsqu'il est inhalé ou absorbé par la peau. Les dérivés du chrome ne traversent généralement pas la peau ou les membranes cellulaires, car ils forment des complexes stables avec les protéines.

Cependant, les dérivés du chrome ont un fort pouvoir oxydant sur les molécules organiques. Ils peuvent traverser les membranes cellulaires et se réduire en chrome, qui est la forme stable de cet élément [67]. L'accumulation de chrome varie selon sa forme chimique, se concentrant principalement dans le foie, l'utérus, les reins et les os. Chez l'homme, les niveaux de chrome dans les organes diminuent avec l'âge, sauf dans les poumons. L'élimination du chrome se fait principalement par les urines. Il convient de noter également que le chrome présente un potentiel allergène important [64].

II 4.1.2.3 le cobalt :

Le cobalt est absorbé par le corps à travers le système digestif, la peau et les voies respiratoires. Bien qu'il soit considéré comme un élément potentiellement essentiel, le cobalt absorbé est principalement stocké dans les reins, le foie et le pancréas, où il se fixe en formant des complexes avec des protéines. Le cobalt est associé à la fibrose pulmonaire causée par l'exposition aux "métaux durs", et il est le troisième allergène métallique le plus courant après le nickel et le chrome.

Cependant, son potentiel cancérigène chez l'homme n'est pas clairement établi [68].

II.4.1.2.4 Le titane :

Le titane, ainsi que son oxyde TiO_2 et divers titanates, ont généralement été considérés comme des substances inertes et donc peu toxiques. Les cas d'intoxication chronique sont rares et se rencontrent principalement dans l'industrie de la métallurgie du titane et de l'oxyde de titane. Cependant, leur incidence reste faible. Contrairement au titane, le chrome et le cobalt, présents dans de nombreux alliages utilisés pour les biomatériaux, sont connus pour leurs effets toxiques.

En outre, le chrome et le cobalt sont parmi les dix substances les plus allergènes, responsables à eux seuls d'environ 80 % des cas de dermatite de contact. Malgré cela, le titane est largement utilisé dans le domaine des implants orthopédiques **figure 8 [69]**.



Figure 8 : Implants orthopédiques en alliage de titane (Prothèse de hanche).

II.4.1.2.5 Le nickel :

Le nickel est un métal de couleur blanc argenté, avec un lustre brillant. Il appartient au groupe du fer et est connu pour sa ductilité, ce qui signifie qu'il est malléable. On le trouve naturellement combiné avec le soufre dans la millérite et avec l'arsenic dans la nickéline.

En raison de sa résistance à l'oxydation et à la corrosion, le nickel est largement utilisé dans la fabrication de pièces de monnaie, dans le plaquage du fer, du cuivre et du laiton, ainsi que dans divers alliages. Il est ferromagnétique et est souvent associé au cobalt. Le nickel est particulièrement apprécié pour sa capacité à former des alliages divers et performants [70].

II.4.1.2.6 Alliages métalliques :

Pour satisfaire aux normes de sécurité et de performance exigées par le domaine médical, notamment en ce qui concerne les réactions inflammatoires, l'utilisation exclusive des aciers inoxydables, tels que le 316L, est indispensable. Certains biomatériaux renferment des composants dont la libération en quantité importante dans l'organisme pourrait déclencher des réactions inflammatoires et immunologiques indésirables [71].

II.4.1.2.7 Alliages à mémoire de forme(AMF) :

Les alliages à mémoire de forme représentent une avancée majeure dans le domaine médical, offrant une combinaison unique de propriétés telles que la biocompatibilité, la bio-fonctionnalité et la superélasticité. Leur introduction a permis de fournir de nouvelles solutions pour le traitement des ostéosynthèses, en particulier dans le domaine de l'orthopédie.

Ces alliages fonctionnent sur le principe de la transformation de phase à basse température (environ 39°C). Par exemple, les agrafes **figure 9** en NiTi utilisées en ostéosynthèse sont en phase martensitique à température ambiante. Lorsqu'elles sont exposées à la température du corps, elles subissent une transformation austénitique qui génère une déformation, permettant ainsi la consolidation d'un os fracturé ou la correction de malformations congénitales [72].

L'application des techniques à mémoire de forme s'étend à d'autres domaines de la médecine, notamment la chirurgie dentaire, cardiovasculaire, crano-faciale, l'endochirurgie et la gynécologie, offrant des solutions efficaces et des résultats remarquables. Les alliages à mémoire de forme présentent diverses propriétés [73], notamment :

- La superélasticité : capable de se déformer de manière réversible jusqu'à 10% sous contrainte.
- L'effet mémoire simple sens : capable de retrouver sa forme initiale après déformation mécanique par chauffage.
- L'effet mémoire double sens : capable d'adopter deux positions stables après éducation, au-dessus et en dessous d'une température critique.
- L'effet caoutchoutique : conserve une déformation résiduelle après déformation, augmentant lors de contraintes successives.
- L'effet amortissant : capable d'absorber les chocs ou d'atténuer les vibrations grâce à l'hystérésis de la phase martensitique.

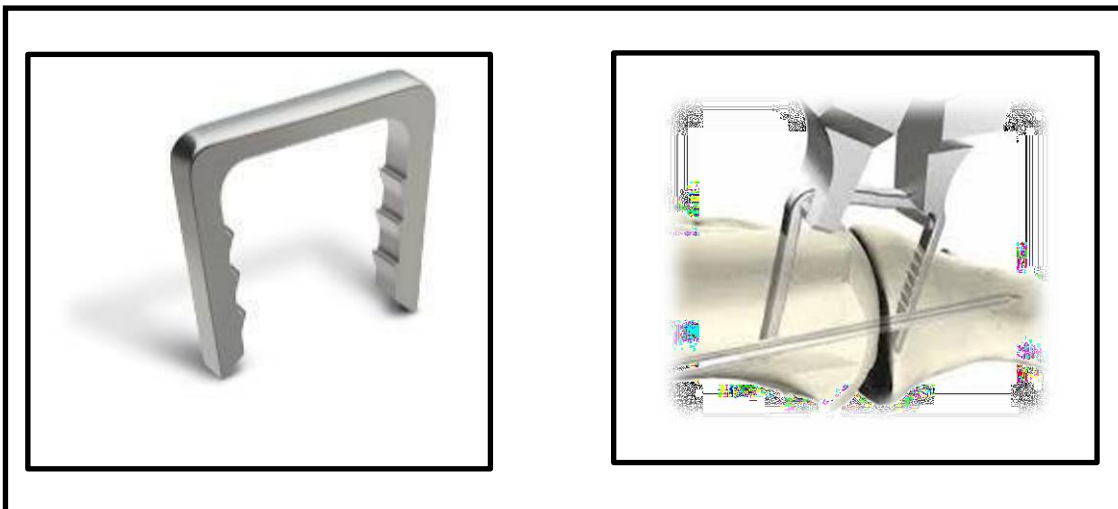


Figure 9 : Agrafes orthopédique de ligamentoplastie du genou en (AMF).

II.4.2 Biomatériaux inorganiques non métalliques :

II.4.2.1 Biocéramiques :

Les biocéramiques, bien que considérées comme des techniques anciennes, se présentent sous différentes formes :

- Sous forme d'oxydes : telles que l'oxyde d'aluminium (Al_2O_3), l'oxyde de zirconium (ZrO_2), et le dioxyde de silicium (SiO_2).
- Sous forme de carbures : comme le carbure de silicium (SiC).
- Sous forme de nitrures, de bromures et de fluorures.

Ces matériaux sont utilisés dans divers domaines tels que l'aérospatiale, la micro-électronique, les moteurs à turbines, les valves cardiaques, et les prothèses articulaires totales.

Les céramiques de nouvelle génération présentent des propriétés remarquables, notamment une bonne résistance à la corrosion, une haute résistance à l'usure et au frottement, ainsi que de bonnes propriétés mécaniques en compression. Leur biocompatibilité et leur variété de textures en font des matériaux de choix pour les applications médicales, en particulier en orthopédie [74].

Dans le cas des prothèses articulaires, il s'agit souvent de céramiques massives obtenues par frittage, avec une porosité minimale. Par exemple, l'alumine α est couramment utilisée, souvent sous forme de sphères fixées sur des tiges en alliage de titane, qui frottent contre des cupules en polyéthylène ou en alumine [75].

II.4.2.2 Bioverres :

Le bioverre 45S5 est un matériau bioactif qui favorise l'osseointégration et l'ostéoconduction, tout en étant biocompatible, entièrement synthétique et biorésorbable. Cependant, malgré ses nombreuses propriétés avantageuses, des limites technologiques telles que sa fragilité et sa mise en forme peuvent être identifiées. Afin de surmonter ces obstacles, une tendance émerge consistant à associer une phase polymère résorbable à une phase minérale, ce qui en fait une alternative prometteuse aux substituts osseux utilisés en orthopédie [64].

Des études *in vivo* sur des bioverres poreux en 45S5 implantés pour combler des défauts osseux montrent leur biocompatibilité et leur capacité à favoriser la croissance osseuse. Le tissu osseux se forme d'abord sur l'interface et dans les pores du matériau, puis s'étend à travers tout le substitut osseux avant sa résorption progressive. L'ajout de substances ostéogéniques accélère le processus de réparation.

La résorption du bioverre se produit par dissolution des ions essentiels au corps humain, tels que le sodium, le calcium, le phosphore et le silicium, et est régulée biologiquement [76].

Une autre étude sur une mousse poreuse en bioverre 58S montre la formation de nodules d'ostéocytes dans une matrice collagénique en cours de minéralisation. Ces nodules se forment dans les micropores et se minéralisent sans nécessiter l'ajout d'agents minéralisants. Cependant, la survie des cellules et la minéralisation des nodules dépendent de la dissolution ionique du bioverre dans le milieu, avec une préférence pour des concentrations en ions relargués faibles [21].

II.4.2.3 Collagènes :

Le collagène est une protéine fibreuse présente dans les tissus conjonctifs **figure 10**, jouant un rôle crucial en formant une sorte d'armature. Il constitue la protéine la plus abondante de l'organisme et est sécrété par les cellules des tissus conjonctifs.

Contrairement à l'élastine, une autre protéine présente dans les tissus conjonctifs, le collagène est inextensible et résistant à la traction. Il existe différents types de collagène, chacun étant essentiel à des processus spécifiques dans le corps. Par exemple, le collagène de type I est impliqué dans la formation de la peau, des tendons, des os et de la cornée, tandis que le type III est plus présent au niveau du système cardiovasculaire [62].

Chaque type de collagène est composé de trois chaînes polypeptidiques associées, et leur combinaison donne lieu à différentes structures. Par conséquent, il serait plus précis de parler des collagènes au pluriel plutôt que du collagène au singulier. Le collagène joue un rôle crucial dans les processus de cicatrisation et peut même être transformé en colle après certaines modifications.

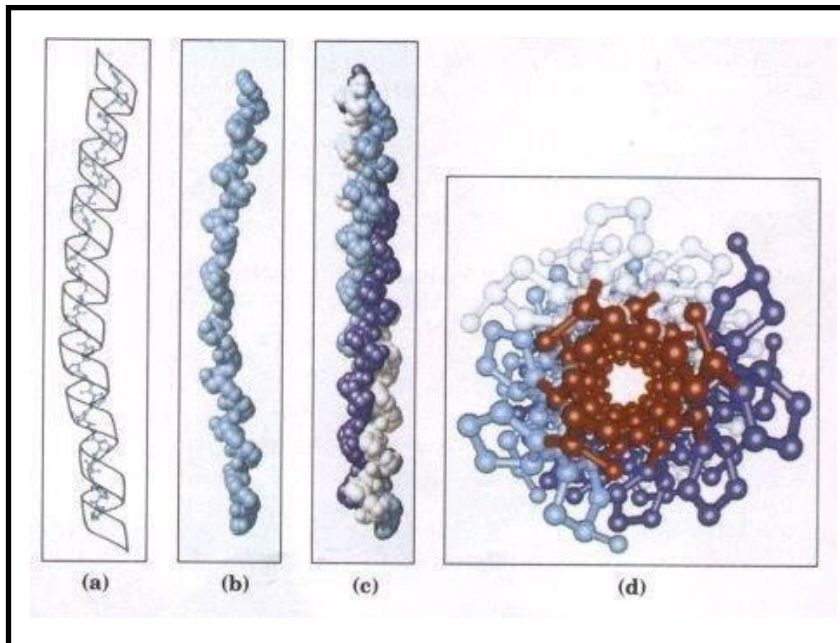


Figure 10 : Schéma de représentation du collagène.

Dans l'ostéogenèse imparfaite, la quantité totale de réticulations de pyridinoline dans l'os est comparable à celle de l'os témoin, ce qui suggère que la géométrie de remplissage des molécules de collagène intrafibrillaire n'est pas altérée.

Les molécules de collagène présentent des arrangements réguliers avec des "régions d'intervalle", comme observé sur les micrographies électroniques. Ces molécules de collagène s'organisent en fibres de collagène distinctes [77].

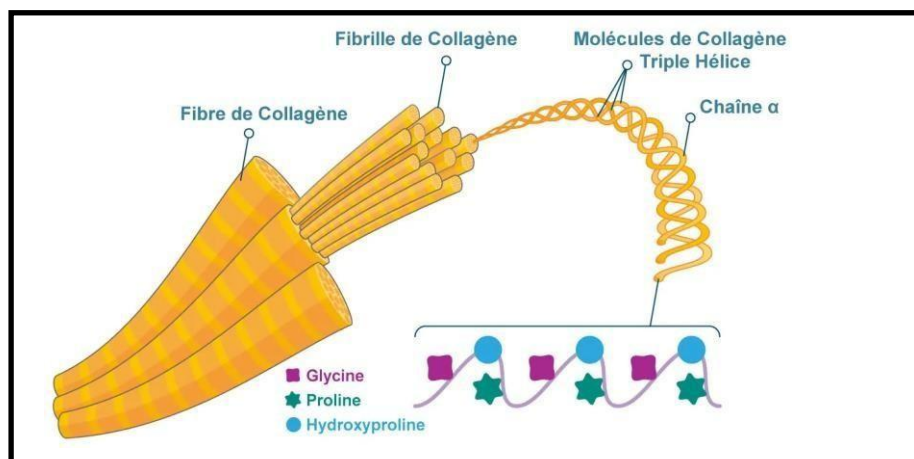


Figure 11: Multiples fibrilles de collagène se forment en fibres de collagène.

II.4.3 Polymères synthétiques :

Au cours des dernières années, les polymères, plus communément appelés matériaux plastiques, ont gagné une place prépondérante, non seulement dans de nombreux objets de la vie quotidienne, mais aussi dans le domaine médical, où de nombreux implants sont fabriqués à partir de ces matériaux polymères. Ils présentent des caractéristiques viscoélastiques avec un module d'élasticité similaire à celui du ciment et de l'os, ce qui les distingue des alliages métalliques ou des céramiques.

De plus, leurs propriétés d'amortissement sont bénéfiques pour la fixation os-ciment [78].

Leurs applications dans divers domaines médicaux incluent l'odontologie, avec l'utilisation dans la fabrication de dents et de matériaux d'obturation, le domaine cardiovasculaire, où ils sont utilisés pour les cœurs artificiels et les vaisseaux, la chirurgie esthétique, pour la création de peau artificielle, et l'orthopédie, où ils sont utilisés pour les implants ostéo-articulaires et les ligaments artificiels.

Parmi les polymères les plus couramment utilisés, on trouve les polyéthylènes, les résines acryliques, les polymères biodégradables et les silicones.

