



THESE



Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL-ABBES
FACUTLTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE: GÉNIE MÉCANIQUE
Option: MÉCANIQUE DES MATERIAUX

Présentée par Monsieur :

Zagane Mohammed El Sallah

**SIMULATION NUMÉRIQUE DE LA FRACTURE DU FÉMUR
SOUS CHARGEMENT STATIQUE ET DYNAMIQUE**

Directeur de Thèse :

Mr. Benbarek Smaïl

Soutenue :

Devant la commission d'Examen

- JURY-

Président :

Bachir Bouiadjra Balabbes

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

Examineurs :

Fekirini Hamida

MCA

Université de de sidi Bel-Abbés

Bouziane Mohamed Mokhtar

MCA

Université de Mascara

Directeur de thèse :

Mr. Benbarek Smaïl

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

2016/2017

بسم الله الرحمن الرحيم

« سبحانك لا علما

لنا

إلا ما علمتنا إنك

أنت العظيم الحكيم »

صدق الله العظيم

Remerciements

Louange à ALLAh, Seigneur de l'univers, pour m'avoir donné la force, le courage et la patience d'accomplir cette tâche.

Je souhaiterais tout d'abord remercier mon directeur de thèse, le professeur Benbarek Smail, qui m'a permis de mener à bien ce travail de thèse et m'a encadrée pendant toutes ces années. Je le remercie pour avoir partagé sa connaissance des éléments finis, mais aussi pour sa patience et son énergie.

Je tiens tout d'abord à remercier le chef laboratoire LMPM monsieur le professeur Serier Boualem.

Je voudrais aussi remercier les membres du jury Dr Bouziane Mohamed Mokhtar et Dr Fekrini Hamida pour avoir accepté d'être rapporteurs pour ce travail de thèse, ainsi que pour leurs remarques pertinentes. Un grand merci à Pr Belabbes Bachir Bouiadjra, pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury. Ma plus grande reconnaissance va à Dr Sahli Abderahmen qui m'a fait profiter de ses compétences et de son expérience dans le domaine de la biomécanique. Mais aussi et surtout pour son encadrement discret et efficace et pour son soutien dans les moments plus difficiles.

Je voudrais remercier Dr Benouis Ali, qui m'ont aidé à avancer dans mes travaux, notamment sur la modélisation numérique.

Mes travaux de thèse ont été effectués au Laboratoire Mécanique Physique des Matériaux LMPM. Je tiens à exprimer ma gratitude aux Enseignants Membres de ce laboratoire, Cherfi Mohammed, Rafess Sid ahmed, zahi rachid, Mhidi abde el kader, Bounoa nourdune....., qui par leur aide scientifique ont permis la réalisation de ce travail.

Enfin j'exprime toute ma gratitude à ma famille et mes amis, sans lesquels cette thèse n'aurait pas pu être possible.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Ma mère, mes sœur, ma femme et à mon fils Djillali , je les souhaite une longue vie et saine. A toutes ma famille scientifique.

Enfin, à tous mes amis (proches et loins).

اللهم صل على محمد، وعلى أهل بيته، وعلى أزواجه وذريته كما صليت على آل إبراهيم، إنك حميد مجيد، وبارك على محمد، وعلى آل بيته، وعلى أزواجه وذريته؛ كما باركت على آل إبراهيم، إنك حميد مجيد.

Zagane Mohammed El Sallah

Résumé :

L'os est un matériau vivant avec une structure hiérarchique complexe qui lui confère des propriétés mécaniques remarquables. L'os subit perpétuellement des contraintes mécaniques et physiologiques, ainsi sa qualité et sa résistance à la fracture évoluent constamment au cours du temps à travers le processus de remodelage osseux. La qualité osseuse est non seulement définie par la densité minérale osseuse mais également par les propriétés mécaniques ainsi que la microarchitecture. Le but de ce travail est de modéliser la fracture de l'os du fémur sous une sollicitation quasi statique et dynamique afin de créer un modèle numérique simulant les fractures de cet organe due à un accident. Pour atteindre cet objectif, une démarche a été adoptée. La première phase consiste à décrire les constituants élémentaires de l'os. La deuxième phase a pour objectif la modélisation par la méthode des éléments finis du comportement mécanique de la structure osseuse et pour prédire les fractures du fémur. La modélisation se réalisera grâce au code de calcul d'éléments finis ABAQUS.

Mot clé :

Élément finié; Biomécanique; Fémur; Endommagement; Fracture; statique et dynamique.

Abstract :

Bone is a living material with a complex hierarchical structure that gives it remarkable mechanical properties. The bone constantly undergoes mechanical and physiological stresses, so its quality and its resistance to fracture evolve constantly over time through the process of bone remodeling. Bone quality is defined not only by bone mineral density, but also by mechanical properties and microarchitecture. The purpose of this work is to model the fracture of the bone of the femur under a quasi static and dynamic stress in order to create a numerical model simulating the fractures of this organ due to an accident. To achieve this objective, an approach has been adopted. The first phase consists in describing the elementary constituents of the bone. The second phase aims at the modeling by the finite element method of the mechanical behavior of the bone structure and to predict the femur fractures. The modeling will be done using the calculation code ABAQUS.

Keyword :

Finite element; Biomechanics; Femur; Damage; Fracture; Static and dynamic.

ملخص :

العظم هو مادة حية مع بنية هرمية معقدة التي يعطيها خصائص ميكانيكية رائعة. تمر العظام باستمرار بالقيود الميكانيكية والفسولوجية، والجودة. مقاومة الكسر تتطور باستمرار مع مرور الوقت من خلال عملية إعادة تشكيل العظام. لم يتم تعرف على نوعية العظم فقط من كثافة المعادن في العظام ولكن أيضا من قبل الخواص الميكانيكية والمعمارية المصغرة. والغرض من هذا العمل هو على غرار كسر في عظم الفخذ في حمولة شبه ثابتة وديناميكية لخلق نموذج رقمي يحاكي كسور في هذا العضو بسبب حادث. المرحلة الأولى وصف المكونات الأولية للعظم. وتهدف المرحلة الثانية إلى النمذجة باستخدام طريقة العناصر المحدودة من السلوك الميكانيكي للبنية العظام وللتنبؤ بكسور عظم الفخذ. تحقق النمذجة من خلال برنامج العناصر المحدودة .ABAQUS

الكلمات المفتاحية :

العناصر المحدود؛ الميكانيك الحيوية؛ عظم الفخذ؛ الضرر؛ كسر؛ ثابتة والديناميكية.

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE.....1

CHAPITRE I. STRUCTURE ET HISTOLOGIE OSSEUSE

I .1.INTRODUCTION.....3

I .2.Architecture osseuse.....4

I .2.1 Les os longs.....5

I .2.2 Les os plats6

I .2.3 Les os courts6

I .2.4 Les os irréguliers.....6

I .3.Microarchitecture osseuse9

I .3.1.Structure de l'os9

I .A.L'os cortical9

I .B.L'os trabéculaire11

I .4.Histologie de l'os11

I .4.1.Cellules osseuses11

I .4.1.Cellules ostéogène12

I .4.1.Cellules ostéoblastes12

I .4.1.Cellules ostéoclastes12

I .4.1.Cellules ostéocytes12

I .5.CARACTERISATION MECANIQUE DE L'OS.....13

I .5.1.Résistance à la traction15

I .5.2.Résistance à la compression16

I .5.3.Résistance au cisaillement.....17

I .5.4.Résistance à la flexion17

I .5.5.Résistance à la torsion18

I .6.CARACTERISATION EXPERIMENTALE DE L'OS CORTICAL.....18

I .6.2.Etude de Blaimont19

I .6.3.Etude de Lindhal et Lindgren21

I .6.4.Etude d'Evans21

I .6.5.Etude de Dong et Guo23

I .6.6.Etude de Duchemin24

I .6.7.La balance de PAWELS.....26

CHAPITRE II. GÉNÉRALITÉS SUR LES FRACTURES DU FÉMUR

II.1.INTRODUCTION.....28

II .2.Anatomiques du fémur.....	28
<i>II .2.1.Axe de la diaphyse fémorale.....</i>	<i>29</i>
II .3.Descriptive du tissu osseux du fémur	30
II .3.A.Partie proximale	30
<i>II .3.A.1 La tête</i>	<i>30</i>
<i>II .3.A.2.Le col</i>	<i>31</i>
<i>II .3.A.3. Les trochanters</i>	<i>31</i>
<i>II .3.A.4. Grand trochanter</i>	<i>31</i>
<i>II .3.A.5. Petit trochanter</i>	<i>32</i>
<i>II .3.A.6.Tubercule</i>	<i>32</i>
<i>II .3.A.7.Ligne intertrochantérique.....</i>	<i>32</i>
II.3.B. Partie diaphysaire.....	33
<i>II .3.B.1.Face antérieure.....</i>	<i>33</i>
<i>II .3.B.2.Face postéro- latérale.....</i>	<i>33</i>
<i>II .3.B.3.Face postéro- médiale</i>	<i>33</i>
<i>II .3.B.4.Bords latéral et médial.....</i>	<i>33</i>
<i>II .3.B.5. Bord postérieur ou ligne âpre</i>	<i>33</i>
II .3.C.Partie distale	33
<i>II .3.C.1. La surface patellaire.....</i>	<i>34</i>
<i>II .3.C.2. La surface patellaire.....</i>	<i>34</i>
<i>II .3.C.3.Les condyles</i>	<i>34</i>
<i>II .3.C.4.Le condyle médial</i>	<i>34</i>
<i>II .3.C.5. Le condyle latéral</i>	<i>34</i>
II 4.Caractéristiques mécaniques de l'os cortical.....	35
II .5.CARACTERISATION MECANIQUE DE LA RUPTURE.....	36
<i>II .5.1 A L'ECHELLE DE L'OS.....</i>	<i>37</i>
<i>II .5.2 A L'ECHELLE MICROSCOPIQUE.....</i>	<i>37</i>
<i>II .5.2.1 DE L'OS COMPACT.....</i>	<i>37</i>
II .6.Mécanismes de résistance à la fracture osseuse.....	37
II .7.CONTRAINTE SUPPORTÉES PAR LES OS.....	39
<i>II .7.1.Réponse élastique.....</i>	<i>39</i>
<i>II 7.2.Réponse en plastique.....</i>	<i>40</i>
<i>II 7.3.Force.....</i>	<i>40</i>
II .8.DEFINITION DES FRACTURES.....	41
<i>II .5.1.DEFINITION</i>	<i>41</i>
<i>II .5.2.MECANISMES</i>	<i>41</i>
<i>II .5.A.Choc direct</i>	<i>41</i>
<i>II .5.B.Choc indirect</i>	<i>41</i>

II .8.A. Selon le type de la fracture	41
II .8.A.1.Fracture simple	41
II .8.A.2.Fracture spiroïde simple ou double	42
II .8.A.3.Fracture à troisième fragment	43
II .8.A.4.Fracture bifocal	43
II .8.A.5.Fracture comminutive.....	44
II .8.B. Selon le siège de la fracture	44
II .8.B.1.Fractures hautes	44
II .8.B.2.Fractures médiadiaphysaires	45
II .8.B.3.Fractures basses	45
II .9.BIOMECHANIQUE DES FRACTURES	45
II .9.1.Fracture de fatigue.....	45
II .9.2.Fracture et niveau d'énergie	45
II .9.3.Fractures sur défectuosité osseuse	46
II .9.4.Fracture et contrainte	46
II .9.5.Fracture en traction.....	46
II .9.6.Fracture en cisaillement.....	46
II .9.7.Fracture en flexion.....	47
II .10.ETIOLOGIE DES FRACTURES	47
II .11.LES DEFFERENTES PARTIES DES FRACTURES DU FEMUR	47
II .11.1.FRACTURES DE L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR	47
II .11.1.1Les fractures de la tête du fémur	48
II .11.2.2.Les fractures du col du fémur.....	48
II .11.2.3.Classification de GARDEN	48
II .11.2.4.Classification de DELBET	50
II .11.2.5.Classification de PAUWELS	50
II .11.2.6.Classification de LAMARE	51
II .11.2.FRACTURES TROCHANTERIENNES DU FEMUR	52
II .11.2.A.FRACTURES STABLES	52
II .11.2.A.1.Fractures cervico-trochantériennes	52
II .11.2.A.2.Fractures pertrochantériennes simples	52
II .11.2.B.FRACTURES INSTABLES	53
II .11.2.B.1.Fractures pertrochantériennes complexes	53
II .11.2.B.2.Fractures sous trochantériennes	53
II .11.2.B.3.Fracture trochantéro –diaphysaires	53
II .12.FRACTURE DE LA DIAPHYSE FEMORALE	54
II .12.1.Classification de Winqvist et Hansen	55
II .12.2.Classification de l'AO	55

II .8.FRACTURE DE L'EXTRIMITE INFERIEURE DU FEMUR.....	57
<i>II .8.1.FR SUPRA CONDYLIENNE ET SUS INTER CONDYLIENNES</i>	<i>57</i>
<i>II .8.2.Siège : le trait du FR permet de différences</i>	<i>85</i>
<i>II .8.3.Comminution</i>	<i>58</i>
<i>II .8.4.SOFCOT 1998</i>	<i>58</i>
<i>II .8.5.FR UNICONDYLIENNES</i>	<i>58</i>
<i>II .8.6.Classification COSACESCO –TRILLAT</i>	<i>59</i>
<i>II .8.7.Classification LETENNEUR</i>	<i>59</i>

CHAPITRE III . MODÉLISATION DE LA FRACTURE SOUS CHARGEMENT
STATIQUE

III .1.INTRODUCTION.....	61
III .2.Modélisation tridimensionnelle	61
<i>III .2.1.Model géométrique.....</i>	<i>61</i>
<i>III .2.2.Propriété mécanique</i>	<i>63</i>
III .3.Condition de chargement.....	64
<i>III .3.1.Maillage</i>	<i>65</i>
III .4.La méthode des éléments finis étendu (X-FEM)	66
III .5.RÉSULTATS ET ANALYSE	69
III .5.DISTRUBITION DES CONTRAINTEDANS L'OS	69
III .5.1.a Premier cas de chargement	69
• <i>Contrainte équivalente.....</i>	<i>69</i>
• <i>Contrainte σ_{xx}.....</i>	<i>70</i>
• <i>Contrainte σ_{yy}.....</i>	<i>70</i>
• <i>Contrainte Principale Maximale.....</i>	<i>71</i>
III.5.1.b Effet de la direction de la charge sur répartition des contrantes dans l'os.....	72
• <i>Contrainte équivalente.....</i>	<i>72</i>
• <i>Contrainte principale maximale.....</i>	<i>73</i>
III.5.1.c Effet de type de matériaux (Isotrope ou Orthotrope) de l'os cortical sur répartition des contraintes dans l'os.....	74
• <i>Contrainte équivalente.....</i>	<i>74</i>
• <i>Contrainte Principale Maximale.....</i>	<i>76</i>
III.6. Résultat de la fracture du fémur par X-FEM.....	77

CHAPITRE IV . MODÉLISATION DE LA FRACTURE SOUS CHARGEMENT
DYNAMIQUE

IV .1.INTRODUCTION	81
IV .2.Scénario de la force exercée sur le fémur durant le choc	82
IV .3.Comportement de l'os sous chargement dynamique	82
<i>IV .3.1.Loi de Johnson-Cook</i>	83
IV .4.Modélisation	85
<i>IV .4.1.Assemblage</i>	85
<i>IV .4.2.Propriété mécanique du modèle</i>	87
<i>IV .4.3.Condition aux limites</i>	87
<i>IV .4.4.Maillage</i>	88
IV .5.RÉSULTATS ET DISCUSSION	88
<i>IV .5.1.Distribution des contraintes équivalentes dans l'os durant l'impact</i>	88
<i>IV .5.2.Simulation de la fracture du fémur sous chargement dynamique</i>	90
IV .6.Validation du modèle numérique	94

CHAPITRE V. FRACTURE DU FEMUR APRES IMPLANTATION D'UNE PTH

V .1.INTRODUCTION	95
V .2.Modélisation tridimensionnelle	95
<i>V .2.1.Model géométrique</i>	95
<i>V .2.2.Propriété mécanique</i>	96
<i>V .2.3.Condition aux limites</i>	97
<i>V .2.4.Maillage</i>	98
V .3.Resultats et discussions	99
<i>V .3.1.Distribution des Contraintes équivalentes dans le modèle</i>	99
• <i>Contrainte dans le ciment</i>	99
• <i>Contrainte dans l'implant</i>	100
• <i>Contrainte dans l'os cortical</i>	100
• <i>Contrainte principale maximale</i>	101
• <i>Directions principales maximales</i>	102
V.4. Fracture du fémur avec implant	103
CONCLUSION GENERALE	105
Glossaire	107
Table des figure	109
Liste des tableaux	113
Références bibliographique	114

Introduction générale

La modélisation biomécanique est nécessaire pour bien comprendre le corps humain sous différents aspects : anatomique, mécanique, biologique, clinique, biomédicaleetc. Le corps humain est un système très complexe et évolutif.

L'analyse du comportement des différents membres du corps humain est très compliquée vue la complexité de ses membres et ses différents mouvements. Donc, l'utilité de la modélisation du corps humain par les éléments finis est une technique très fréquente pour l'analyse statique et dynamique des différents membres du corps humain.

La fonction essentielle des membres inférieurs est la locomotion, aussi bien dans la vie quotidienne que dans les activités récréatives et sportives c'est-à-dire que la cuisse, les jambes et les pieds supportent tout le poids du corps en position debout et de permettre aussi la mobilité.

Les fractures ont des caractéristiques et des évolutions très différentes en fonction de leur localisation sur le squelette (os plats, os longs, os courts) et en fonction de leur situation au niveau de l'os lui-même (diaphyse, métaphyse ou épiphyse).

Les fractures du fémur sont relativement fréquentes; elles représentent environ 3 - 5% de toutes les fractures du squelette humain, elles sont considérées parmi les lésions les plus fréquemment rencontrées en traumatologie. Elles représentent un véritable problème de santé publique. Environ 1.6 million de fractures de la hanche se produisent chaque année dans le monde, d'ici 2050 ce nombre pourrait atteindre entre 4,5 millions et 6,3 millions [1,2].