II.4.4 Composites biomédicaux :

Les récents progrès dans le développement des matériaux composites, principalement pour les besoins de l'industrie aéronautique et spatiale, ont abouti à la création de composites carbonés pyrolytiques, notamment les carbone-carbone et les carbone-céramique. Ces matériaux présentent des propriétés qui répondent aux exigences optimales pour les biomatériaux utilisés dans la fabrication de prothèses chirurgicales.

Les composites carbonés pyrolytiques combinent les qualités biologiques du dépôt chimique en phase vapeur de la matrice avec les qualités biomécaniques des renforts fibreux de composites. Ces biomatériaux répondent simultanément à plusieurs exigences imposées par l'implantation dans l'organisme. Parmi ces exigences figurent [79]:

- Une biocompatibilité intrinsèque du pyrocarbone et du carbure de silicium pour éviter le rejet par l'organe receveur.
- Une stabilité chimique rendant le composite résistant à l'agressivité physiologique.

- Une porosité naturelle permettant la colonisation de la prothèse par les tissus biologiques environnants.
- Une flexibilité structurale s'adaptant à l'élasticité de l'os receveur pour les implantations orthopédiques.
- Une endurance en fatigue essentielle pour supporter les sollicitations répétées que le patient peut subir.

Les composites destinés aux applications médicales sont généralement classés en deux grandes familles :

- Les produits "souples" carbone-carbone, utilisés pour constituer des renforts tissulaires flexibles.
- Les produits "durs" carbone-carbone, employés pour fabriquer des prothèses articulaires, des dispositifs d'ostéosynthèse, etc.

De plus, de nouvelles familles de composites carbone-céramique, constituées de renforts en carbone et de matrice SiC en phase vapeur, sont en développement pour la fabrication de valves pour les pompes cardiaques artificielles et de matériel d'ostéosynthèse de nouvelle génération [79].

II.4.5 Biomatériaux d'origine biologique :

Les interventions chirurgicales liées à la greffe osseuse, au comblement des pertes osseuses et à la reconstruction sont de plus en plus fréquentes en traumatologie et en orthopédie, entraînant une demande croissante de substituts osseux. Ces substituts doivent présenter une structure macroporeuse permettant la colonisation et la vascularisation par l'os. Cependant, il est important de noter que l'augmentation de la macroporosité peut compromettre la résistance mécanique du matériau [80].

Actuellement, les chirurgiens ont recours à une variété de biomatériaux d'origine biologique ou synthétique, qui sont compatibles avec les tissus vivants et favorisent la régénération osseuse sans risque d'infection.

Les besoins en produits de comblement ou de substitution osseuse sont en constante augmentation, ce qui souligne l'importance de développer des solutions efficaces et abordables [25].

Pour réduire les coûts, l'utilisation de fibres naturelles telles que les fibres d'alfa ou d'agave est envisagée comme alternative aux plastiques renforcés traditionnellement utilisés (fibres de verre, de carbone, etc.). Ces fibres naturelles sont non seulement économiques, mais également abondantes localement en Tunisie, offrant ainsi une solution viable et accessible [80].

II.4.5.1 Biomatériaux d'origine animale :

Les biomatériaux d'origine animale comprennent diverses sources, notamment [64]:

- Tissus durs et mous de mammifères : comme l'ivoire, les dents, les os (allogéniques, xénogéniques, BMP), le cartilage, et le collagène.
- Fluides biologiques : tels que les fibrinogènes, la fibrine, et l'acide hyaluronique.
- Œufs d'oiseaux : comme les coquilles d'œufs de poule et d'autruche.

- Mollusques : tels que la nacre provenant des huîtres.
- Carapaces de crustacés et cuticules d'insectes : notamment la chitine.
- Sécrétions d'arachnides : comme la soie d'araignée.
- Cette diversité de sources offre un large éventail de matériaux pour diverses applications médicales et chirurgicales.

II.4.5.2 Biomatériaux d'origine végétale :

Les biomatériaux d'origine végétale offrent une gamme diversifiée de sources, parmi lesquelles :

- Arbres européens tels que le bouleau et le chêne, ainsi que des arbres africains comme l'ébène vert.
- Graminées arborescentes asiatiques comme le bambou. Squelettes calcifiés d'algues rouges, comme la *Corallina officinalis*.

- Dérivés des parois cellulaires, comprenant la cellulose et la saccachitine.
- Fibres naturelles telles que les fibres d'alfa et d'agave.

Dans le domaine de l'orthopédie, ces biomatériaux sont utilisés pour la fabrication d'appareils orthopédiques et de bandes plâtrées. Que ce soit pour améliorer les biomatériaux existants ou développer de nouveaux matériaux, l'utilisation de l'alfa et de l'agave présente un intérêt particulier en médecine.

II.4.6 Nano-biomatériaux :

Les nanomatériaux représentent un domaine de recherche et de développement axé sur la structuration de la matière à des échelles atomiques, moléculaires ou supramoléculaires, typiquement de 1 à 100 nanomètres (nm). À cette échelle, les lois de la physique quantique prédominent, donnant lieu à de nouveaux comportements de la matière avec des propriétés biologiques, chimiques ou physiques uniques. Cette évolution ouvre la voie à de nombreuses applications industrielles et médicales, marquant ainsi un tournant majeur dans le développement du XXI^e siècle [64].

Les nanomatériaux se caractérisent par au moins une dimension inférieure à 100 nanomètres, et sont classés en trois grandes catégories : les nano-objets (telles que les nanoparticules et les nanofibres), les matériaux nanostructurés en surface, et les matériaux nanostructurés en volume [64].

L'avancement des nanosciences et des nanotechnologies représente un changement conceptuel et technologique significatif, offrant de nouvelles perspectives dans divers domaines d'activité et engendrant des enjeux scientifiques, techniques et économiques majeurs. Les propriétés spécifiques des nanomatériaux découlent de leur taille nanométrique, ce qui remet en question les prédictions traditionnelles basées sur la taille macroscopique ou microscopique [64].

II.4.7 Textiles :

Les textiles connaissent une évolution vers une fonctionnalité accrue dans diverses applications techniques **figure 12**. Environ 10% du volume mondial des textiles techniques est désormais dédié au domaine médical et de la santé. Ces textiles, souvent appelés biotextiles, sont utilisés pour fabriquer des prothèses permanentes ou temporaires. Ils doivent être compatibles avec le corps humain, voire se résorber après leur implantation. Ce secteur représente probablement la prochaine génération de biomatériaux et de matériaux implantables. Pourtant, ces produits peuvent encore être améliorés (en termes de biocompatibilité, stérilité, étanchéité, fonctionnalisation, etc.) grâce aux avancées technologiques dans divers domaines tels que l'orthopédie et l'odontologie [81] [82].

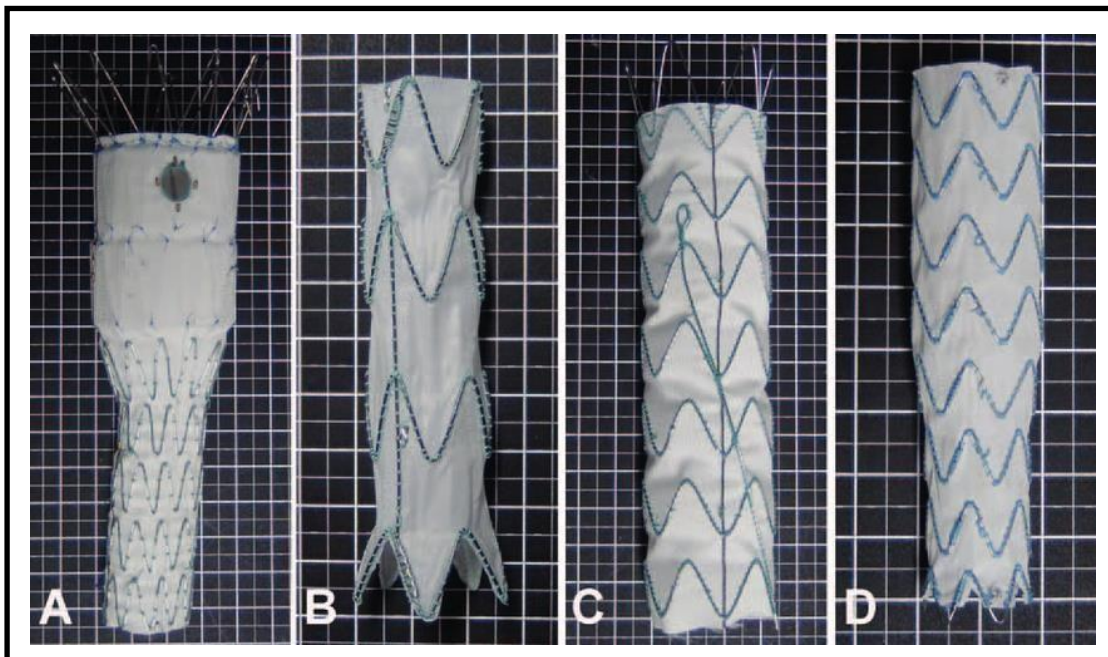


Figure 12 : Différents designs de stents Nitinol, qui sont des dispositifs utilisés en médecine pour maintenir les vaisseaux sanguins ouverts.

Certains de ces stents, comme ceux décrits dans les options (a), (b), (c), et (d) intègrent des matériaux textiles dans leur conception. Par exemple, le stent décrit dans l'option (d) mentionne l'utilisation de tissu tissé pour fixer les stents par des sutures indépendantes.

II.4.8 Céramiques :

Les céramiques sont connues pour leur température de fusion élevée et leur fragilité, ce qui influence leurs applications spécifiques. Elles englobent une variété de composés tels que des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures et des composés intermétalliques [83].

Deux céramiques couramment utilisées sont l'alumine (Al_2O_3) et la zircone (ZrO_2), qui sont employées dans les têtes de prothèses de hanche **figure 13** ainsi que dans les implants dentaires en odontologie [84].

Une distinction majeure entre les métaux et les céramiques réside dans leur fragilité inhérente. Contrairement aux métaux, les céramiques ne peuvent pas subir une déformation significative, étant limitées à quelques micromètres [85].

Elles ne manifestent pas de plasticité, mais plutôt un comportement élastique jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte, caractérisant ainsi leur rupture comme "fragile". Cependant, certaines céramiques peuvent résister à des contraintes élevées et ne sont donc pas considérées comme strictement fragiles [85].

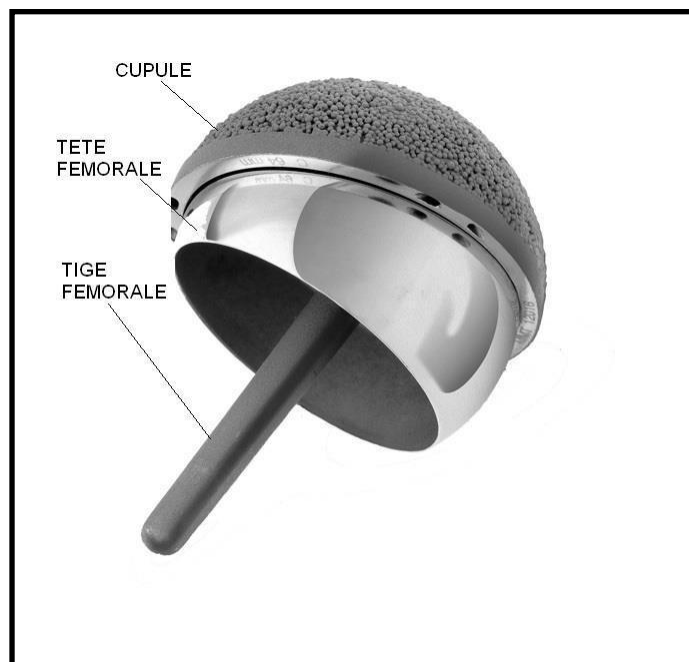


Figure 13 : Tête de prothèse de hanche.

II.5 Les propriétés et les matériaux :

Les biomatériaux sont des matériaux conçus pour être en contact avec des systèmes biologiques, tels que le corps humain, sans causer de dommages. Ils sont largement utilisés dans divers domaines médicaux pour des applications telles que les implants, les prothèses, les dispositifs médicaux et les médicaments.

La relation entre les propriétés et les matériaux est fondamentale dans la sélection et la conception des matériaux pour des applications spécifiques. Les propriétés d'un matériau déterminent comment il se comporte dans différentes conditions.

Dans le domaine de la biomécanique, où les matériaux sont utilisés pour la fabrication d'implants et de prothèses, plusieurs propriétés sont cruciales pour assurer la fonctionnalité, la durabilité et la biocompatibilité des dispositifs médicaux. Voici quelques-unes de ces propriétés :

- **Biocompatibilité :** Les matériaux utilisés dans les implants et les prothèses doivent être biocompatibles, c'est-à-dire qu'ils ne doivent pas provoquer de réactions immunitaires ni de toxicité lorsqu'ils entrent en contact avec les tissus biologiques. Une bonne biocompatibilité favorise l'intégration des implants dans le corps sans rejet ni complication.
- **Biostabilité :** Les biomatériaux doivent être biostables, ce qui signifie qu'ils doivent maintenir leurs propriétés structurelles et fonctionnelles lorsqu'ils sont en contact avec des fluides corporels ou des tissus pendant une longue période sans se dégrader ni se corroder prématurément.
- **Résistance mécanique :** Les implants et les prothèses doivent être capables de supporter les charges mécaniques auxquelles ils sont soumis dans le corps. Ils doivent avoir une résistance mécanique adéquate pour éviter la défaillance prématurée, surtout dans des zones du corps sujettes à des contraintes élevées, telles que les articulations.
- **Ductilité :** Une certaine ductilité est souvent souhaitable dans les biomatériaux pour permettre une adaptation et une intégration optimales avec les tissus environnants, en particulier dans le cas des implants osseux et des prothèses articulaires.

- **Compatibilité thermique** : Les biomatériaux doivent être compatibles thermiquement avec le corps humain pour éviter les complications liées à la chaleur ou au froid.
- **Surface biomimétique** : Les surfaces des implants et des prothèses peuvent être conçues pour imiter les caractéristiques biomimétiques des tissus naturels, favorisant ainsi l'adhérence cellulaire, la régénération tissulaire et l'ostéointégration.

En combinant ces propriétés, les biomatériaux peuvent être conçus pour répondre aux besoins spécifiques des patients et des applications biomédicales, offrant ainsi des solutions efficaces et durables pour la reconstruction et le remplacement des tissus et des organes endommagés.

Matériau	Domaine d'application
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, implants dentaires
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive
Aciers inoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
Polytétrafluoroéthylène	Implants vasculaires, chirurgie faciale
Silicone	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
Polyéthylène	Sutures, implants vasculaires
Polyméthylmethacrylate	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
Polyester	Sutures, implants vasculaires
Polypropylène	Sutures, ligaments
Polyamide	Sutures
Alumine	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
Carbone	Valves cardiaques, ligaments
Bioverres	Implants orthopédiques et dentaires
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables

Tableau 1 : Liste des biomatériaux les plus fréquemment employés, classés selon leurs domaines d'application.

II.6 Biomatériaux utilisés en orthopédie :

Les biomatériaux utilisés en orthopédie se répartissent en trois catégories selon leur rôle dans les prothèses et implants : les biomatériaux de soutien, les biomatériaux de frottement et les biomatériaux d'ancrage. Les biomatériaux de soutien, principalement des métaux comme les aciers, offrent une fixation mécanique solide malgré leurs inconvénients potentiels en termes de toxicité et de plasticité. Les alliages chrome-cobalt et le titane avec ses alliages présentent des avantages notables, tels qu'une bonne biocompatibilité et une résistance élevée à la rupture. Les biomatériaux de frottement nécessitent une interaction spécifique avec les matériaux de soutien. Trois couples de matériaux sont souvent utilisés, notamment le métal sur polyéthylène, la céramique sur polyéthylène et la céramique sur céramique. Bien que le polyéthylène soit le plus proche du cartilage naturel, son usure prématurée peut entraîner des complications. En ce qui concerne l'ancrage de la prothèse à l'os, deux méthodes sont couramment utilisées : l'utilisation d'une résine acrylique polymérisant in situ ou la croissance naturelle de l'os sur la surface de la prothèse. Des recherches sont en cours pour améliorer les performances mécaniques et la biocompatibilité de ces matériaux afin de reproduire au mieux les qualités de l'articulation naturelle

Biomatériaux	Objectifs
Matériaux de soutien Alliages (Aciers, alliages chrome-titane, titane vanadium)	Fixation mécanique
Matériaux de frottement (Polyéthylène à haute densité, céramiques)	Glissement des surfaces articulaires
Matériaux d'ancrage (Résines acryliques)	Fixation prothèse/os

Tableau 2 : Présente une gamme de biomatériaux utilisés dans la fabrication des prothèses ostéo-articulaires.

II.7 Compréhension des Propriétés Mécaniques :

Les propriétés mécaniques d'une structure dépendent à la fois des caractéristiques des matériaux qui la composent et de celles de son architecture. Chaque matériau possède un comportement intrinsèque, indépendant de la forme et de la taille de la structure étudiée.

Ce comportement est défini par plusieurs paramètres, parmi lesquels le module d'élasticité (ou module de Young) est essentiel. Ce module décrit la relation entre la déformation du matériau et la contrainte appliquée. Il est déterminé lors d'un essai de traction où l'on utilise une éprouvette du matériau considéré, ayant une taille et une forme permettant de la considérer comme homogène. Pendant ce test, on mesure la déformation (ϵ) qui correspond à la variation de longueur (ϵl) par rapport à la longueur initiale (l_0), soit $\epsilon = \epsilon l / l_0$. Simultanément, la contrainte (σ) appliquée à l'éprouvette est enregistrée, exprimée en N/m^2 . La relation entre ces deux variables est donnée par l'équation : $\sigma = E \cdot \epsilon$, où E représente le module d'élasticité (ou module de Young), correspondant à la pente de la courbe obtenue **figure 14**, caractéristique propre et unique du matériau.

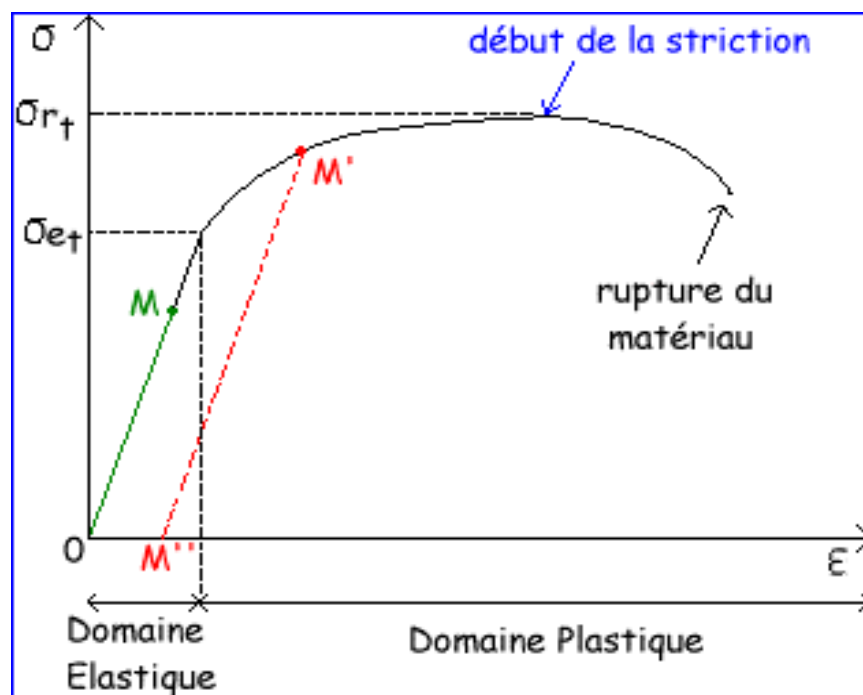


Figure 14 : Courbe de déformation en fonction de la contrainte appliquée à un matériau.

Si les contraintes restent dans la zone de déformation élastique, la déformation est réversible et la structure reprend sa forme initiale une fois la contrainte relâchée. Plus le module est élevé (et donc la pente de la courbe abrupte), plus le matériau est considéré comme rigide **tableau 3**. Au-delà de la limite élastique (indiquée en rouge, point de yield), le matériau entre dans la zone de déformation plastique, qui est irréversible. Dans cette zone, l'éprouvette conserve sa déformation même après la suppression de la contrainte. Cela indique un changement des propriétés du matériau, nécessitant un nouveau test de traction pour définir une nouvelle zone de déformation élastique et plastique.

Matériaux	Module d'élasticité [GPa]
Alumine	400
Acier inoxydable	200
Titane	100
Os cortical	7-21
Ciment chirurgical	2.5-3.5
Os spongieux	0.7-4.9
Polyéthylène hautement réticulé (UHMW-PE)	1.4-4.2

Tableau 3 : Modules d'élasticité (en Gigapascal) de différents matériaux utilisés en orthopédie.

II.8 Déformation irréversible des matériaux :

Le comportement des matériaux sous déformation plastique dépend de leurs caractéristiques intrinsèques, variant selon leur ductilité. Les matériaux ductiles peuvent se déformer plastiquement sans se rompre, contrairement aux matériaux cassants. Au-delà de la limite d'élasticité haute, la contrainte augmente jusqu'à la limite de rupture, la céramique étant un exemple de matériau rigide mais cassant. Outre la déformation plastique, le fluage sous contrainte constante peut aussi induire une déformation irréversible, étant une propriété intrinsèque des matériaux.

Les propriétés structurales, telles que la géométrie de l'objet et la répartition de la matière, affectent également la déformation. La raideur d'un objet, différente de sa rigidité matérielle, est influencée par son moment d'inertie, donc sa forme. Le module de Young est classiquement défini par un test de rupture en flexion, mais d'autres essais comme la traction, la torsion et la compression peuvent définir d'autres modules caractéristiques du matériau. Le choix du type d'essai le plus approprié dépend de l'os à étudier ainsi que des contraintes qu'il subit dans des conditions réelles. Les essais en flexion peuvent être réalisés avec différents modes d'appui, notamment à trois ou quatre points **figure 15**.

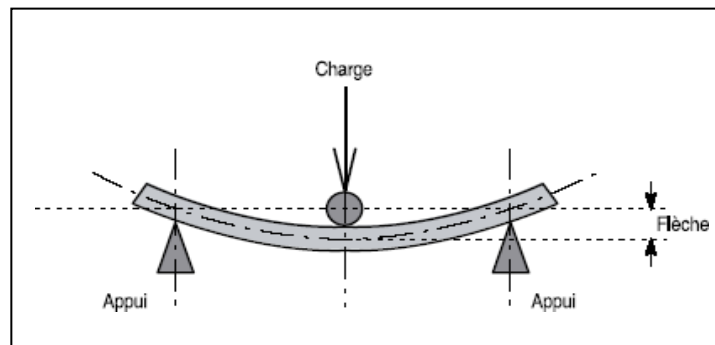


Figure 15 : Test en flexion trois points. Une charge est appliquée sur le matériau et crée une déformation (flèches) au point d'application. Cette charge peut être également appliquée en deux points pour le test en flexion quatre points (deux points de charge plus deux points d'appui).

Les mécanismes de rupture incluent la rupture en charge continue et la rupture de fatigue induite par des contraintes cycliques sous la limite d'élasticité. L'analyse mécanique est basée sur la théorie des poutres, nécessitant un matériau homogène, élastique et isotrope, bien que l'os soit anisotrope et viscoélastique, avec des propriétés mécaniques variant selon la direction et la vitesse de la contrainte.

Par exemple, l'os cortical présente différentes résistances en compression, traction et cisaillement, tandis que l'os trabéculaire réagit différemment selon la vitesse de mise en charge. Ces variations influencent les blessures, comme les ruptures ligamentaires qui dépendent de la vitesse de traumatisme et de la raideur du ligament.

II.9 Différents types de déformation et biomécanique des fractures :

La conception de biomatériaux pour les applications médicales nécessite une compréhension approfondie des forces et des contraintes qui agissent sur les tissus biologiques. Les diverses formes de déformations osseuses, telles que la compression, la traction, la flexion, le cisaillement et la torsion, sont souvent combinées et varient en intensité en fonction de l'activité physique ou du type de traumatisme.

Ces forces doivent être prises en compte lors du développement de biomatériaux capables de reproduire les propriétés mécaniques des os humains. Ainsi, la recherche dans le domaine des biomatériaux vise à créer des matériaux capables de supporter efficacement ces forces, tout en favorisant la régénération tissulaire et en assurant une intégration harmonieuse avec le corps humain.

II.9.1 Fractures par fragilisation de l'os :

La résistance d'un os à la fracture dépend également de sa qualité intrinsèque. Par exemple, lorsqu'un matériel d'ostéosynthèse est retiré ou lorsqu'on enlève des broches d'un fixateur externe, les cavités laissées dans l'os perturbent sa structure mécanique. Burstein et ses collègues [31], ont examiné l'impact de ces trous, créés lors de la mise en place de vis chez le lapin. Leurs résultats ont montré qu'une telle intervention entraînait une perte de 70 % de la rigidité de l'os, le rendant ainsi plus fragile face aux contraintes. Ce phénomène est également observé lors du retrait des vis, bien que de manière moins prononcée.

II.9.2 Fractures de fatigue :

L'os peut également se fragiliser sous l'effet de contraintes physiologiques répétées, comme celles rencontrées lors de la pratique sportive. Ces contraintes fréquentes et variées peuvent entraîner une fatigue du tissu osseux, pouvant conduire à la formation de microfractures. La fréquence, l'intensité et la durée des séances, ainsi que les temps de récupération limités, peuvent accentuer ce phénomène. L'os réagit à ces microtraumatismes en se remodelant jusqu'à atteindre sa limite de déformation élastique.

Si les contraintes persistent, une fracture de fatigue peut survenir. L'incapacité du tissu osseux à s'adapter rapidement à ces contraintes répétées et inhabituelles nécessite un processus de remodelage accéléré.

L'action combinée des ostéoclastes et des ostéoblastes crée des zones de fragilité dans le tissu osseux cortical et/ou trabéculaire, favorisant ainsi l'apparition de microfractures dues à la surcharge.

II.9.3 Fractures traumatiques :

Les fractures traumatiques surviennent généralement à la suite d'un traumatisme, et leur type est souvent influencé par l'énergie cinétique impliquée lors de l'incident. On peut distinguer les fractures selon trois niveaux d'énergie cinétique : faible (chute de faible hauteur ou traumatisme mineur), élevée (accident de la voie publique, chute de grande hauteur) et très élevée (traumatismes balistiques), qui génèrent des impacts majeurs en transférant leur énergie cinétique à l'os.

Chaque type de contrainte fondamentale induit une déformation caractéristique de l'os : la compression entraîne un raccourcissement, la traction un allongement, la flexion une courbure au milieu du segment osseux et la torsion une rotation autour d'un axe défini. Ainsi, en examinant le trait de fracture, on peut souvent déduire la contrainte principale en jeu **figure 15**. Par exemple, une fracture transversale est généralement associée à une contrainte de traction, tandis qu'une fracture oblique résulte souvent d'une compression pure de l'os.

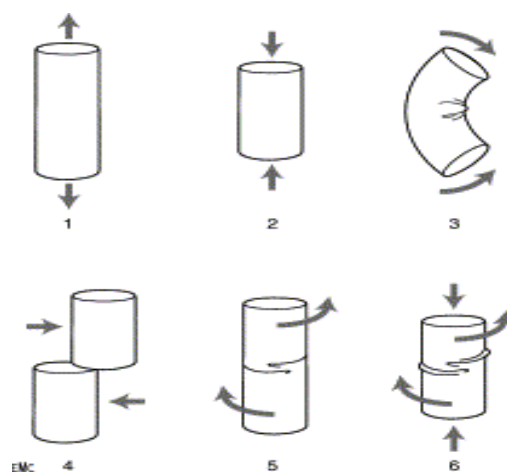


Figure 16 : Différents type de contrainte fondamentale.

Les fractures peuvent également être caractérisées par leur localisation anatomique et le mécanisme dominant impliqué. Par exemple, les fractures avulsions apophysaires et les fractures rachidiennes dites "de chance" sont souvent le résultat de forces de traction, tandis que les tassements vertébraux résultent d'une compression.

II.10 Application et traitement des fractures :

Les premières méthodes de traitement des fractures remontent à l'Antiquité la plus ancienne. En Égypte antique, on utilisait des attelles en bois enveloppées dans des tissus pour immobiliser les fractures. Hippocrate, dans la Grèce antique, recommandait déjà l'utilisation de la traction pour réduire les fractures des membres, en utilisant un banc équipé d'un treuil. Il soulignait également l'importance de l'exercice pendant l'immobilisation pour prévenir l'atrophie musculaire. Par la suite, l'immobilisation était réalisée à l'aide de résines et de cire, comme décrit par Celse avant notre ère, qui rigidifiait des bandages avec de l'amidon.

Ambroise Paré utilisait des moulages de tissu, de parchemin ou de cire qui durcissaient en séchant. Le plâtre de Paris, une technique introduite en 1852 par le chirurgien hollandais Antonius Mathijssen, a marqué un tournant majeur dans le traitement des fractures, connaissant un développement significatif et devenant l'une des avancées majeures dans ce domaine.

II.10.1 Traitement orthopédique :

Le traitement orthopédique des fractures, une méthode ancienne mais toujours largement utilisée, repose souvent sur l'utilisation de dispositifs de contention et de stabilisation. Ces dispositifs, tels que les attelles et les plâtres, jouent un rôle crucial dans le maintien du réalignement des segments osseux, favorisant ainsi une consolidation autonome de l'os [86].

Bien que le lien direct avec les biomatériaux ne soit pas toujours évident, de nombreux progrès dans le domaine des biomatériaux ont contribué à améliorer ces dispositifs orthopédiques. Par exemple, les plâtres modernes intègrent souvent des matériaux synthétiques renforcés de fibres pour offrir une meilleure résistance tout en restant légers et confortables pour le patient.

De même, les broches et les vis utilisées pour stabiliser les fractures peuvent être fabriquées à partir de matériaux biocompatibles comme le titane ou l'acier inoxydable, réduisant ainsi les risques de réaction allergique ou de rejet par l'organisme [86].

Ainsi, bien que l'ancienneté du traitement orthopédique puisse sembler en décalage avec les avancées récentes dans le domaine des biomatériaux, ces deux domaines sont en réalité étroitement liés, contribuant ensemble à améliorer les résultats cliniques et le confort des patients [87].

II.10.2 Traitement chirurgical :

Le traitement chirurgical des fractures implique généralement l'utilisation de divers dispositifs d'ostéosynthèse pour stabiliser les fragments osseux et favoriser la guérison. Les progrès dans le domaine des biomatériaux ont joué un rôle crucial dans l'amélioration de ces techniques chirurgicales en offrant des solutions innovantes pour la fixation des fractures [86] [87].