L'augmentation des incidences des fractures du fémur est de l'ordre de 1 à 3% par an dans la plupart des régions du monde aussi bien pour les hommes que pour les femmes [3,4]. Le risque d'avoir une fracture du fémur pour une femme de 50 ans est trois fois plus élevé que pour un homme [4,5,6]. L'incidence de telles fractures croît avec l'âge de manière exponentielle [7,8].

L'objectif de la présente étude consiste à analyser et à simuler la fracture des membres inférieurs (fémur) sous l'effet de la charge simulant une chute naturelle ou une autre chute latérale.

La modélisation dynamique permet d'étudier le comportement de l'être humain en situation de choc dans les domaines de l'automobile. Cette modélisation compte parmi de nombreuses actions visant à améliorer le design de l'environnement intérieur des moyens de transport de l'être humain au cours d'un chargement de type impact. Une prédiction fiable du comportement corporel en cas d'accident s'avère indispensable pour pouvoir renforcer la fiabilité des véhicules et limiter les risques lésionnels dont les conducteurs sont exposés.

En effet, cette thèse contient Cinq chapitres, une introduction et une conclusion générale plus les références bibliographiques.

Le premier chapitre présente une recherche bibliographique permettant de poser les bases scientifiques concernant l'architecture, la composition et les processus formation et de résorption du tissu osseux.

Le deuxième chapitre présente une description des différentes formes de fracture du fémur ainsi qu'une analyse bibliographique sur le comportement mécanique des différents types d'os (Corticale et Spongieux).

Dans le troisième chapitre est accomplie une analyse statique de la fracture du fémur par la méthode des éléments finis étendue (X-FEM) sous chargement statique. Cette méthode personnalisée sert à prédire les fractures des os longs. Un modèle de prédiction de fracture doit fournir aux cliniciens et des thérapeutes une représentation précise de ce que les conditions de chargement peuvent provoquer comme fractures chez l'homme, ainsi que l'emplacement de la fracture et son type.

Tandis que dans le quatrième chapitre une analyse par EF est réalisée pour détecter et identifier l'emplacement de la fracture dans le fémur sous chargement dynamique. Un critère a été développé capable de décrire le processus de fracturation progressive jusqu'à la rupture complète du fémur pour différentes vitesses d'impact et identifier les régions à risque de fracture dans le fémur.

Finalement et dans le cinquième chapitre une modélisation de la fracture du fémur après implantation d'une PTH (Modèle Charnley CMK3) est accomplie par la méthode des éléments finis étendue (X-FEM) sous sollicitation statique pour localiser l'emplacement de la fracture dans l'os corticale sous différents types de chargements.

Enfin, une conclusion générale où les résultats sont discutés ainsi que des perspectives sur l'importance de l'analyse numérique par éléments finis tridimensionnelle pour l'étude du comportement du corps humain et les fractures de l'os cortical du fémur sous chargement statique et dynamique.

Chapitre I

I.1.INTRODUCTION

Le squelette humain est composé de 204 os articulés qui assurent plusieurs fonctions essentielles.

Les os peuvent être classés en fonction de leur emplacement, forme, taille et structure. En fonction de l'emplacement, les os peuvent être divisés en deux composantes, le squelette axial et le squelette appendiculaire. Le squelette axial forme l'axe central du corps. Il se compose des os du crâne, la colonne vertébrale et la cage des côtes. Le squelette appendiculaire se compose des os charnus supérieurs (bras, avant-bras et mains soutenus par les ceintures pelviennes) et des os des membres inférieurs (figures I-1).

Ces os constituent la charpente du corps, sur laquelle les muscles et les autres structures pourront se fixer. Ils assurent également une fonction de protection pour certains organes, comme ceux qui sont situés dans la cage thoracique (cœur, poumons, etc.) et facilitent le mouvement. Les os sont aussi impliqués dans la formation des cellules sanguines, le métabolisme du calcium et le stockage de minéraux.

L'os est un matériau complexe de par son architecture, sa composition et son fonctionnement métabolique. En effet en tant que matériau vivant, l'os est soumis à de nombreuses contraintes mécaniques et physiologiques. Ces contraintes vont alors servir de critères pour initier l'adaptation osseuse. Ce chapitre a pour but de présenter et de caractériser la structure, la composition et les principes de formation/résorption osseux. Ainsi les différents types d'architectures osseuses seront détaillés, permettant d'identifier les caractéristiques de chacune. Ensuite le détail de leur composition sera abordé dans le but de connaître les éléments influant sur sa solidité, sa souplesse et son altération (vieillesse). Puis l'histologie de l'os sera traitée et permettra de caractériser les principales cellules intervenantes dans la dynamique de la formation et du remodelage osseux. Pour finir, avant de parler du principe et du fonctionnement du remodelage osseux en lui-même, les différents processus de formation et résorption osseux vont être développés pour permettre une meilleure compréhension du rôle de chacune des cellules intervenant dans la formation et la résorption osseuse.

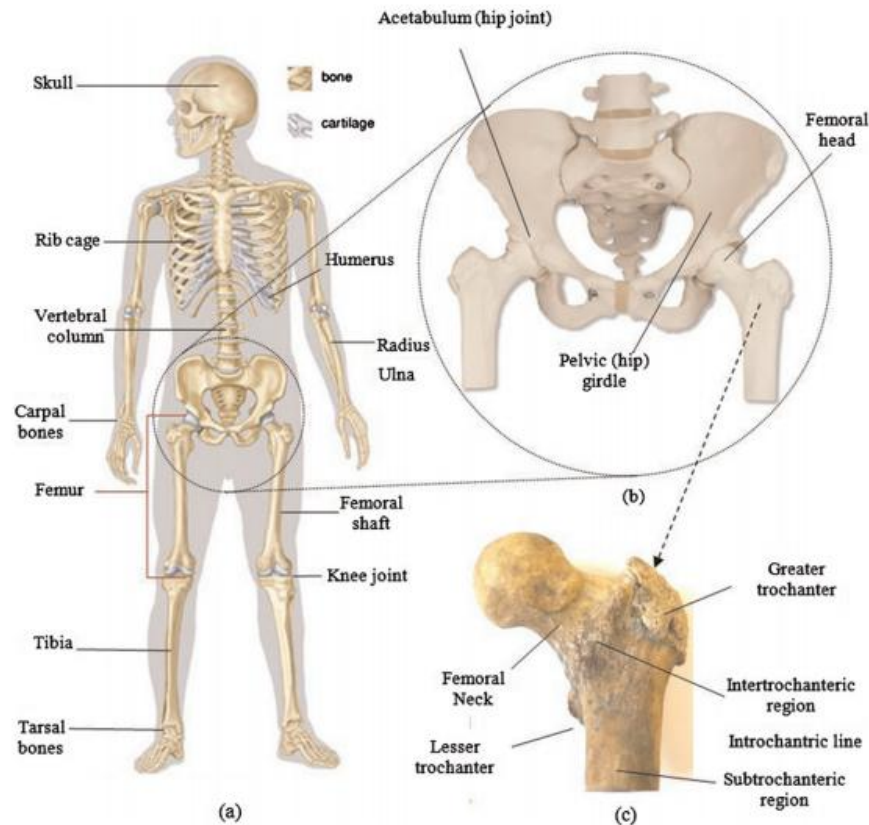


Figure I-1 Corps squelettique humain: (a) système squelettique humain; B) les os de la hanche et du bassin; Et (c) l'anatomie du fémur proximal humain.

I.2.Architecture osseuse :

L'os est un tissu hautement organisé, au système métabolique très actif. Il est constitué de deux parties principales : l'une minérale (ou inorganique) représentant 65% de sa masse totale, composée majoritairement de cristaux d'hydroxyapatites $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; et l'autre organique, le collagène représentant 20% de sa masse totale, composé de deux protéines de nature collagéniques et non collagéniques. Les protéines collagéniques de l'os sont principalement de type I (environ 90%). Ce sont des molécules triples hélice disposées de manière à fournir l'élasticité à l'os (Figure I-2). Cet ensemble appelé procollagène constitue la phase organique sécrétée par certaines cellules osseuses et résorbée par d'autres. Elle a la particularité de pouvoir se minéraliser avec le temps, processus qui sera détaillé plus loin.

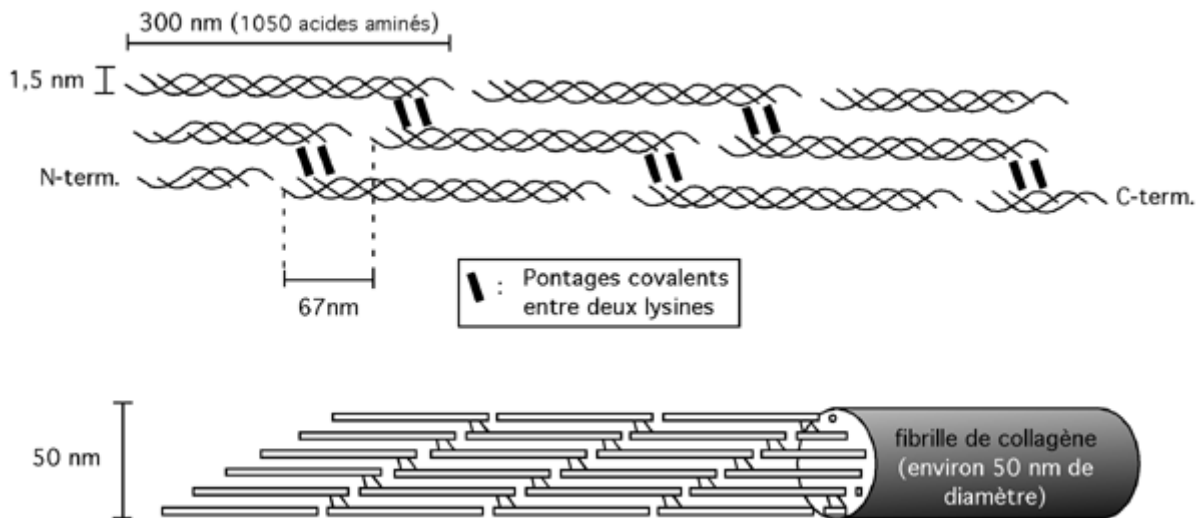


Figure I-2: Structure d'une molécule de collagène [9].