Les implants orthopédiques fabriqués à partir de matériaux biocompatibles tels que le titane ou certains alliages spécifiques offrent une alternative solide et résistante pour la fixation des fractures. Ces biomatériaux sont bien tolérés par le corps et réduisent les risques de réaction allergique ou de rejet, ce qui améliore la sécurité et la fiabilité des interventions chirurgicales

De plus, certains biomatériaux sont conçus pour favoriser la régénération tissulaire et la formation osseuse. Par exemple, des matériaux bioactifs peuvent être intégrés aux implants pour stimuler la croissance osseuse et accélérer le processus de guérison. Ces avancées permettent aux chirurgiens de mieux adapter leurs interventions aux besoins spécifiques de chaque patient et d'optimiser les résultats fonctionnels à long terme.

En intégrant les biomatériaux dans les pratiques chirurgicales, il est possible d'améliorer la qualité des soins orthopédiques et de promouvoir une récupération plus rapide et plus complète des patients souffrant de fractures.

II.11 **Conclusion :**

Le deuxième chapitre de cette étude explore en profondeur le rôle essentiel des biomatériaux dans le domaine biomédical, avec un accent particulier sur leur utilisation en orthopédie.

Nous avons examiné plusieurs classes de biomatériaux, y compris les métaux nobles, les biocéramiques, les polymères synthétiques, les composites biomédicaux, ainsi que les biomatériaux d'origine biologique et les nano-biomatériaux.

Chaque type de biomatériau présente des propriétés spécifiques qui déterminent son application dans la fixation et la régénération des tissus, notamment la résistance mécanique, la biocompatibilité et la capacité à favoriser l'intégration osseuse. Les métaux nobles comme le titane offrent une combinaison optimale de résistance et de tolérance biologique, tandis que les biocéramiques comme l'hydroxyapatite sont appréciées pour leur capacité à stimuler la croissance osseuse.

La sélection minutieuse des biomatériaux joue un rôle crucial dans la réussite des traitements orthopédiques, en minimisant les risques de complications et en facilitant une récupération efficace des patients.

En intégrant ces matériaux dans la conception de dispositifs médicaux modernes, il est possible de répondre de manière plus précise aux besoins spécifiques des patients souffrant de fractures et d'autres blessures orthopédiques.

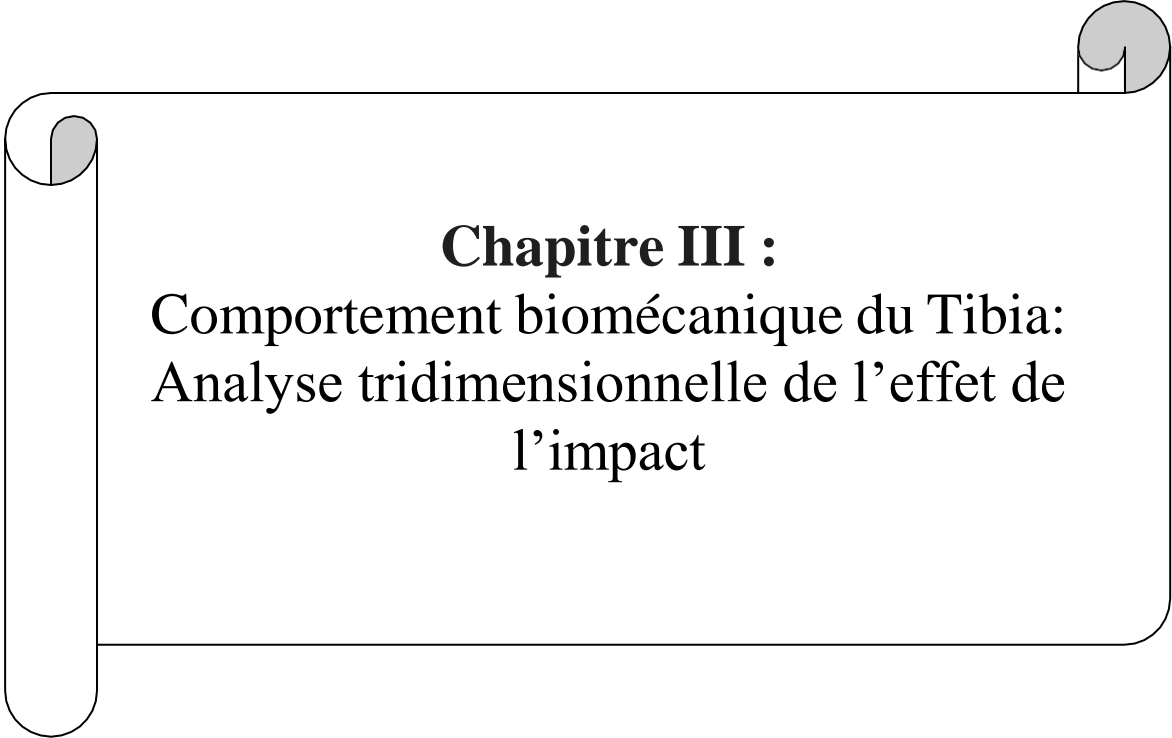
En conclusion, ce chapitre met en lumière l'importance cruciale des biomatériaux dans l'innovation médicale, en offrant des solutions avancées pour relever les défis orthopédiques actuels et futurs. Par leur potentiel d'amélioration continue, les biomatériaux continuent de jouer un rôle déterminant dans l'évolution des soins de santé, visant à optimiser les résultats thérapeutiques et à promouvoir le bien-être des patients à l'échelle mondiale.

Références bibliographique:

- [56] Développement de bioverres poreux pour application à l'orthopédie et à l'ingénierie tissulaire. Thèse présentée par CHELAHI CHIKR Yamina, 2018.
- [57] [http://www. Cite- sciences. Fr/ Biomatériaux](http://www.Cite-sciences.fr/Biomatériaux). URL.
- [58] Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J.Prosthet.Dent.*49, 832-837 (1983).
- [59] Mac Queen D, Sundgreen J. *Advances in biomaterials*. Chicago: Quintessence .Pub edit. (1983).
- [60] EUREKA E !3033- Bio nano composite - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nano composite ceramics new implant material for bone substitute (2007-2008).
- [61] Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. Characterization of surface oxide films on titanium and adhesion of osteoblast. *Biomaterials.*24, 63-70 (2003).
- [62] Rappels atomistiques, structure des métaux, des alliages et des céramiques, 2010. Support de cours
- [63] J. Mathieu, 1969. Résistance à la corrosion des aciers inoxydables. *La Pratique des Industries Mécaniques* 52(1-2):42-44. DOI: 10.1051/mattech/196952010042.
- [64] Cours en biomatériaux avancés, Mastère Biotechnologie Industrielle, 2009. Institut National des Sciences Appliquées et de Technologie, Université de Carthage.
- [65] Société Francophone des Biommatériaux Dentaires (SFBD) - Pr. G. GREGOIRE, Dr. B. GROSGOGEAT- BALAYRE, Pr. P. MILLET, Dr. P. ROCHER. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap15/>.
- [66] Caractérisation et biocompatibilité des matériaux utilisés pour les plaques fémorales en vue de proposition d'un nouveau modèle expérimental et numérique. Thèse présentée par BOUKHOBZA Abdel Yamine, 2018

- [67] Réduction du chrome (VI) par la souche *Streptomyces thermocarboxyus* NH50 isolée à partir d'un sol pollué. Thèse présentée par Valérie DESJARDIN, 2002
- [68] Fonctionnalisation de biopolymères extraits de macroalgues pour encapsuler des principes actifs hydrophobes. Thèse présentée par Latufa Youssouf, 2017.
- [69] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons *Annals of NY academy of Science*, (1988) p 54.
- [70] *Encyclopedia Britannica*. (2024). Nickel - Chemical Element.
- [71] Dupont, J. (2022). Biocompatibility of Stainless Steels in Medical Applications. *Journal of Biomedical Materials Research*, 110(3), 345-358.
- [72] P. Laheurte, Thèse de doctorat. Contribution à l'étude du comportement pseudo-élastique d'un alliage de titane beta metastable, applications aux arcs orthodontiques. Université de Metz, 2003.
- [73] M. Oiknine and J. Benizri, Origine des fractures et de l'usure des limes Ni-Ti en endodontie. *Revue d'odonto- stomatologie*, 2007. 36: p. 109-123
- [74] Laurent E, Bellhari K. Les biocéramiques en endodontie. *Clinic*. 2015; (11):593-603
- [75] Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal- filling systems. *J Endod*. 2011; 37(11):1590-2
- [76] Développement de bioverres poreux pour application à l'orthopédie et à l'ingénierie tissulaire. Thèse présentée par Leila Lefebvre, 2007.
- [77] W. H. Nijhuis, D. M. Eastwood, J. Allgrove, I. Hvid, H. H. Weinans, R. A. Bank, R. J. Sakkars. Current concepts in osteogenesis imperfecta: bone structure, biomechanics and medical management, *Journal of Children s Orthopaedics* 13(1):1-11 (2019).

- [78] Xue Li, Lope G. Tabil, Satyanarayan Panigrahi, 2007; Chemical Treatments of Natural Fiber for Use in Natural Fiber-Reinforced Composites: A Review; *J Polym Environ* 15, 25-33
- [79] Nukman, N.A. Abu Osman, R.A. Ilyas, 2020. Composites in Biomedical Applications. Book, Edition 1. DOI: 10.1201/9780429327766.
- [80] Modélisation de la transformation de biomatériaux par un modèle de percolation, Thèse présentée par Hubert Mély, 2012
- [81] Jayaraman M, Meyer U, Buhner M, Joos U, and Wiesmann HP. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro. *Biomaterials*.25, 625-31 (2004).
- [82] Wang YW, Yang F, Wu Q, Cheng YC, Yu PH, Chen J, and Chen GQ. Effect of composition of poly (3- hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate) on growth of fibroblast and osteoblast. *Biomaterials*.26, 755-61 (2005).
- [83] Fonctionnalisation de biopolymères extraits de macroalgues pour encapsuler des principes actifs hydrophobes. Thèse présentée par Latufa Youssouf, 2017.
- [84] Fini M, Motta A, Torricelli P, Giavaresi G, Nicoli Aldini N, Tschon M, Giardino R, and Migliaresi C. The healing of confined critical size cancellous defects in the presence of silk fibroin hydrogel. *Biomaterials*.26,35-36 (2005).
- [85] Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. Characterization of titanium surfaces with calcium and phosphate and osteoblast adhesion. *Biomaterials*.25, 21-28 (2004).
- [86] Burstein AH, Currey J, Frankel VH, Heiple KG, Lunseth P, Vessely JC. Bone strength. The effect of screw holes. *J Bone Joint surg Am* 1972;54:1143–56.
- [87] Brocq O, Mabit C. (2003). Biomécanique des fractures. EMC - Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie, 44-455-B-10. doi:10.1016/j.emctechortho.2003.07.003.



Chapitre III :
Comportement biomécanique du Tibia:
Analyse tridimensionnelle de l'effet de
l'impact

III.1 Résumé :

Ce mémoire a pour objectif la détermination de l'intensité et de la distribution des contraintes dans le tibia sous l'effet d'un impact mécanique de différentes formes de projectiles, de forme aiguë et sphérique. Ces chocs simulent des impacts typiques que le tibia peut subir. Le but de cette étude est d'analyser par la méthode des éléments finis la répartition des contraintes et leur niveau dans l'os cortical du tibia.

Cette étude numérique a été réalisée à l'aide de la méthode des éléments finis, en utilisant le logiciel Abaqus, pour modéliser et simuler les réponses mécaniques de l'os cortical face à ces différents types d'impacts. Les résultats obtenus permettent de mieux comprendre les zones de concentration de contraintes et les risques potentiels de fractures dans le tibia sous l'effet de ces chocs, contribuant ainsi à des avancées dans le domaine de la biomécanique et de la prévention des blessures.

III.2 Introduction :

Le tibia, également appelé tibia, est l'os porteur de la jambe. Il est situé en position médiale. Le tibia est le deuxième os le plus grand et le plus solide du corps humain. Il se compose de deux épiphyses et d'une diaphyse.

La diaphyse est la partie médiane du tibia, également appelée corps ou tige [88] [89]. Les fractures du tibia font partie des fractures osseuses les plus fréquentes provoquées par des chutes ou des accidents de voiture en raison de la finesse du tibia [90] [91]. Par exemple, les accidents de la circulation sont très importants, car ils sont la principale cause de décès chez les jeunes dans le monde. En analysant les fractures, il est possible de reconstituer la position des piétons par rapport au véhicule, leur phase de mouvement, la direction du contact, le type de collision et le type et la vitesse du véhicule.

Évaluation des fractures Dans les accidents voiture-piéton, l'examen des fractures des membres inférieurs est particulièrement importante, car il montre la position réelle du piéton par rapport au véhicule [92] [93].

Les fractures des os longs représentent 72 % des blessures des membres inférieurs dans les accidents de la route impliquant des piétons (AVP) et sont l'un des types d'accidents les plus courants. Bien que ces blessures ne soient généralement pas mortelles, elles entraînent souvent une invalidité grave et une perte de fonction [94] [95].

La probabilité d'une fracture osseuse est également élevée pour les athlètes ou les soldats, qui peuvent également souffrir de fractures suite à un impact violent pendant l'entraînement. En conséquence, la fracture a progressivement gagné en popularité dans le domaine de l'orthopédie et a suscité un intérêt croissant de la part des chercheurs [96].

Les tests de sécurité sont assez coûteux et nécessitent un espace et un équipement coûteux. Ces tests coûteux peuvent être remplacés par des simulations moins coûteuses utilisant des modèles d'éléments finis validés. Dans les pays sous-développés, où l'accès aux laboratoires de pointe est souvent limité, ces modèles sont très utiles [97].

Les modèles d'éléments finis d'os peuvent être utilisés pour améliorer la planification opérationnelle en chirurgie orthopédique ou pour prédire le risque de fracture. Les os réels diffèrent par leur forme et leur microstructure interne. Pour rendre ces modèles plus précis, une géométrie des matériaux et des conditions limites spécifiques au patient doivent être utilisés [98].

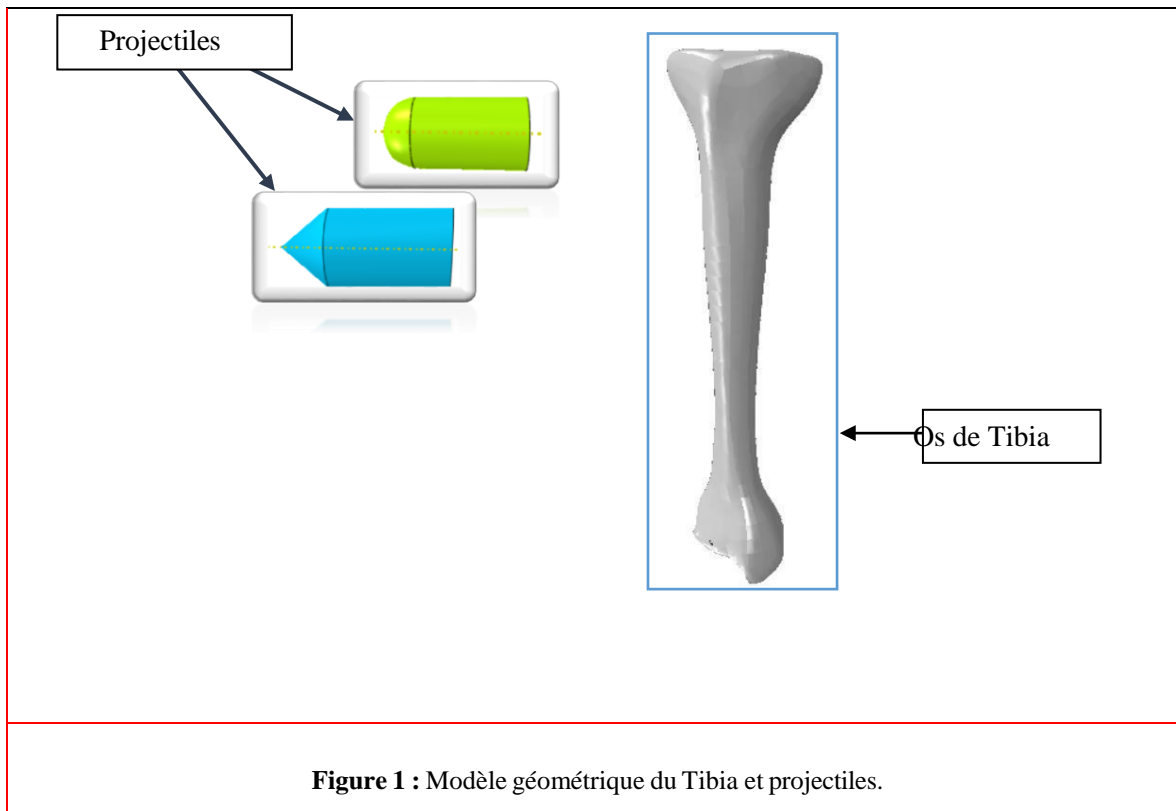
Dans ce travail, le comportement biomécanique d'un modèle de tibia humain a été analysé à l'aide d'une modélisation par éléments finis en réponse à l'impact mécanique géométrique d'un projectile. Cet impact imite le tir d'une pierre ou d'un autre objet qui frappe le tibia.

III.3 Modèle géométrique :

Le modèle géométrique tridimensionnel est illustré sur la **figure 1**, est analysé par la méthode des éléments finis en utilisant le logiciel ABAQUS version 6.14. Le choix de ce code a été essentiellement motivé par ses grandes capacités. ABAQUS permet donc une simulation par éléments finis de problèmes variés en mécanique ; il offre bon nombre de choix pour discrétiser une géométrie à savoir des éléments : triangulaires à quatre nœuds et à dix nœuds, quadrilatéraux à quatre nœuds et à huit nœuds.

L'effet d'impact est étudié en fonction de la forme géométrique du projectile **figure 1**. Cette forme en contact avec le tibia. Deux formes ont été retenues : (bout pointu, aigu) et d'autre (bout sphérique).

Ces projectiles ne se différencient que par leur forme. Notre choix porte sur un os de tibia a été modélisé en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) SolidWorks 2017.



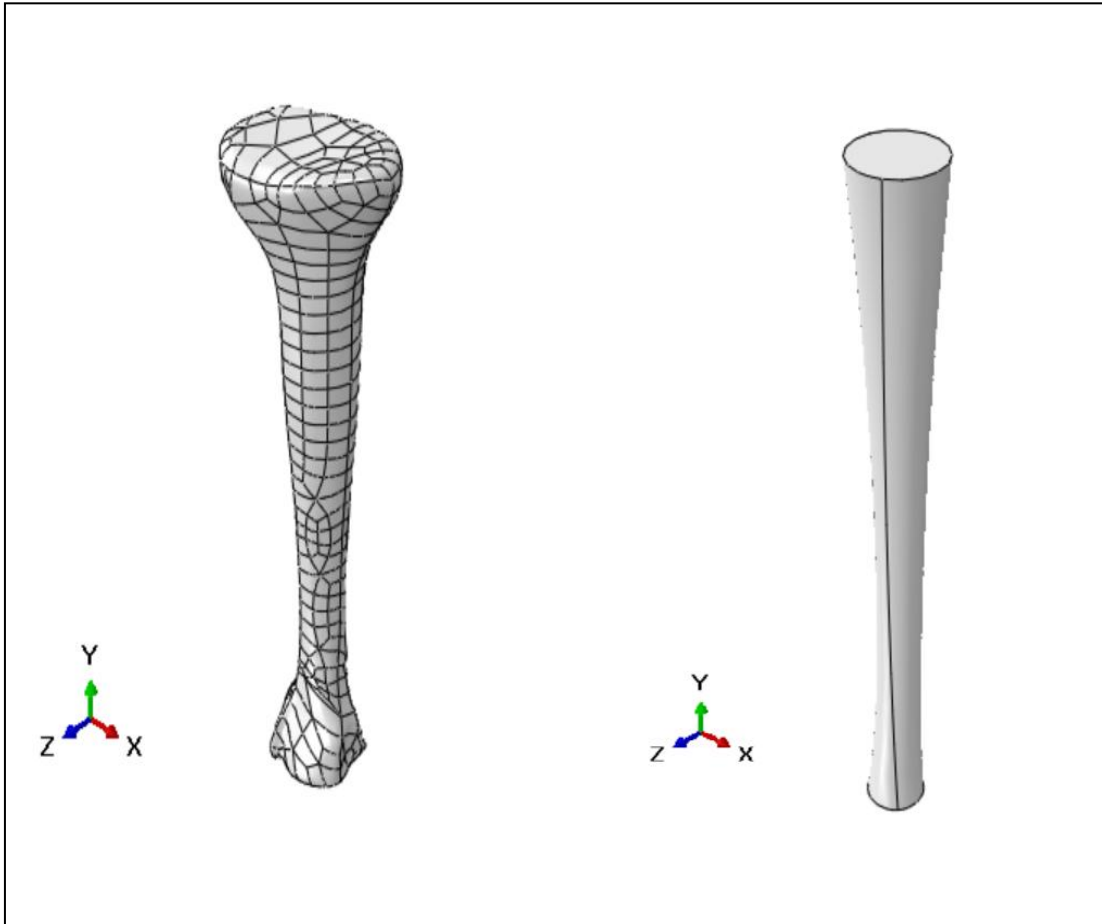


Figure 2 : Modèle complet de la structure

III.4 Propriétés mécaniques :

Les propriétés mécaniques des composantes de la structure tibial sont regroupées sur le **tableau 1**.

Matériau		Module d'élasticité (MPa)	Coefficient de Poisson ν	Densité (kg/m ³)	Limite d'élasticité (MPa)
L'os	Cortical	17500	0.3	2000	125
	Spongieux	445	0.22	1100	5.3

Tableau 1 : Propriétés mécaniques de Tibia.

Le modèle de tibia est supposé élastique linéaire et isotropes. Le projectile est supposé être un corps rigide. Il a une vitesse variable avec une masse égale à 5 g.

III.5 Maillage :

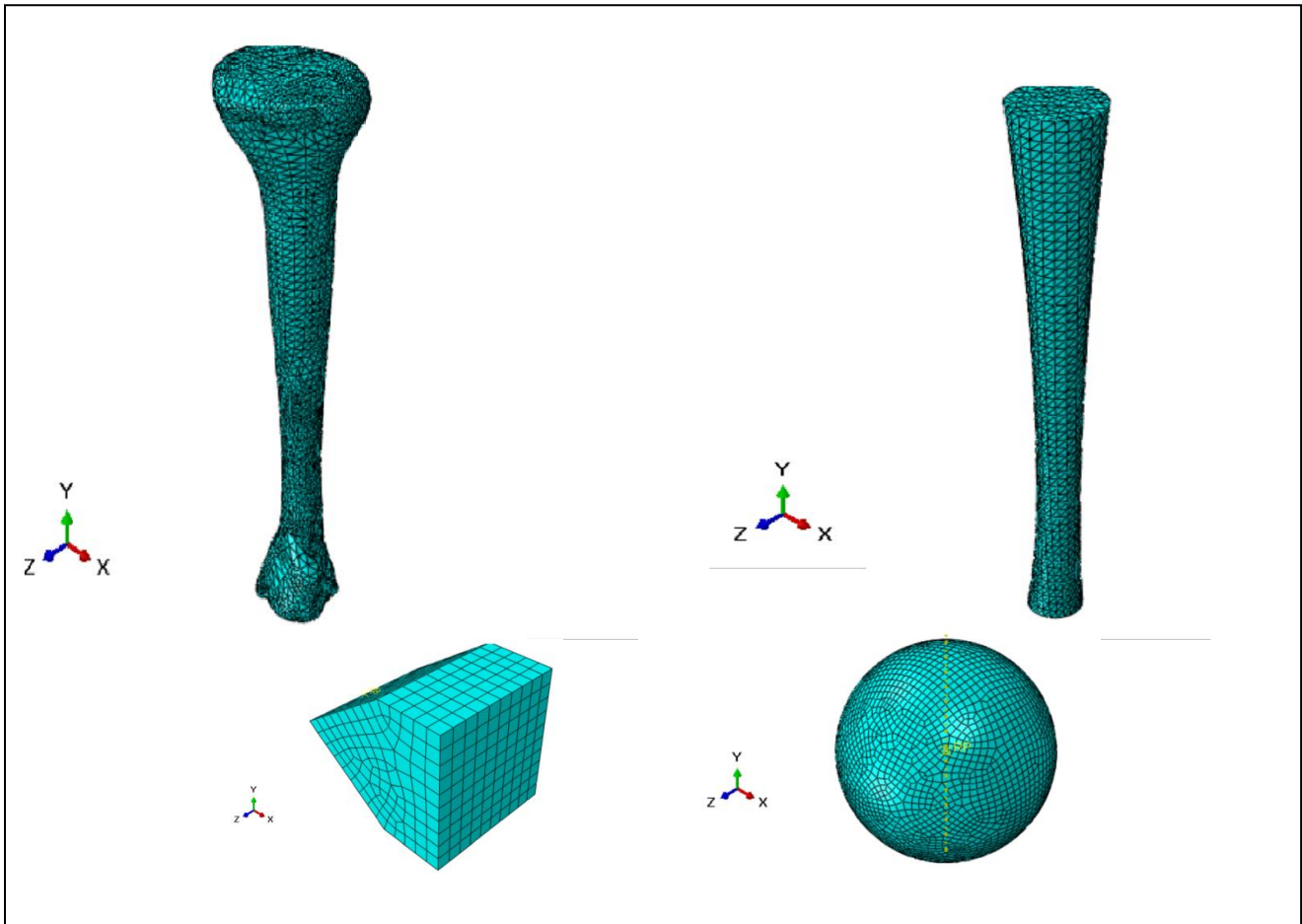


Figure 3: Maillage de l'os du tibia et les impacteurs

Une étude de convergence a été réalisée pour déterminer la taille de maillage optimale. L'os cortical et l'os spongieux sont divisés en éléments tétraédriques à 10 nœuds.

Les tailles de maillage ont été ajustées à 6 mm et 7 mm, le contact entre les constituants de tibia est considéré comme rigide et continu. La fiabilité des résultats nécessitent un maillage très raffinée. Tous les composants sont maillés et le nombre des éléments sont présentées dans le **tableau 2**.

Partie	Os cortical	Os spongieux	Impacteur
Nombre d'éléments	30,026	13,812	592

Tableau 2 : Nombres d'éléments des constituants de cette étude

III.6 Conditions de charge :

Un impact de projectile de masse de 5g et vitesse variable a été appliqué au tibia suivant la direction illustrée sur la **figure 4**. Ce type de sollicitation simule, d'une façon générale, un choc mécanique exercé sur l'os suite à un accident ou d'autres objets rentrant en contact, par ce mécanisme, avec le tibia.

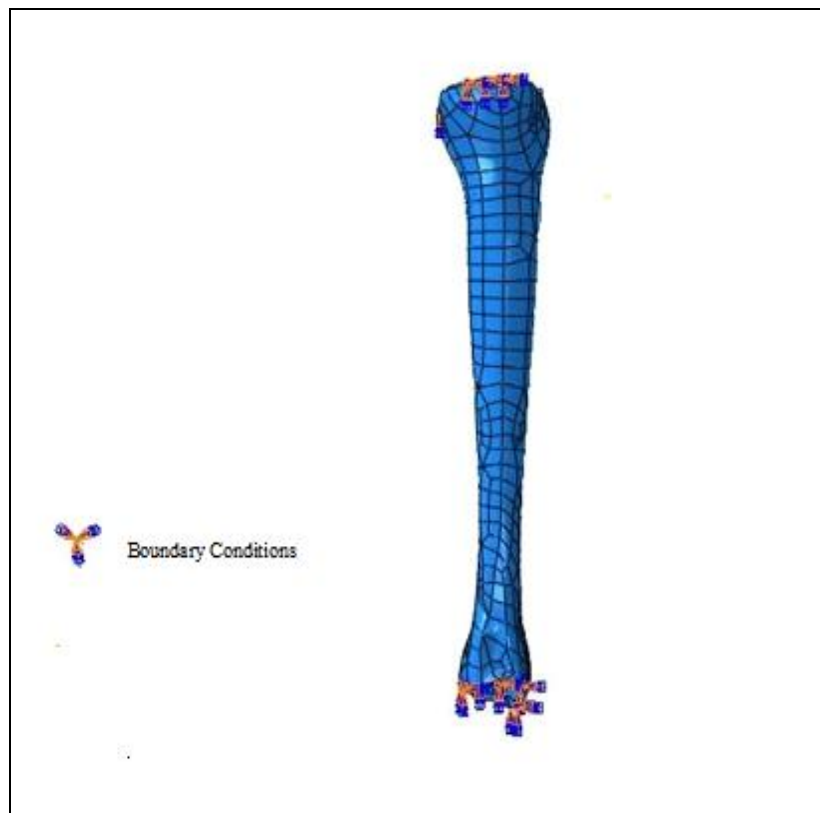


Figure 4 : Les conditions aux limites sur le modèle

Figure 4 : les conditions appliquées et les conditions aux limites

III.7 Résultats et discussion :

La réponse de la structure de tibia à l'effet d'impact est analysée, ici, en termes de variation de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os cortical avec une vitesse variable de projectile. Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures ci-dessous.