Il existe plus de deux cents types de protéines non collagéniques qui composent de la phase organique de l'os. Elles sont composées, entre autres, d'ostéocalcine synthétisée par les cellules osseuses qui forment l'os, d'ostéonectine qui lie les molécules de collagène avec l'hydroxyapatite et joue un rôle important dans la phase de minéralisation osseuse, et de protéoglycan dont le rôle n'a pas encore totalement été élucidé. Le reste (environ 15%) étant formé d'eau et de divers autres composants. Le système osseux a deux missions essentielles. La première est d'ordre mécanique puisqu'elle consiste en une structure rigide (le squelette) servant de support à nos muscles afin de nous permettre de nous mouvoir, tandis que la deuxième est physiologique puisqu'elle vise à réguler, entre autres, les taux de phosphate et de calcium (Ca) dans le corps par le biais de l'homéostasie.

Il existe dans le corps des os longs, courts, plats ou irréguliers. Le plus petit est le pisiforme du poignet, de la taille d'un petit pois, et le plus long est le fémur qui peut atteindre 60 cm. que l'on peut distinguer sur la figure I-3 :

- longs
- plats
- courts ou irréguliers

I.2.1. Les os longs

Le fémur comprend comme tous les os longs un fût central, ou diaphyse, et deux extrémités, ou épiphyses, recouvertes de cartilage articulaire.

Autres os longs : clavicule, humérus, radius, cubitus, métacarpiens, phalanges, tibia, péroné (ou fibula), métatarsiens, os des orteils.

I.2.2. Les os plats

L'os pariétal, qui occupe la partie haute de la moitié arrière du crâne, possède deux faces parallèles. Il est relié aux os voisins par des sutures élastiques chez l'enfant et des soudures fixes chez l'adulte.

I.2.3. Les os courts

La rotule et le calcanéum, comme tous les os courts, sont ramassés sur eux-mêmes. La forme des os courts peut être arrondie, pyramidale, ovoïde, cubique ou irrégulière.

I.2.4. Les os irréguliers

Le sphénoïde, situé à la base du crâne, est l'un des os les plus irréguliers du corps avec ses ailes, ses aiguilles ou apophyses et ses fentes autour d'un corps central plus massif. Certains possèdent des cavités ou sinus.

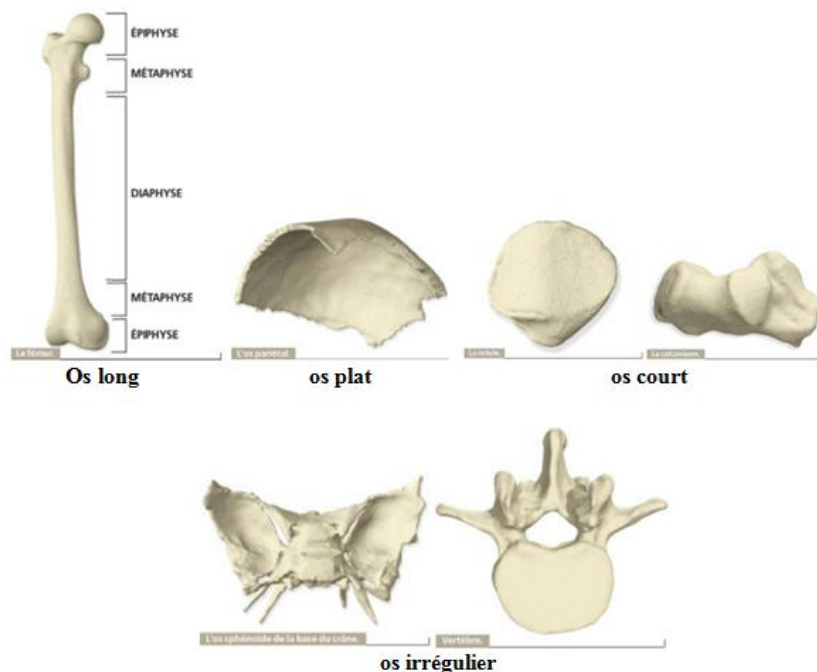


Figure I-3: Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats. [10]

Bien que tous les os aient une structure similaire et donc que le sujet de cette thèse puisse s'appliquer à n'importe quel type d'os, il a été choisi de porter cette étude sur les os longs. Plus précisément le fémur et cela pour plusieurs raisons. Tout d'abord, avec le poignet et les vertèbres le fémur représente l'un des principaux sites de fracture ostéoporotique. Ensuite il

constitue un très bon exemple chirurgical, dans la mesure où les opérations de prothèses de hanches et de genoux se pratiquent directement sur le fémur. De plus, c'est également sur lui que porte la majeure partie des cas d'études du remodelage osseux.

La figure suivante (Figure I-4) illustre les différentes parties qui composent le fémur. On observe que la plupart des termes ont une racine commune qu'est la « physe ». Étymologiquement ce mot vient du grec *fusiv* qui veut dire « naître », « croître ». On comprend donc que la physe désigne la partie originelle

de l'os. De là, on peut alors construire un ensemble de termes autour de cette racine. La diaphyse représente l'allongement de la partie centrale de l'os entourant la cavité médullaire et est comprise entre les deux métaphyses. La métaphyse, elle, représente la partie de l'os comprise entre la diaphyse et l'épiphyse. Elle contient le cartilage permettant à l'os de grandir durant l'adolescence. Une fois l'âge adulte atteint, la ligne épiphylle (Figure I-5) marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphyse. L'épiphyse est faite de tissu trabéculaire et elle s'articule avec les os voisins par l'intermédiaire du cartilage qui l'entoure. On remarque deux métaphyses et deux épiphyses, l'une proximale et l'autre distale, par référence à leur position par rapport au centre du corps. À l'intérieur de l'os, dans la cavité médullaire, est contenue la moelle jaune qui contient, entre autres, les nerfs, les artères et les veines. L'endoste et le périoste représentent respectivement la surface interne et externe de l'os. L'endoste forme la cavité médullaire alors que le périoste enveloppe l'os dans sa totalité, excepté au niveau des articulations. C'est sur le périoste que se fixent les muscles et les ligaments. Il contribue principalement à l'épaisseur et à la croissance de l'os, car il est particulièrement bien vascularisé.

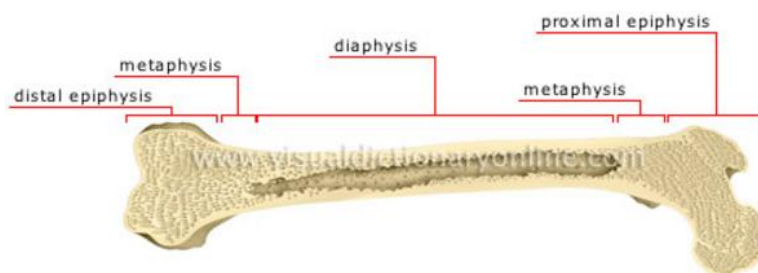


Figure I-4 : Représentation des différentes parties anatomiques qui composent un os long, ici le fémur. La diaphyse représente la partie centrale de l'os. A chaque extrémité on retrouve les métaphyses suivies des épiphyses qui servent de surface articulaire [11].



Figure I-5 : Représentation de la ligne épiphylle sur la partie distale du fémur. La ligne épiphylle marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphyse une fois la croissance achevée.[12]

I.3.Microarchitecture osseuse

À l'échelle cellulaire, il existe deux mécanismes de formation du tissu osseux : les ossifications intra membranaires et enchondrale. Le premier mécanisme, comme son nom l'indique, est chargé de transformer le tissu membranaire en tissu osseux, tandis que le second ossifie le tissu cartilagineux. Durant chacun des deux processus on rencontre deux formes de tissus osseux différents. La première forme est appelée « os primaire » et a la particularité de n'avoir aucune orientation particulière des fibres de collagène ; elle a donc une structure isotrope. Durant la réorganisation et la croissance de l'os, la forme primaire sera progressivement remplacée par l'os secondaire (lamellaire) qui, lui, a la particularité d'avoir une orientation privilégiée des fibres de collagène. Cependant, en fonction de la localisation, on distinguera deux architectures osseuses différentes (Figure I-6) : l'os cortical et l'os trabéculaire (ou spongieux) qui font suite à l'ossification primaire et secondaire.