III.7.1 Vitesse de projectile $V=60$ m/s :

III. 7.1.1 Partie proximale du tibia :

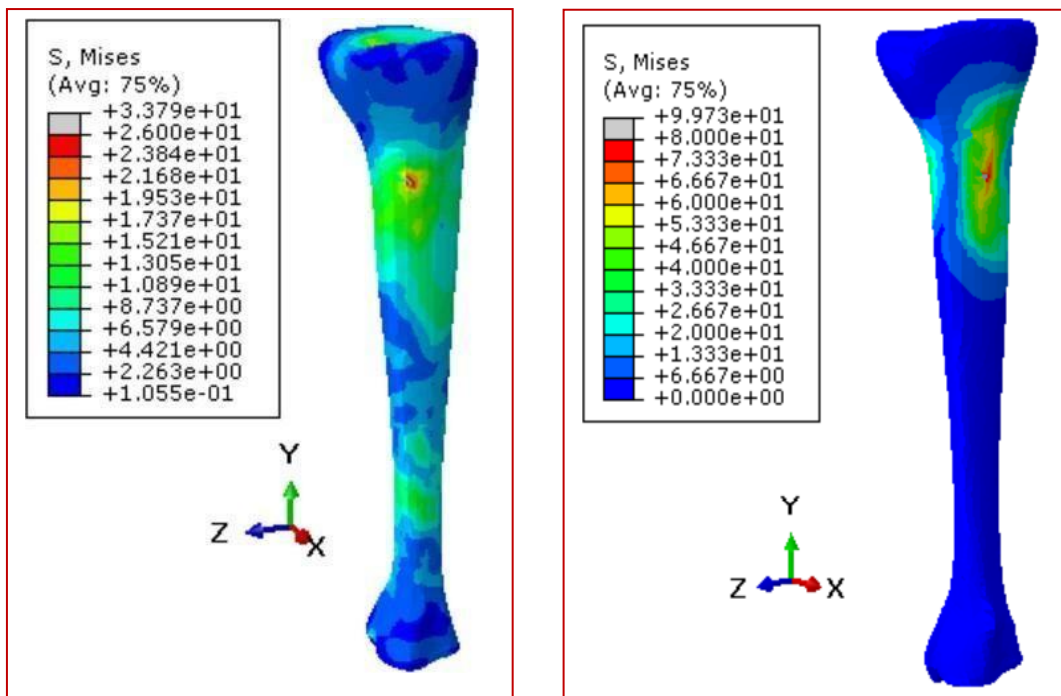


Figure 05 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aigüe

III. 7.1.2 Partie médiane du tibia :

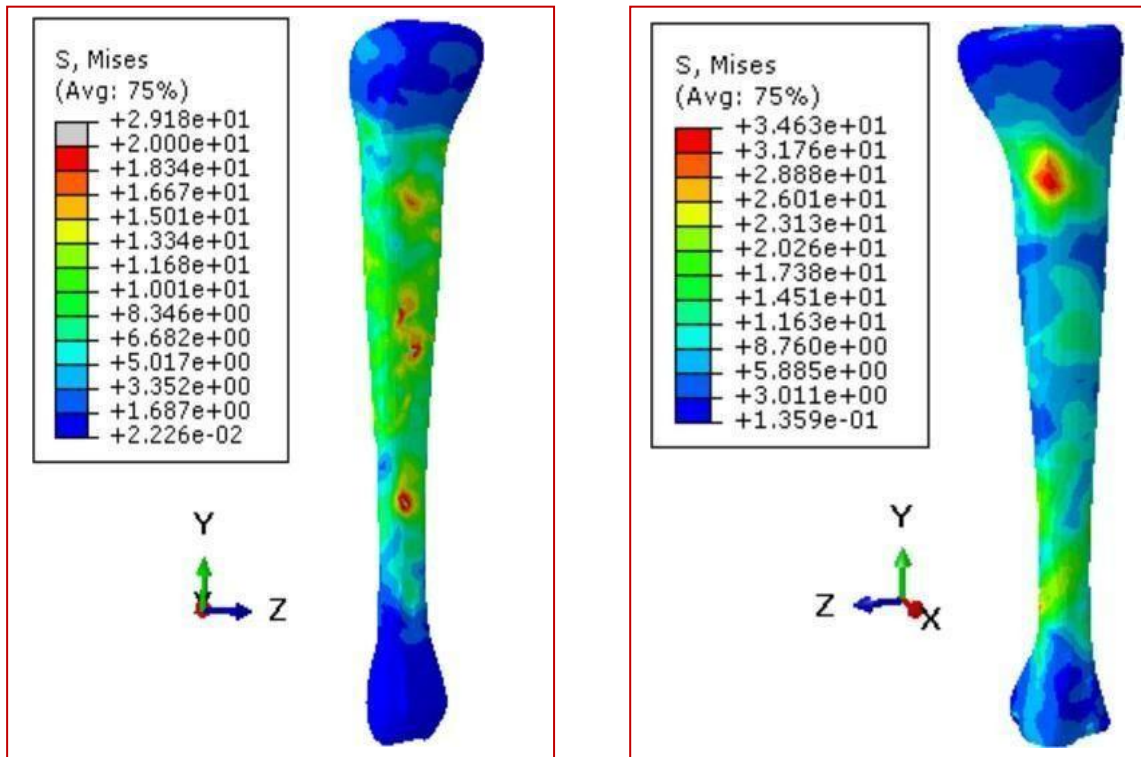


Figure 06 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aiguë

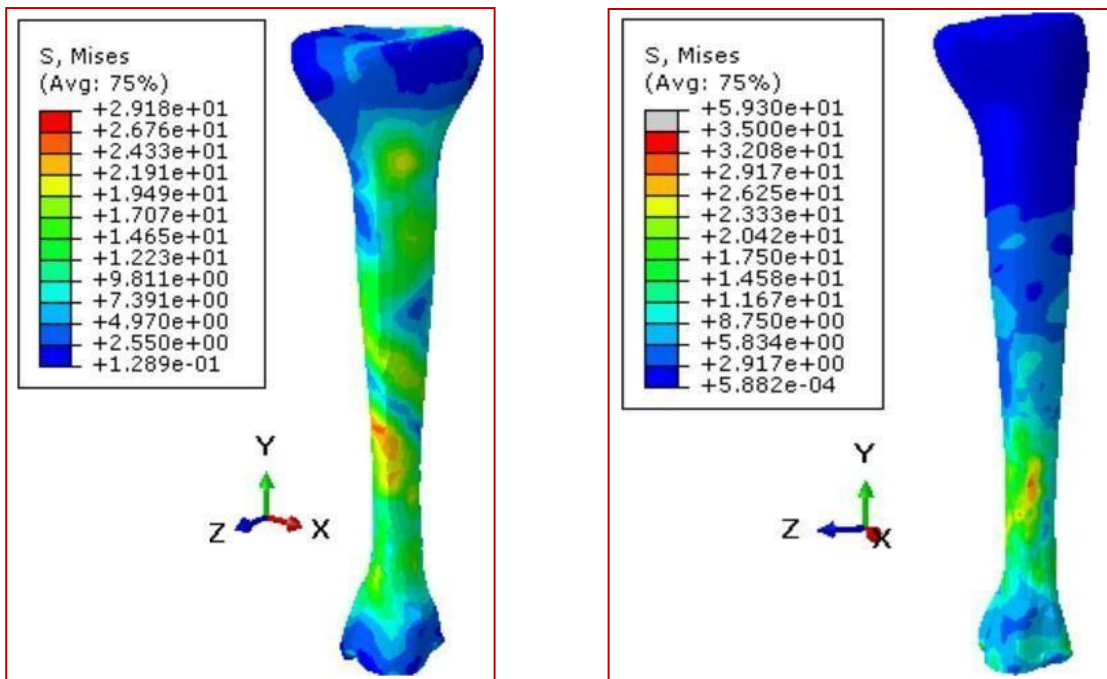
III.7.1.3 partie distale du tibia :

Figure 07 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aiguë

Les **figures 5, 6 et 7** montrent clairement que le niveau et l'étendue de cette contrainte sont étroitement liés à la forme géométrique du projectile.

En effet, le projectile à bout aigu engendre des contraintes locales de très forte intensité concentrées sur des zones plus étendues dans l'os cortical. Ces contraintes baissent d'intensité lorsqu'on va loin de la zone de contact projectile-os.

Un projectile à bout aigu engendre, dans l'os cortical et dans la zone proximale et distale (**Figure 5,7**), des contraintes pratiquement trois fois et deux fois plus intenses et beaucoup plus étendues que celles induites par de projectile à bout sphérique respectivement.

III.7.2 Vitesse de projectile V= 80 m/s :

III.7.2.1 Partie proximale du tibia :

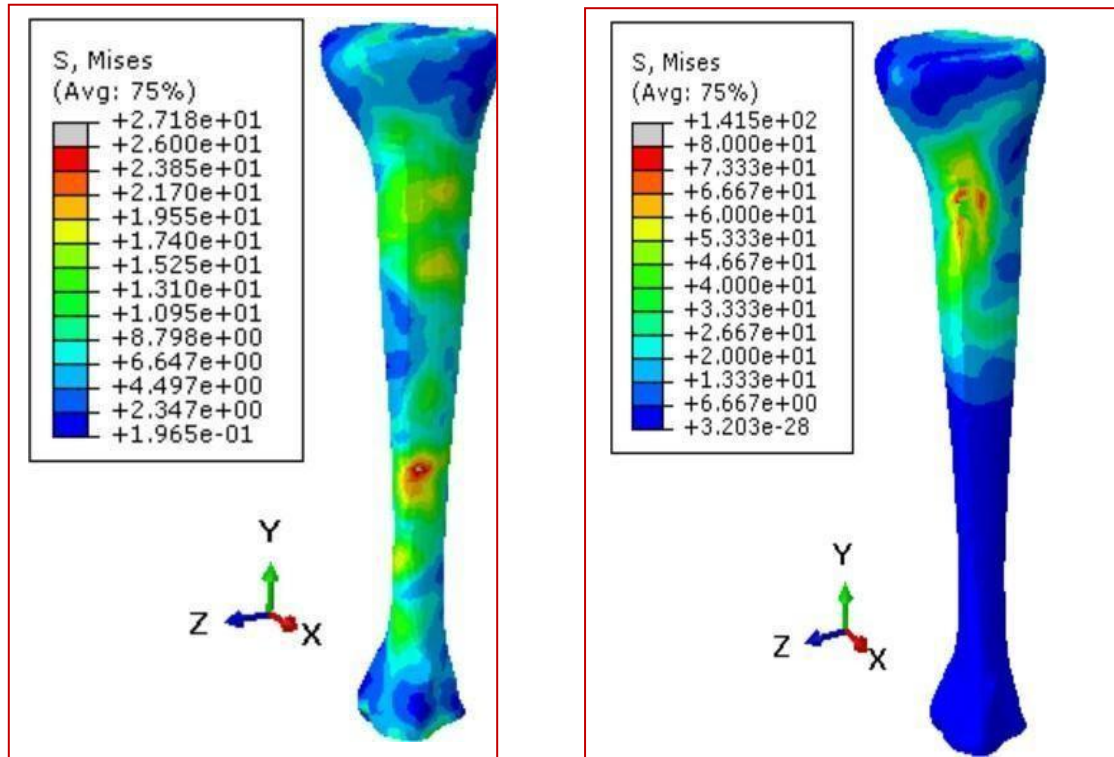


Figure 08 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aig

III .7.2.2 **Partie médiane du tibia :**

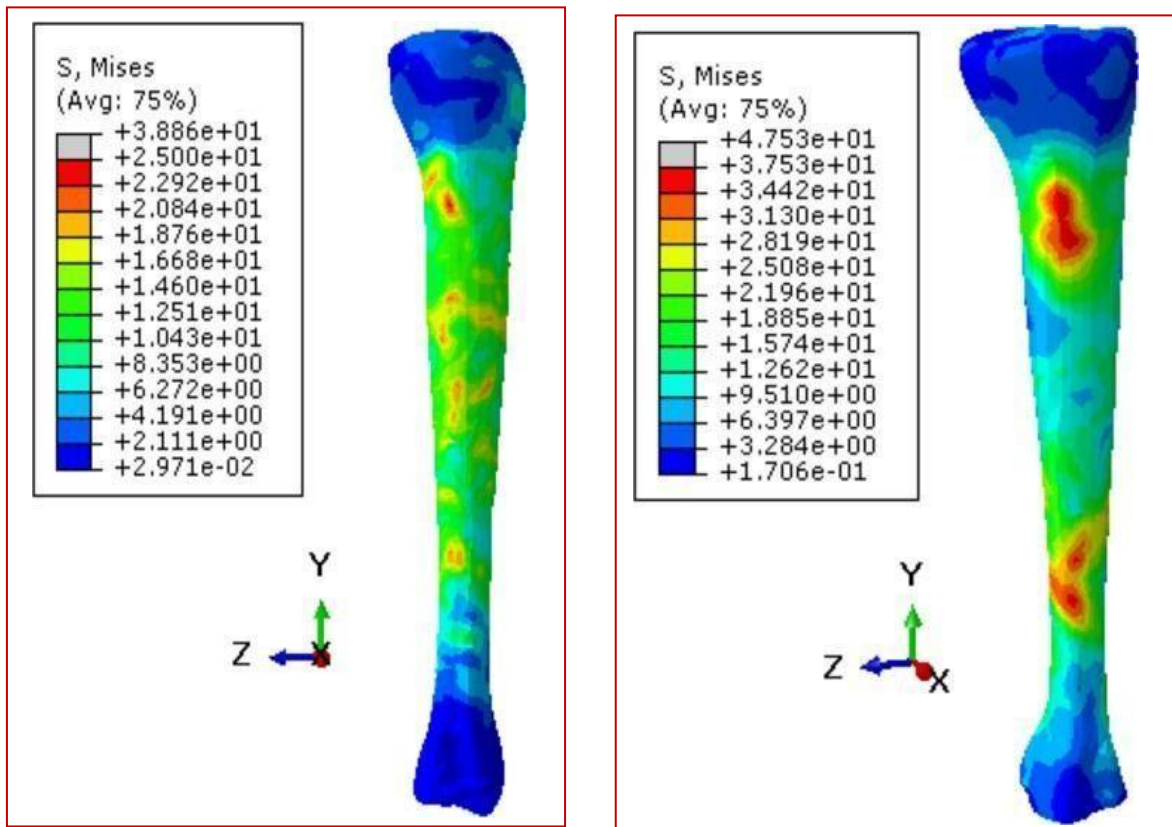


Figure 09 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aiguë

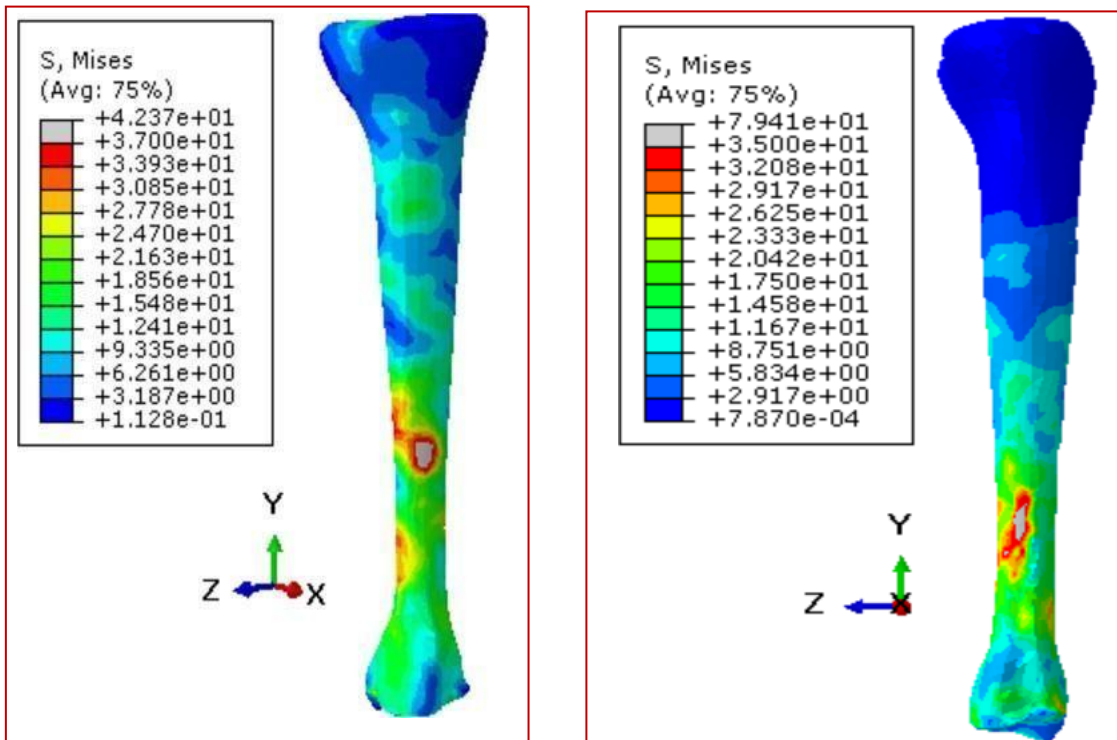
III. 7.2.2 Partie distale du tibia :

Figure 10 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aigue

Pour une vitesse de l'impacteur égale à 80 m/s et une masse de 5g, nous observons un même comportement de l'effet d'impact de l'os de tibia et projectile (**figure 8, 9 et 10**), les facteurs d'intensification double et triple ont été également observés.