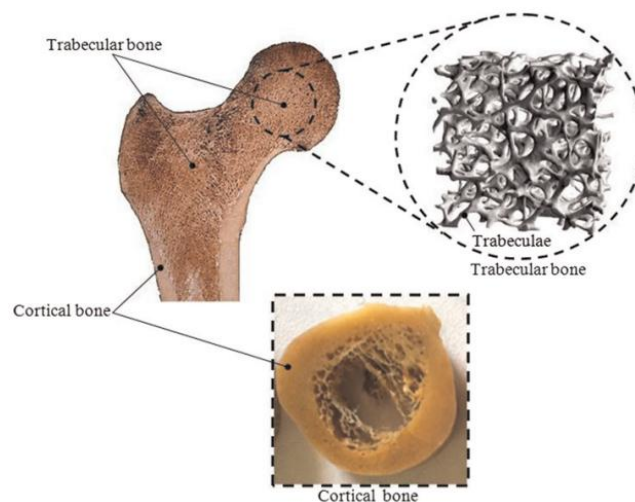


Figure I-6 : Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur [13].

Les propriétés mécaniques de l'os cortical dépendent des propriétés mécaniques de l'ensemble des éléments structurels qui le composent tels : les ostéons (10-500 μ m), les lamelles osseuses (3-7 μ m), cristaux d'apatite (Figure I-7).

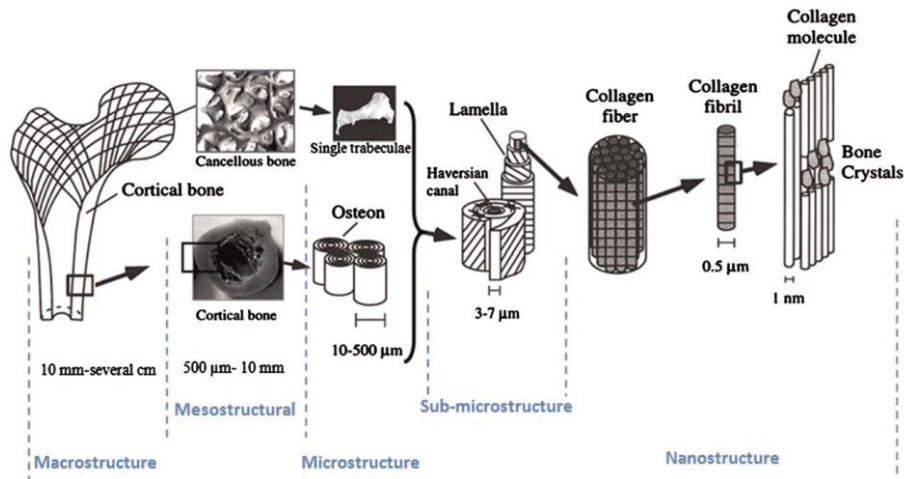


Figure I-7 : Structure hiérarchique de l'os [14].

I.3. Microarchitecture osseuse

I.3.1. Structure de l'os

I.A. L'os cortical

La structure de l'os cortical (Figure I-8) est extrêmement importante pour le fonctionnement du corps. La porosité dans l'os cortical est de 5 à 10%. Il s'agit d'un os rigide extrêmement dense. L'os cortical constitue la coque externe des os, il occupe la périphérie de la diaphyse ou corps des os longs, limitant un canal central de forme allongée dans le sens du grand axe de l'os. Il entre également dans la constitution des os courts et des os plats. Un ostéon est formé par des lamelles osseuses concentriques disposées autour d'un canal haversien par où passent des capillaires sanguins et des filets nerveux. Ces canaux haversiens sont reliés entre eux, avec la surface de l'os et avec la moelle osseuse, par des canaux transversaux ou obliques. Chaque ostéon est aligné parallèlement à l'axe de la diaphyse avec un trajet légèrement hélicoïdal. Entre les ostéons se trouvent des lamelles osseuses provenant d'ostéons plus anciens résorbés, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène [15].

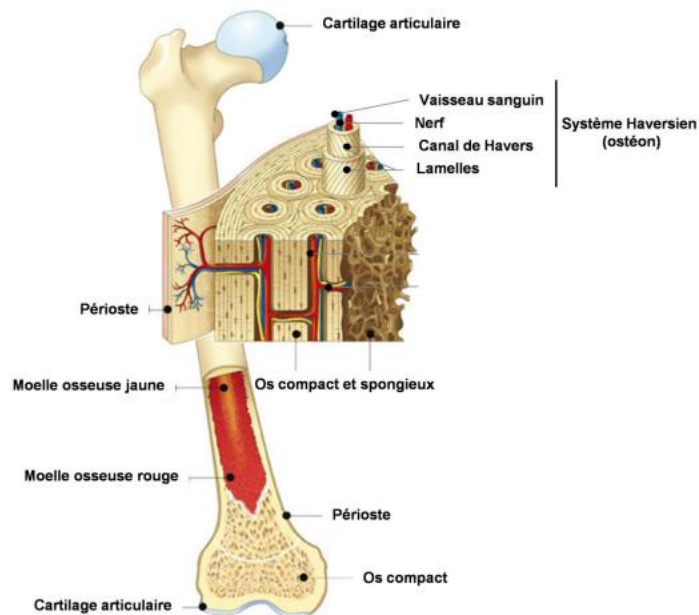


Figure I-8 : Structure et composition de la partie cortical d'un os long.[16]

Les ostéocytes (cellules régulant l'activité osseuse) sont disposés dans des lacunes de manière circconférentielle par rapport aux canaux de Havers et parallèle aux lamelles (Figure I-9). Elles sont interconnectées grâce à leurs cytoplasmes, appelés « filopodia », contenus dans les canalicules de diamètre d'environ 0.1µm.

L'os cortical présente une très faible porosité allant de 0.05 µm à 0.10 µm. Il forme environ 80% du squelette en termes de masse et de volume. On le trouve aussi bien dans les os plats, que dans les os longs entourant l'os trabéculaire.

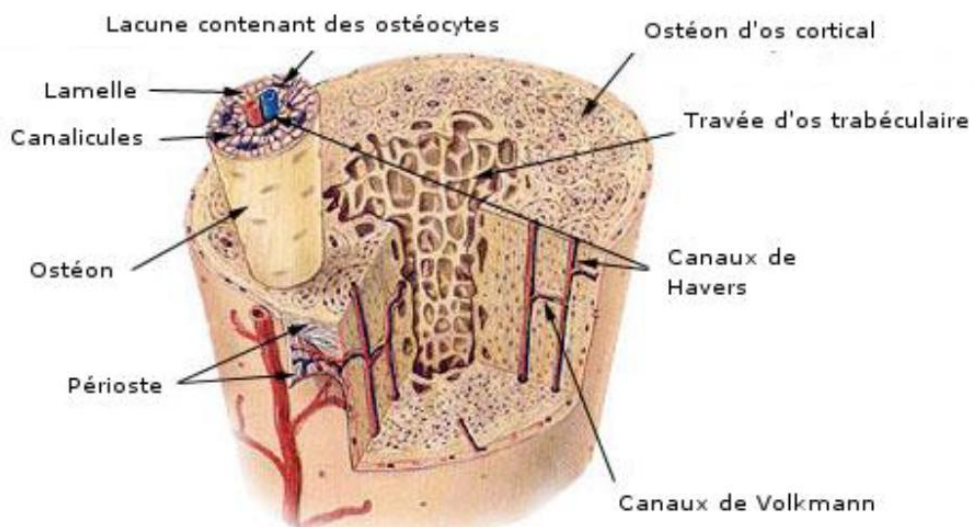


Figure I-9 : Représentation des canaux de Volkmann et de Havers dans l'os cortical. Les canaux de Volkmann sont disposés verticalement et sont connectés entre eux grâce aux canaux de Havers[17].

I.B.L'os trabéculaire

L'os trabéculaire (Figure I-10), appelé encore os spongieux, est une structure très poreuse qui varie entre 0.75 et 0.95. Il est composé d'un enchevêtrement de travées minéralisées d'environ 50 μm d'épaisseur. L'espace entre les travées est comblé par de la moelle osseuse. Cette structure a l'avantage de fournir un maximum de surface pour l'activité métabolique de l'os (le remodelage) ; ce qui illustre parfaitement la loi de Wolff qui prédit une orientation et une adaptation du réseau en fonction des directions des contraintes principales. Ainsi, ce type de réseau permet une forte résistance osseuse sans le handicap de la masse, puisque la limite élastique de l'os trabéculaire ($\sigma_y=84.9 \text{ Mpa}$) n'est que d'environ 15% inférieure par rapport à celle de l'os cortical pour une masse ne représentant que 25% de l'os cortical [18].

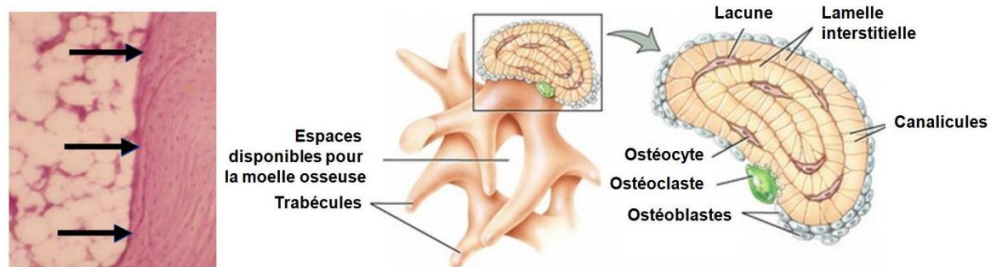


Figure I-10 :Orientation et structure des trabécules osseuses.

L'os étant un matériau vivant, sa structure ainsi que son architecture évoluent au cours de la vie. Ce processus, appelé « remodelage osseux », peut être altéré et amener certaines dégradations de l'architecture osseuse, en particulier l'architecture trabéculaire dont l'activité cellulaire y est plus intense.

I.4.Histologie de l'os

I.4.1. Cellules osseuses

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellule : des cellules ostéogènes, des ostéoblastes, des ostéoclastes et des ostéocytes [19,20] Figures I-11.

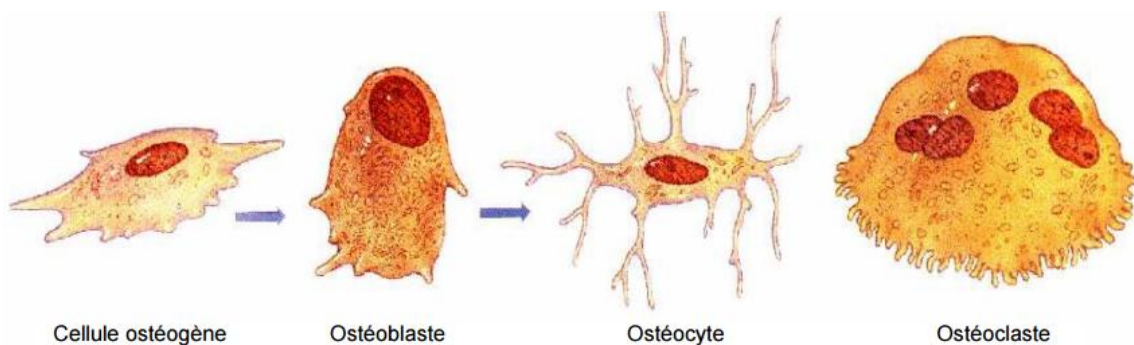


Figure I-11 :Cellules de l'os trabéculaire [19].

I .4.1.1. Cellules ostéogènes

Les cellules ostéogènes (ostéon : os ; génos : origine) sont des cellules non spécialisées qui proviennent du mésenchyme, tissu à partir duquel sont formés tous les tissus conjonctifs. Elles peuvent subir la division cellulaire, ou mitose, puis se transformer en ostéoblastes. Elles se situent à l'intérieur du périoste, dans l'endoste et dans les canaux osseux qui contiennent les vaisseaux sanguins.

I .4.1.2. Cellules ostéoblastes

Les ostéoblastes (ostéons : os ; blastos : germe) sont les cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose. Elles sécrètent le collagène et d'autres composants organiques nécessaires à l'ossification et amorcent la calcification.

I .4.1.3. Cellules ostéoclastes

Les ostéoclastes (ostéon : os ; klastos : brisé) sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Tout comme les ostéoblastes, ces cellules se situent à la surface des travées osseuses (Figure I-11). Ils sont concentrés dans l'endoste et se posent sur la surface de l'os pour assurer la résorption osseuse (destruction de la matrice). Le côté de la cellule en contact avec la surface osseuse forme une bordure ondulée, qui libère des enzymes lysosomiales et des acides puissants. Cette dégradation est incluse dans le processus de développement, de croissance, de maintien et de réparation de l'os.

I .4.1.4. Cellules ostéocytes

Les ostéocytes (ostéon : os ; cyte : cellule) sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes. Comme les ostéoblastes, elles ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os et certains deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice (Figure I-12). Les ostéocytes sont localisés dans des lacunes disposées de manière irrégulières dans les trabécules osseuses, tandis que dans l'os cortical, les lacunes placées en cercles concentriques autour du canal central de l'ostéon [19].

Les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes, notamment l'échange des nutriments et des déchets avec le sang. Le rôle physiologique de ces cellules est encore mal connu, bien que leur rôle important dans le remodelage osseux soit admis.

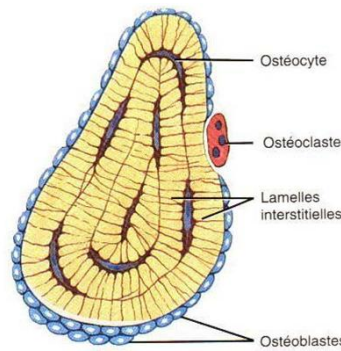


Figure I-12 : Détails d'une coupe de travée osseuse [19].

I.5.Caractéristiques mécaniques de l'os :

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os joue un rôle essentiel pour la compréhension des mécanismes des fractures et pour le choix des méthodes thérapeutiques.

La première structure de l'os a été mise en évidence en 1866. Elle présentait la section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [21]. Cette structure a montré que l'os présente une disposition trabéculaire ordonnée. Cette dernière peut être simulée à un comportement d'une grue de type Fiarbain dont les lignes de contraintes maximales sont connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Une formulation a été prononcée selon laquelle l'os doit supporter le maximum de charge possible [22]. L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [23] énonçait sa loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

Ce n'est que depuis la deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os font l'objet de nouveaux travaux.

Pour leur détermination différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques (traction, compression, flexion etc....);
- Technique des «verniss craquelants» par observation des déformations du revêtement d'un os au cours d'un chargement mécanique;
- Jauges de contraintes;
- Photoélasticité: technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes appliquées. Cette technique souvent utilisée, a encore un intérêt didactique;
- Modèles mathématiques complexes;
- Plus récemment, une analyse par éléments finis permettant de prévoir les contraintes dans une structure complexe a été développée. Cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leurs états et de leurs niveaux résultants de l'application d'une

force isolée [24]. Elle reste, cependant, très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif;

- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

Ces essais ont conduit à des conclusions quasiment similaires que nous pouvons résumer comme suit.

- L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral.

- Le collagène ne présente aucune résistance à la compression, mais une forte résistance à la traction. Une étude a montré que la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est essentiellement due à des modifications du collagène [25].

- La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. Le collagène détermine la résistance en traction de l'os, alors que sa résistance en compression est due à son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites quantités protégé l'os de la propagation de fissures.

La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution elle s'est adaptée aux contraintes. Destinés à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne sont très minéralisés.

L'architecture de l'os en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes.

Les essais cités précédemment ont conduit aux résultats suivants :

- Les caractéristiques mécaniques de l'os dépendent de plusieurs paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement ...etc. La dessiccation augmente la rigidité de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant [26], mais il est plus cassant.

- L'os présente un comportement élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction.

Dès 1847, Wertheim évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kg/mm²

En 1876, Rauber [27] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf/mm² Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kg/mm² et celui de l'os spongieux de 650 kg/mm².

La structure de l'os étant très complexes conduit ainsi à une forte variation du module de Young d'un point de la corticale à l'autre.

En 1967, une étude a montré que l'os de boeuf présentait un module d'élasticité extrêmement faible d'environ 0.3 kg/mm². Au-delà de cette limite, l'os à un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [28].

La déformation non permanente (élastique) a tendance à disparaître lentement après la décharge, ce comportement n'apparaît qu'après un temps de 40 minutes.

En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 kgf/mm^2 [30] à 1.2 kg/mm^2 [29] (Figure I-13);

- A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (Figure I-13 A);

- A des contraintes supérieures à la limite élastique, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La figure I-13 B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [30].

- A des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne sont plus superposées. Ceci est dû à l'absence de contraintes pendant le processus de décharge. Elle laisse persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (Figure I-12 C).

Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus faible que ceux de l'adulte et ils sont susceptibles d'absorber plus d'énergie avant de se fracturer [31]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.

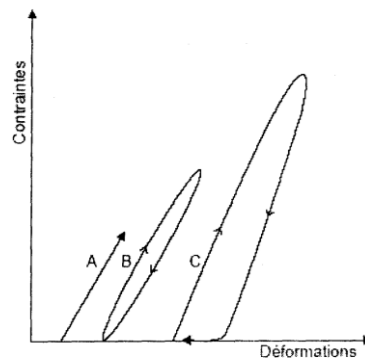


Figure I-13 : Chargements cyclique de l'os [27,28].

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical tend vers sa limite élastique. Cette contrainte varie entre 9.25 et 12.41 kg/mm^2 [27]. Elle est de l'ordre de 12.5 kg/mm^2 pour le fémur. Elle est estimée en moyenne entre 6.35 et 10.57 kg/mm^2 [32]. La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kg/mm^2 . Elle est généralement plus importante pour l'os sec.

I .5.1.Résistance à la traction

En 1967, certains auteurs ont constaté sur des radius frais une résistance à la traction de 20 kg/mm^2 [34]. A titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ 100 kg/mm^2 ; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2.

La résistance à la traction de l'os est donc supérieure à celle du bois et à celle du béton. La résistance à la traction (P) d'un os entier est donnée par la relation simple

$$P=S.K$$

Où:

S : est la surface de l'os;

K: est la contrainte de rupture en traction.

La détermination de la charge à la rupture des os du squelette est donc simple, elle est de 1500 kg pour l'humérus et de 2300 kg pour le fémur. Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os [34].