Les contraintes les plus fortes sont localisées dans la zone de forte interaction avec le tibia. Les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de l'os cortical (zone proximale) (**figure 8**) avec un projectile de forme aigue. Le projectile de forme sphérique engendre des contraintes de von Mises moins intense que celles induites par un projectile de forme aigue.

III.7.3 Vitesse de projectile $V=100$ m/s :

III. 7.3.1 Partie proximale du tibia :

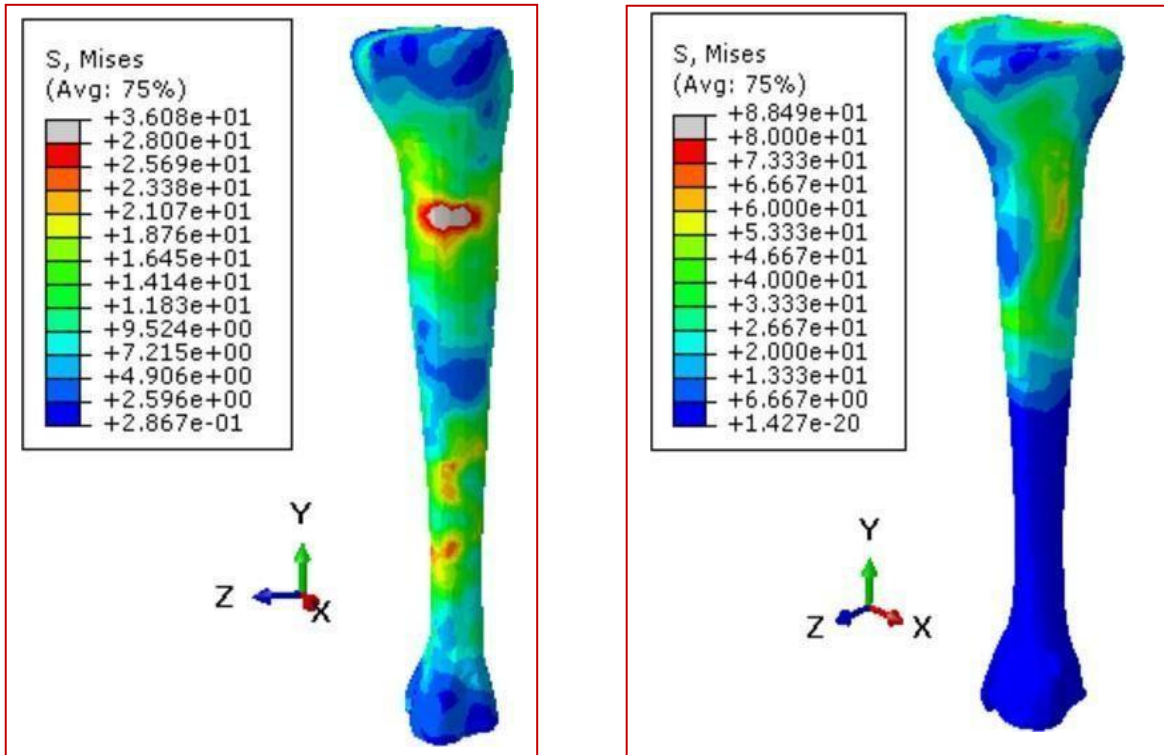


Figure 11 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aiguë

III. 7.3.2 **Partie médiane du tibia :**

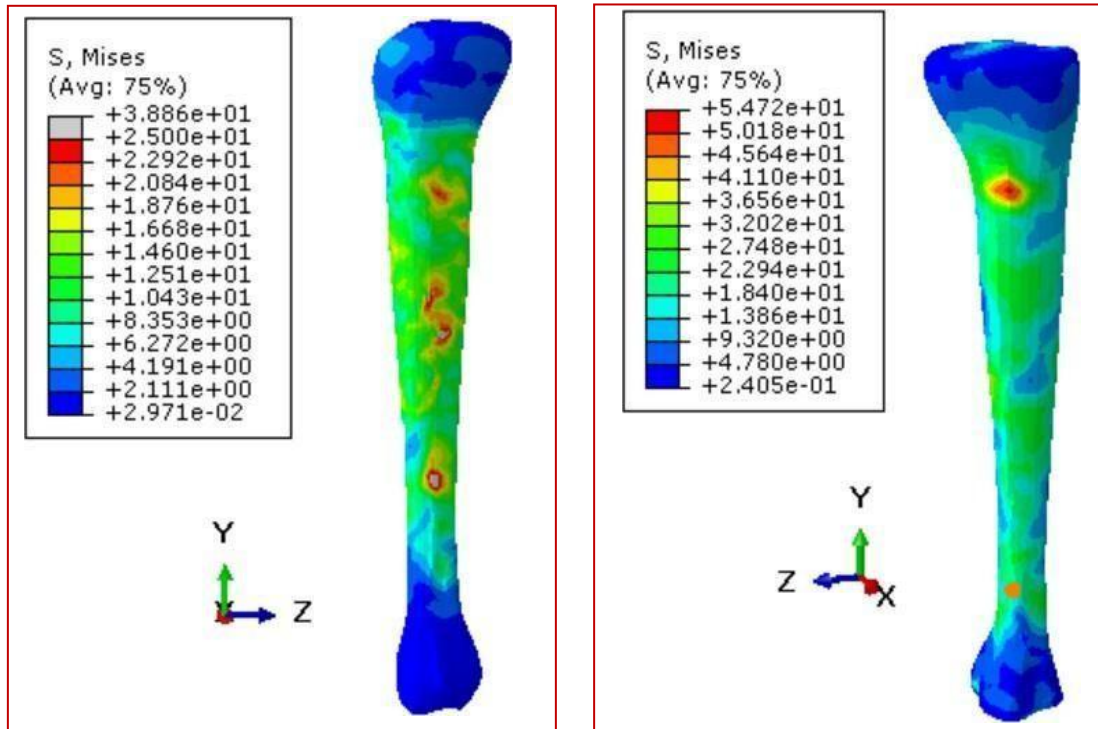


Figure 12 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique

b) Projectile de forme aigüe

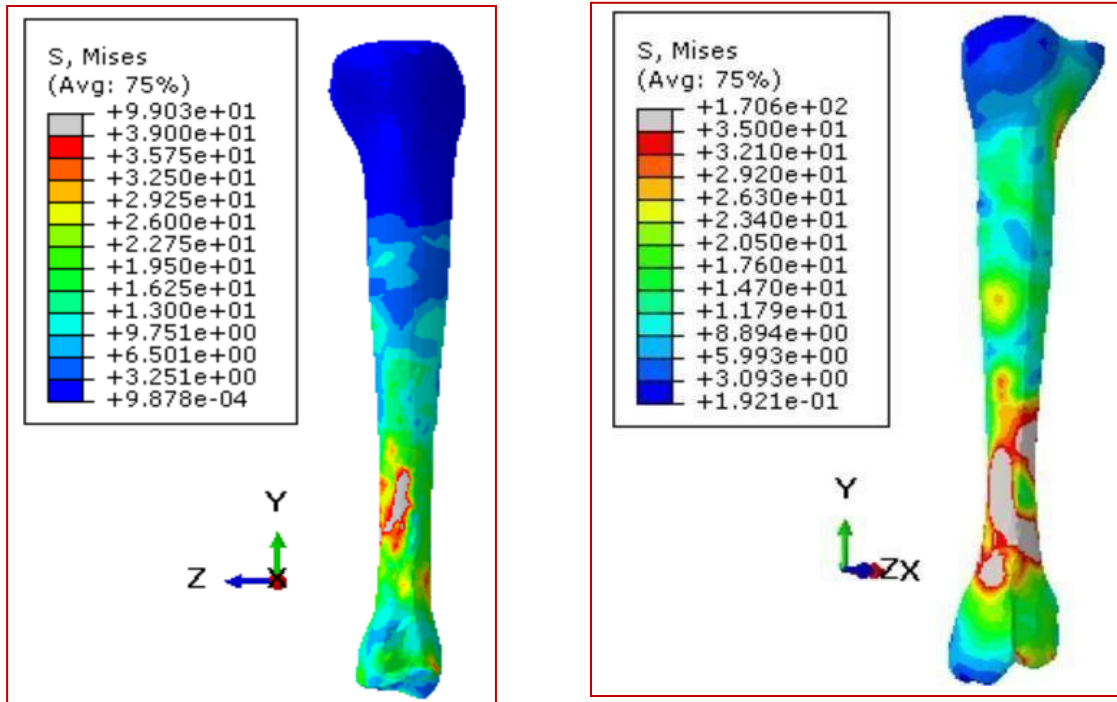
III. 7.3.3 Partie distale du tibia :

Figure 13 : Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical.

a) Projectile de forme sphérique.

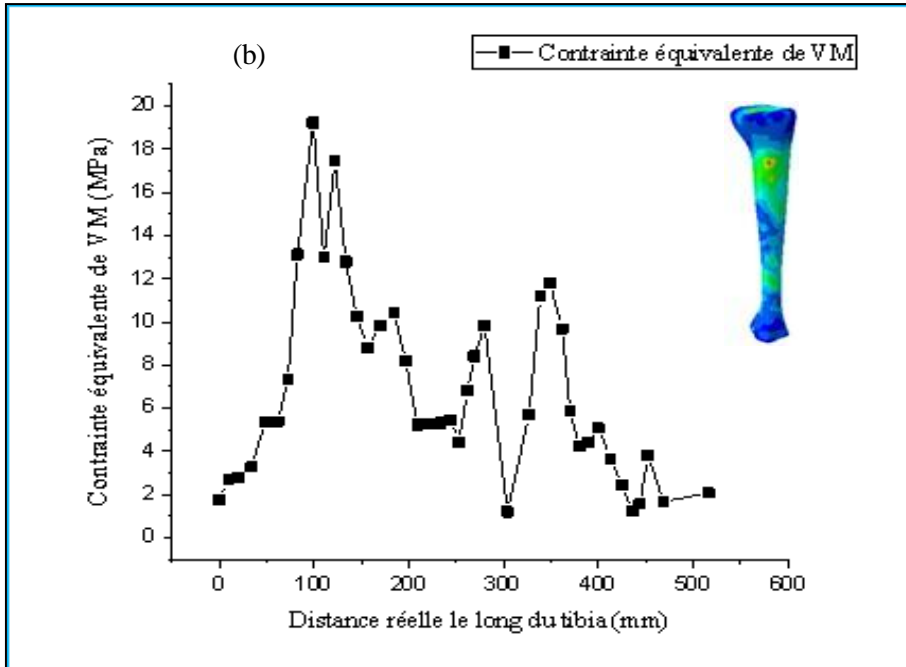
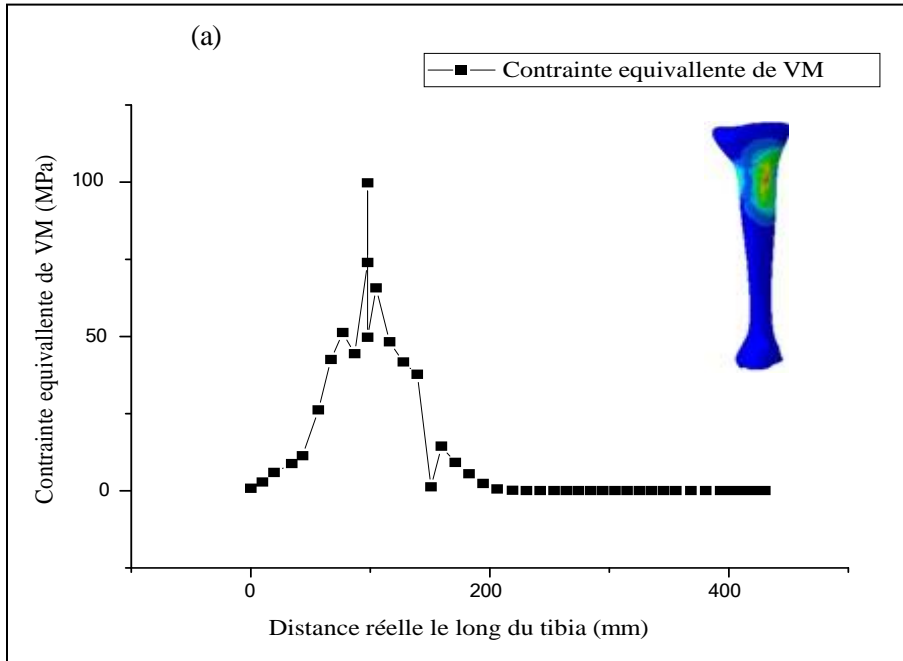
b) Projectile de forme aigüe.

Ces dernières figures montrent clairement la distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical pour deux formes de projectile (aigüe et sphérique) et pour une vitesse de l'impacteur $v=100$ m/s. Dans cette partie de travail, la zone distale est le siège de forte concentration de contrainte.

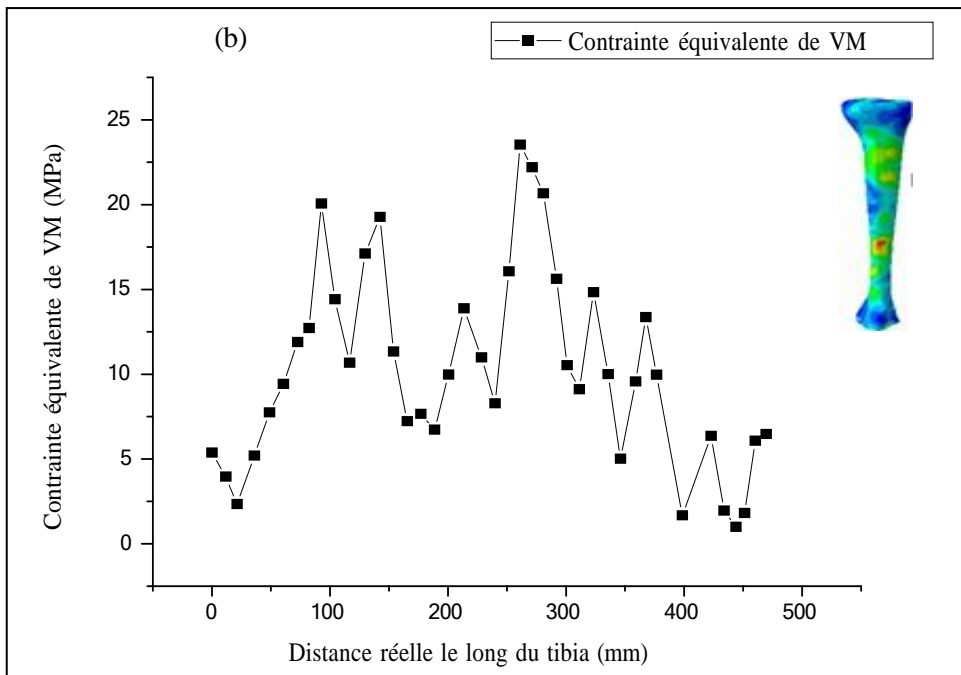
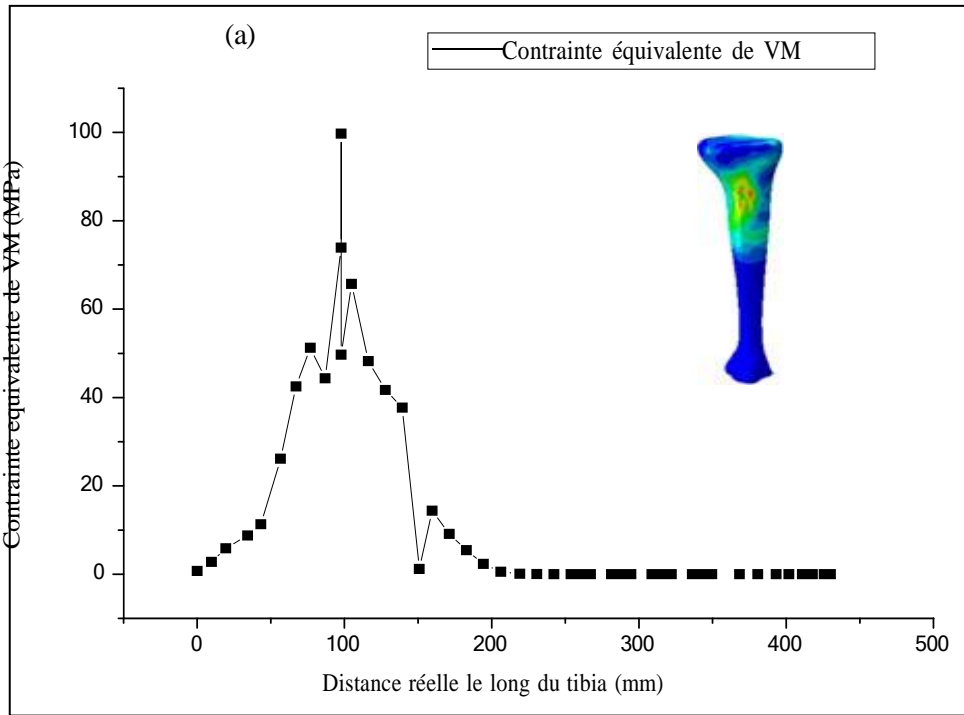
Ces contraintes dans l'os sont d'autant plus intenses que le projectile est de forme aigüe. De ce dernier résulte des pics dont l'intensité dépasse la limite de rupture de l'os. Comme il a été signalé précédemment, ces contraintes engendrées lors de la collision projectile bout aigüe -os, conduisent à la ruine de tibia par fracture de l'os cortical. Ce risque est d'autant plus probable que la qualité osseuse est médiocre.