En effet, la ligne idéale passant par le centre de gravité des sections n'est pas rectiligne et l'os a à supporter non seulement des contraintes de traction mais également des contraintes de flexion. On obtient donc la rupture pour une charge bien inférieure à celle donnée par l'expression ci-dessus.

Une analyse de la déformation osseuse sur une série de fémurs a révélé une déformation à la rupture de 4.6 % (- 1.2 %) [35].

Des études micromécaniques réalisées sur des ostéons isolés de l'os cortical ont révélé que la loi de comportement (contrainte-déformation) dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène [35].

I .5.2.Résistance à la compression

L'expression définissant la résistance à la compression est la même que celle à la traction soit $P = SK$, mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance à la compression de l'os cortical varie selon les auteurs de 12.56 à 25kg/mm² soit deux fois plus importante que celle du bois. Nous retiendrons une moyenne de 15 kg/mm²

La charge de rupture à la compression de l'humérus est ainsi de 2200 kg, celle du fémur de 3450 kg avec les mêmes réserves que celles énoncées pour la charge à la rupture en traction.

L'os spongieux présente une très faible résistance à la compression. Elle est de 1 kg/mm² aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kg/mm² dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur.

Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical [36]. C'est en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge.

Le rôle principal de l'os spongieux semble être l'amortissement des contraintes. L'arthrose semble être à l'origine de la diminution de son élasticité.

En 1972, des analyses ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression [35]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de microfractures dans l'os cortical. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (Figure I-14).

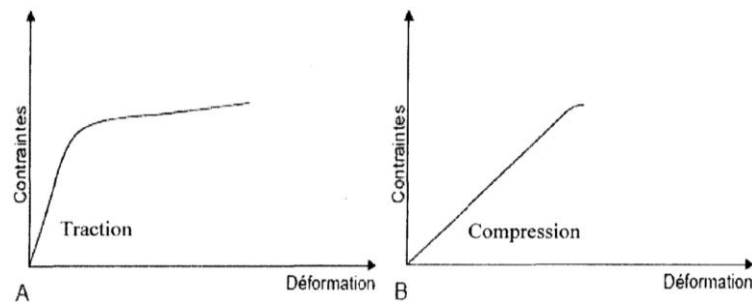


Figure I-14: Courbes contraintes-déformation du fémur [36].

I.5.3. Résistance au cisaillement

La résistance au cisaillement varie selon les auteurs ; elle prend des valeurs comprises entre 7 à 11 kg/mm² pour l'os spongieux. Généralement, l'os cortical est environ 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

I.5.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kg/mm². Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci croît avec l'accroissement de la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Ce comportement semble expliquer l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé conduisant à une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Ceci permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de micro dureté des diaphyses [38,39]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Figure I-15). La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. L'os n'est donc pas un matériau homogène mais son hétérogénéité est organisée.

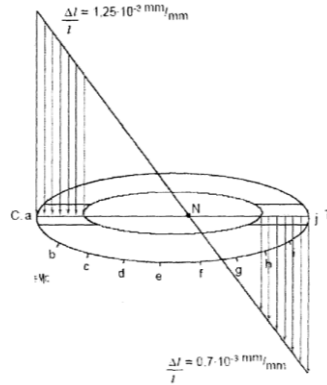


Figure I-15 : Variation de la microdureté [38] ; charge appliquée :P=100Kg.

I.5.5.Résistance à la torsion

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kg/mm², avec une moyenne de 7 kg/mm² [27]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kg/mm²) par d'autres auteurs [34]. Il attribue cette dispersion des résultats à la présence de micro défauts de surface de l'os.

En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une compression s'exerçant à 45°.

Par définition plus un objet est long moins il résiste à la torsion. Ce qui semble expliqué que les os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

I.6.Caractérisation expérimentale de l'os cortical

I.6.1.Etude Expérimentations sur l'os fémoral :

Les diverses techniques de caractérisation du fémur réalisées dans la littérature l'ont été à partir de différents types géométriques d'échantillons, humains ou animaux, extraits à différents étages de l'os (col ou diaphyse) [40,41,42] ou à différentes profondeurs corticales [43]. Les constantes élastiques ont été mesurées selon différentes directions de chargement [44] ou sur la circonférence de la diaphyse (division en quadrants) [45]. Les tests ont été effectués en conditions variées : statiques et dynamiques, sur des machines conventionnelles d'essais, sur barre d'Hopkinson [46,47] ou par ultrasons ou méthode acoustique [48,49,50]. Les études utilisant la nanoindentation ou la méthode des éléments finis sont également nombreuses [51,52,53,54]. L'anisotropie du tissu osseux cortical liée à l'orientation et à la composition de la micro et de la nanostructure Haversienne explique que le type d'essai (en

traction ou en compression) et la direction de sollicitation (longitudinale ou transversale) peuvent influencer sur les valeurs obtenues.

L'ensemble des résultats mécaniques a été relevé à partir de dix études sélectionnées pour leur similitude avec la nôtre (mode de prélèvements d'échantillons diaphysaires, utilisation de machines conventionnelles d'essais, comportement mécanique) [55,56,57,58,59,60].

Les paramètres élastiques moyens concernant l'os cortical fémoral obtenus en traction/compression, figurent dans le Tableau I-1, ci-dessous :

Tableau I-1: Moyenne des valeurs obtenues sur le fémur humain pour l'ensemble des travaux retenus (os cortical hydraté)

FEMUR	E_{longi} (GPa)	E_{trans} (GPa)	$\sigma_{\text{max longi}}$ (MPa)	$\sigma_{\text{max trans}}$ (MPa)	$\epsilon_{\text{max longi}}$ (%)	$\epsilon_{\text{max trans}}$ (%)
Traction	17,15 (13,6-22,7)	11,13	110 (53,8-165,7)	57	1,69 (0,37-2,92)	0,7
Compression	18,32 (11,8-23)	11,7	152,86 (106,4-190)	132	1,43 (0,52-2,6)	2,8

Avant de décrire les principales campagnes d'essais retenues dans ce chapitre, nous commencerons par résumer les travaux de Blaimont, publiés en 1968 d'après sa thèse d'Agrégation, et dont les résultats s'avèrent, pour l'époque, assez complets sur la biomécanique du fémur humain.

I.6.1.1. Etude de Blaimont [61] :

Blaimont a tout d'abord investigué le comportement mécanique de la diaphyse fémorale en soumettant des fémurs à une charge compressive selon leur axe mécanique sous presse hydraulique ($n = 16$, pièces non hydratées, moyenne d'âge des sujets : 72 ans). Les os sont couplés à un extensomètre. La charge est portée progressivement de 0 à 100 kg, à vitesse constante. Lors de la flexion, les résultats montrent que la zone comprimée s'enroule de façon spiroïde autour de la zone étirée (en traction) dans le sens antihoraire pour le fémur droit et inversement pour le gauche (Figure I-16). La zone de compression est également supérieure à celle en traction. Comparativement, des travaux antérieurs relèvent une zone de compression s'étalant sur l'ensemble des faces de l'hémi-diaphyse distale (Marique, 1945). Il note aussi que le cortical est sensiblement plus épais dans les zones sollicitées que dans les zones neutres.

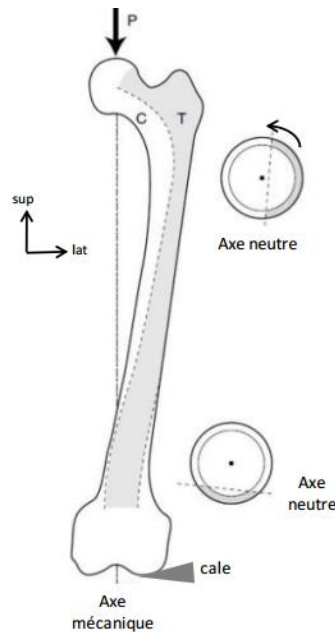


Figure I-16 : Mise en évidence, d'après Blaimont, des zones de traction et de compression sur le fémur (fémur gauche, vue ventrale) [61].

Pour Blaimont, l'ensemble des déformations de la diaphyse, lors de la flexion de l'os fémoral, diminue proximo-distalement. Le tiers supérieur est soumis à des contraintes de traction/compression, le tiers moyen à des contraintes de torsion (l'épaisseur corticale est alors égalisée sur toutes les faces) et le tiers inférieur à des contraintes majoritairement de compression (la corticale postérieure est plus épaisse). Quant au volume d'os cortical global, il est maximal près du petit trochanter, puis décroît linéairement jusqu'à la métaphyse inférieure (observation sur un seul fémur, âge du sujet : 34 ans).