III.8 Path le long de l'os cortical :

III.8.1 Partie proximale (v = 60 m/s) :



III.8.2 Partie proximale (v = 80 m/s) :



III.8.3 Partie distale (v = 100 m/s) :

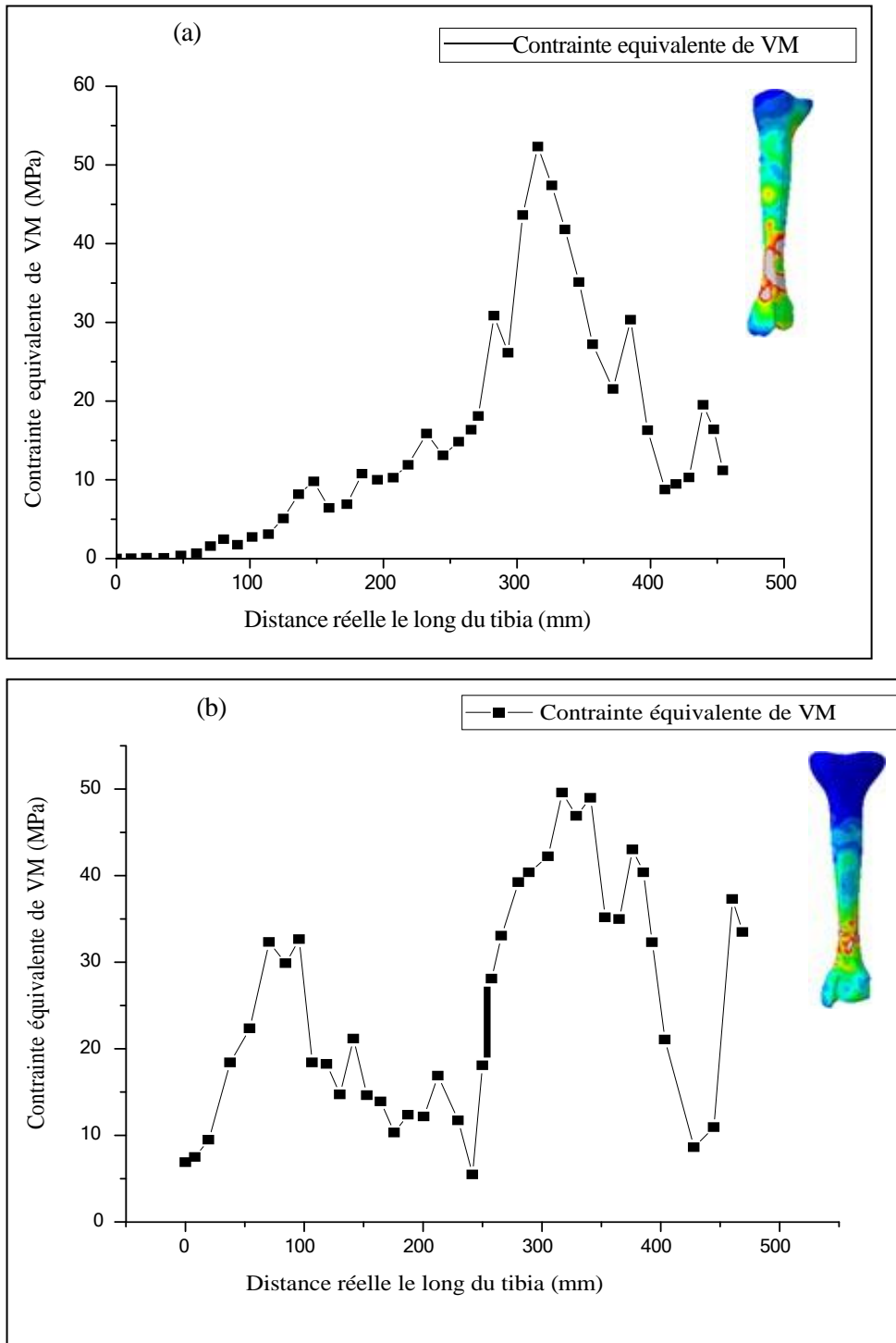


Figure 14 : Variation de la contrainte équivalente le long de tibia.

Pour le développement de cette étude nous avons analysé l'intensité de la contrainte équivalente de von Mises dans les zones qui reçoivent une intensité maximale sous l'effet d'un choc mécanique, exercé sur la face latérale de l'os et de tibia. La distribution de la contrainte résultant de cette analyse est représentée sur la **figure 14**.

Rappelons dans ce cas que les contraintes ont été déterminées du haut vers le bas de l'os. Pour une vitesse $v = 60$ m/s et 80 m/s, la contrainte la plus significative dans l'os est localisée sur sa partie proximale, zone où est exercé le choc mécanique sur l'os. Loin de cette zone la contrainte tend à se relaxer totalement. La partie d'application de l'effort est le siège de concentration de contrainte. Le niveau des contraintes dans cet organe vivant est extrêmement élevé et peut atteindre un seuil critique par effet d'entaille et pouvant entraîner l'endommagement de l'os. En effet, les zones de contact sont le siège de forte concentration de contraintes.

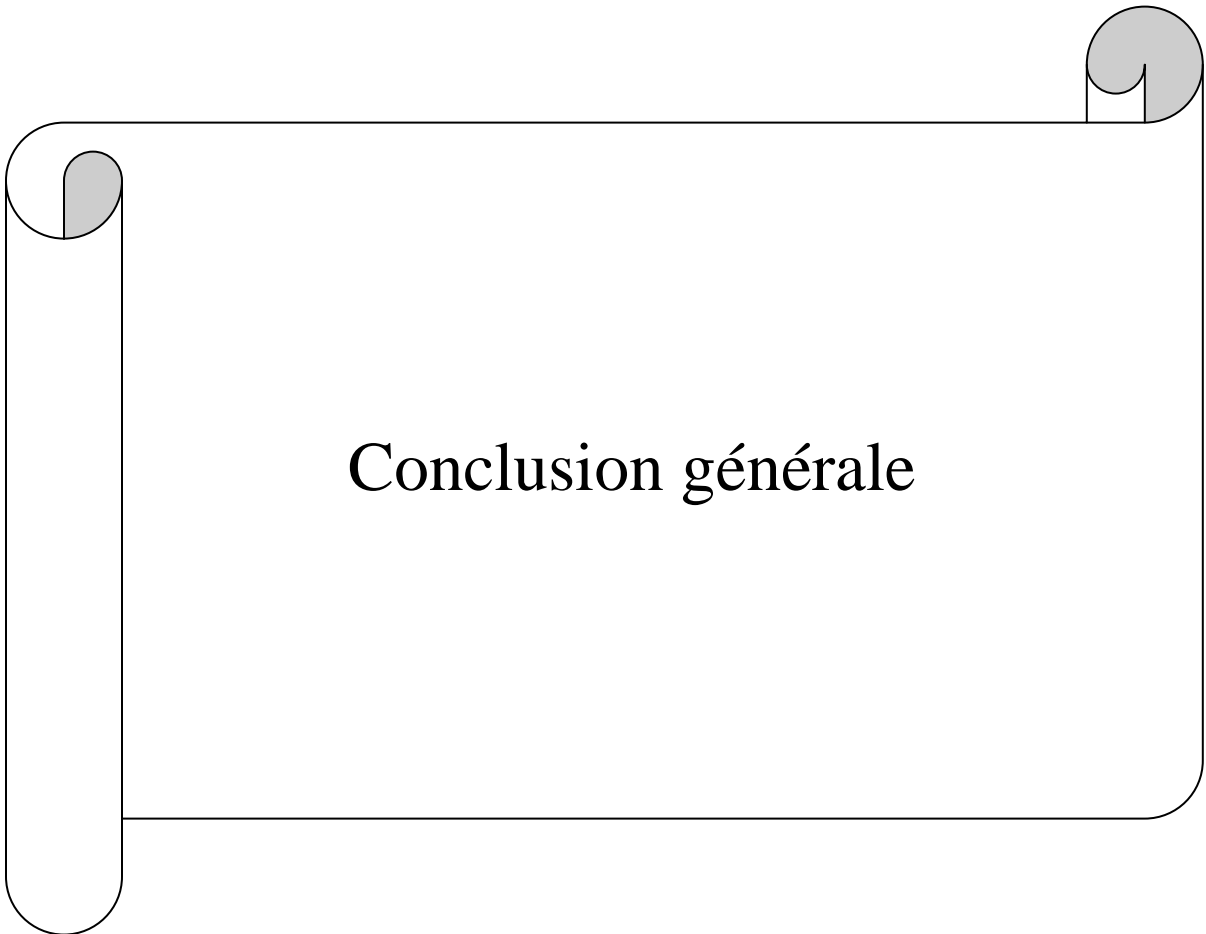
Les résultats obtenus pour $v = 100$ m/s montrent qu'un choc mécanique exerce sur la partie distale de l'os induit, dans cet organe des contraintes beaucoup plus importantes que celui appliqué sur les autres parties. Les contraintes localisées dans l'os sont largement supérieures au seuil de rupture et peuvent être fatales pour la structure de tibia.

III. 8 Conclusion :

Les résultats obtenus dans ce travail montrent que :

- Le projectile à bout aigu engendre des contraintes locales de très forte intensité concentrées sur des zones plus étendues dans l'os cortical et dans la zone proximale et distale.
- Les contraintes les plus fortes sont localisées dans la zone de forte interaction avec le tibia.
- Le projectile de forme sphérique engendre des contraintes de von Mises moins intenses que celles induites par un projectile de forme aiguë.
- Les contraintes engendrées lors de la collision projectile bout aigu -os, conduisent à la ruine de tibia par fracture de l'os cortical. Ce risque est d'autant plus probable que la qualité osseuse est médiocre.

- Pour une vitesse $v= 60$ m/s et 80 m/s, la contrainte la plus significative dans l'os est localisée sur sa partie proximale, zone où est exercé le choc mécanique sur l'os. Loin de cette zone la contrainte tend à se relaxer totalement.
- Le niveau des contraintes dans cet organe vivant est extrêmement élevé et peut atteindre un seuil critique par effet d'entaille et pouvant entraîner l'endommagement de l'os. En effet, les zones de contact sont le siège de forte concentration de contraintes.



Conclusion générale :

Cette étude approfondie sur l'impact biomécanique du tibia révèle que les projectiles à bout aigu induisent des contraintes locales extrêmement élevées, concentrées principalement dans l'os cortical, notamment aux zones proximale et distale. Ces contraintes peuvent potentiellement causer la rupture de l'os cortical, surtout en présence d'une qualité osseuse inférieure. En revanche, les projectiles sphériques génèrent des contraintes de von Mises moins intenses.

Nos résultats mettent en lumière l'importance critique de la qualité osseuse et des propriétés des biomatériaux dans la prévention des fractures lors d'impact. Ils offrent des perspectives prometteuses pour l'amélioration des pratiques cliniques et le développement de nouveaux matériaux orthopédiques visant à renforcer la résistance osseuse face aux traumatismes.

References bibliographique :

- [88] N. Naidoo, L. Lazarus, N. O. Ajayi, and K. S. Satyapal, “Antropometría de la tibia del negro Adulto: Un Estudio Sudafricano,” *Int. J. Morphol.*, vol. 33, no. 2, pp. 600–606, 2015, doi: 10.4067/S0717-95022015000200030.
- [89] O. I. Akinmokun, “Anthropometric Study of Adult Tibia Bone for Pre-Operative Determination of Length of Intramedullary Nail,” *East African Orthop. J. EAOJ*, vol. 14, no. March, pp. 14–21, 2020.
- [90] N. Tippanagoudar and K. G. L. Anantha, “Finite element analysis of tibia bone,” *Int. J. Eng. Sci. Comput.* December 2018, vol. 8, no. 12, pp. 19534–19537, 2018.
- [91] S. H. Kim, S. H. Chang, and H. J. Jung, “The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues,” *Compos. Struct.*, vol. 92, no. 9, pp. 2109–2118, 2010, doi: 10.1016/j.compstruct.2009.09.051.
- [92] H. Cohen et al., “The influence of impact direction and axial loading on the bone fracture pattern,” *Forensic Sci. Int.*, vol. 277, pp. 197–206, 2017, doi: 10.1016/j.forsciint.2017.05.015.
- [93] Z. Li et al., “Finite element analysis of pedestrian lower limb fractures by direct force: The result of being run over or impact?,” *Forensic Sci. Int.*, vol. 229, no. 1–3, pp. 43–51, 2013, doi: 10.1016/j.forsciint.2013.03.027.
- [94] C. Untaroiu et al., “Correlation of Strain and Loads Measured in the Long Bones with Observed Kinematics of the Lower Limb during Vehicle-Pedestrian Impacts,” *SAE Tech. Pap.*, vol. 2007-October, no. October, pp. 1–35, 2007, doi: 10.4271/2007-22-0018.

- [95] T. A. Kress and D. J. Porta, "Characterization of Leg Injuries From Motor Vehicle Impacts," *Esv*, pp. 1–14, 2001.
- [96] T. Xiao, L. Zhang, and S. Ma, "Finite Element Analysis of Mice Tibia under Impact Loading," *Commun. Comput. Inf. Sci.*, vol. 327, no. PART 2, 2012, doi: 10.1007/978-3-642-34396-4.
- [97] M. W. J. Arun, A. Chawla, and S. Mukherjee, "Estimating Dynamic properties of long bones under impact bending using inverse finite element method".
- [98] S. Bachmann, D. H. Pahr, and A. Synek, "A Density-Dependent Target Stimulus for Inverse Bone (Re)modeling with Homogenized Finite Element Models," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 5, pp. 925–937, 2023, doi: 10.1007/s10439-022-03104-x.