En soumettant des échantillons à des micro-sollicitations, il a remarqué que le comportement élastique (nommé par l'auteur micro-dureté) diminue de l'endoste vers le périoste, c'est à dire des zones de faibles déformations vers celles de fortes déformations, et que les zones diaphysaires les plus sollicitées s'avèrent être aussi les plus déformables. La réponse corticale répartit ainsi les efforts de façon homogène afin de protéger les zones les plus sollicitées mécaniquement. L'examen de microradiographies de la corticale réalisé sur deux fémurs par cet auteur, tend à montrer que :

- les zones sollicitées mécaniquement sont mieux pourvues en ostéones secondaires,
- la population d'ostéones secondaires apparaît inférieure dans la zone corticale soumise à la compression,
- les zones neutres paraissent moins pourvues en canaux Haversiens que les zones sollicitées (sauf au tiers moyen de la diaphyse),

- la zone sub-périostée comporte plus d'ostéones secondaires. Enfin, en superposant les résultats issus de la morphométrie et les valeurs mécaniques, il rapporte que :
- les ostéones secondaires sont plus fragiles que les ostéones fragmentés (primaires),
- la fragilité sub-périostée peut s'expliquer par l'existence d'une plus forte population Haversienne,
- l'augmentation croissante proximo-distale de la dureté de la corticale en compression peut aussi être corrélée à une diminution progressive des systèmes Haversiens. Blaimont conclut en avançant l'hypothèse que le remodelage osseux conditionne les variations du module d'élasticité, et fournit ainsi une explication microstructurale à la répartition des contraintes dans la corticale osseuse.

I.7.1.2. Etude de Lindhal et Lindgren [62] :

Leurs tests comparatifs avec ceux des humérus portent sur 29 échantillons fémoraux masculins et 30 féminins. La partie centrale de chaque diaphyse est également utilisée, mais les échantillons destinés aux essais de traction longitudinale sont extraits à partir de leur face ventrale. Les auteurs considèrent, en effet, que les contraintes qui s'exercent dans cette direction sont plus importantes, respectant ainsi la morphologie diaphysaire fémorale qui est concave vers l'arrière. Les autres conditions expérimentales sont identiques à celles des humérus. La valeur moyenne des modules d'élasticité des deux types de population étudiés est respectivement, chez les hommes et les femmes, de $15,2 \pm 0,3$ GPa vs. $15,0 \pm 0,4$ GPa (moyenne 15,1 GPa), celle de la contrainte maximale de $141 \pm 0,2$ MPa vs. $134 \pm 0,3$ MPa (moyenne 137,5 MPa) et celle de la déformation maximale de $2 \pm 0,1\%$ vs. $1,8 \pm 0,1\%$ (moyenne 1,9 %). Seules les valeurs de contrainte maximale affichent une différence entre les échantillons fémoraux et huméraux. Les échantillons fémoraux possèdent une valeur moyenne de contrainte significativement inférieure de 10% à celle des échantillons huméraux.

I.7.1.3. Etude d'Evans [63]:

Le travail d'Evans présente un double intérêt. En effet, cet auteur a, d'une part, analysé les propriétés mécaniques et la densité d'échantillons d'os cortical humain (207 échantillons provenant de trois types d'os : fémur, tibia et fibula) et, d'autre part, confronté leurs valeurs à une étude histologique des zones de fracture des échantillons à partir de microphotographies (nombre et aire moyenne des ostéones secondaires nommés complets, et primaires nommés fragmentés). Dix-sept donneurs embaumés, tous de sexe masculin, âgés de

36 à 75 ans, sont divisés en deux groupes : un groupe de huit sujets « jeunes » (âge moyen : 41,5 ans, groupe A) et un groupe de neuf sujets « âgés » (âge moyen : 71 ans, groupe B). Les zones de prélèvements diaphysaires sont indifférenciées (hauteurs et faces), et proviennent de 35 fémurs, 67 tibias et 20 fibulas pour le groupe A, et de 35 fémurs, 34 tibias et 16 fibulas pour le groupe B. Soixante-dix échantillons fémoraux non congelés sont maintenus hydratés, usinés, et la partie testée réduite à une dimension standard de 3,8 x 2,3 mm. Les tests mécaniques en traction longitudinale jusqu'à rupture sont réalisés à environ 1,1 mm/mn sur machine de traction couplée à un extensomètre. Les mesures de densité sont effectuées à l'aide d'un densitomètre mis au point par l'auteur. Des prélèvements histologiques de 75 μm d'épaisseur sont réalisés au niveau des zones de rupture, puis décalcifiés et photographiés sans polarisation. Pour le groupe A et pour le fémur, les chiffres moyens du module d'Young, de la contrainte maxi, de la déformation et de la densité sont respectivement de 14,9 GPa, 102 MPa, 1,3%, 1,91 g/cm³, avec 12,47 ostéones complets/mm² et 3,53 ostéones incomplets/mm². Pour le groupe B, ils sont de : 13,6 GPa, 68 MPa, 1 %, 1,85 g/cm³, avec un nombre d'ostéones respectivement de 14,76 et 4,73/mm² (Tableau I-2 et Tableau I-3).

Tableau I-2: Paramètres mécaniques et histologiques par types d'os et de sujets [63].

Type d'os	Catégorie de sujets	E _i traction (GPa)	σ_r (MPa)	ϵ_{max} (%)	Densité (g/cm ³)	Ostéones complets (nbre/mm ²)	Ostéones Fragmentés (nbre/mm ²)	Aire moy. ostéones complets (mm ²)	Aire moy. ostéones incomplets (mm ²)
Fémur	A (n = 35)	14,9	102	1,32	1,91	12,47	3,53	0,0410	0,0349
	B (n = 35)	13,6	68	1,07	1,85	14,76	4,73	0,0276	0,0244
Tibia	A (n = 67)	18,9	106	1,76	1,96	11,42	3,39	0,0314	0,0269
	B (n = 34)	16,2	84	1,56	1,83	15,39	4,40	0,0261	0,0206
Fibula	A (n = 20)	19,2	100	2,10	1,91	9,28	3,90	0,0409	0,0344
	B (n = 16)	15,2	80	1,19	1,73	9,96	4,08	0,0354	0,0339

Tableau I-3 : Résultats moyens de l'ensemble des échantillons (A+B) [63].

Type d'os	E _i traction (GPa)	σ_r (MPa)	ϵ_{max} (%)	Ostéones complets (nbre/mm ²)	Aire moy. ostéones complets (mm ²)
Fémur	14,2	85	1,2	13,61	0,0343
Tibia	17,6	95	1,7	13,40	0,0287
Fibula	17,2	90	1,6	9,62	0,0381

L'étude d'Evans montre que l'os plus jeune (groupe A) possède une meilleure résistance à la rupture en traction, ainsi qu'un module d'élasticité et une densité supérieurs. Le nombre moyen d'ostéones par mm^2 est plus élevé dans le groupe B (sujets âgés) pour les γ types d'os, mais ils sont de plus petite taille que ceux du groupe A (sujets « jeunes »).

I.6.1.4. Etude de Dong et Guo [64] :

Dong et Guo ont examiné la dépendance existant entre les propriétés élastiques de l'os cortical fémoral, obtenues en traction longitudinale sur des éprouvettes transversales et longitudinales, et le degré de porosité obtenu par une étude histologique. Ce travail expérimental est réalisé à partir de trois paires de fémurs prélevées sur un homme de 64 ans et deux femmes de 44 et 60 ans. Les auteurs extraient, à trois niveaux différents, 18 groupes de tronçons cylindriques de diaphyse de $\gamma 5$ mm d'épaisseur, maintenus hydratés. La face postéromédiale de chaque cylindre sert aux prélèvements d'éprouvettes parallélépipédiques étalés sur trois étages. Les étages supérieur et inférieur (étages proximal et distal) fournissent chacun une éprouvette transversale de $5 \times 5 \times 20$ mm, destinée à des essais en traction longitudinale pour la proximale, et en torsion pour la distale. L'étage moyen (étage médian) fournit deux éprouvettes longitudinales de dimensions identiques aux précédentes, destinées aux mêmes types d'essais (Figure I-17). Ceux-ci sont réalisés sur deux types de machines, à la vitesse de $0,1$ mm/s pour les tests en traction et 1 mm/s pour les tests en cisaillement. Les tests histologiques ont succédé aux tests mécaniques, sur les β types d'éprouvettes. Ils consistent, à partir de prélèvements de $200 \mu\text{m}$, à mesurer le pourcentage des zones de porosité (canaux de Havers et zones de résorption) par rapport à l'aire totale observée au microscope.

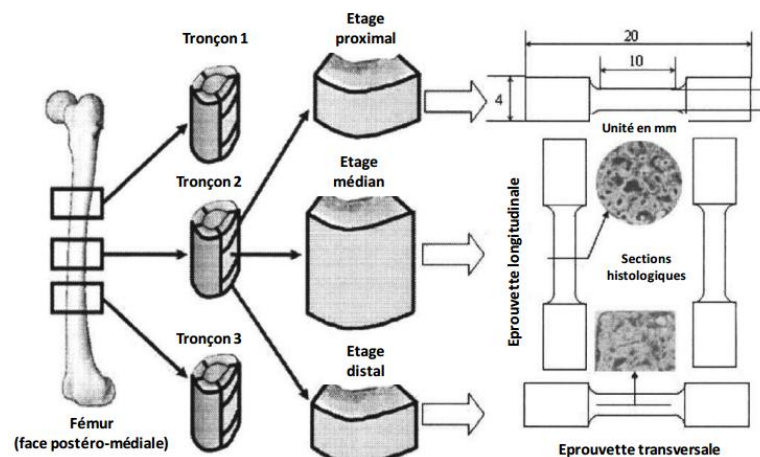


Figure I-17 : Méthode d'extraction des échantillons expérimentaux de Dong et Guo [64].

Les résultats moyens des modules sont les suivants : En traction longitudinale et transversale, respectivement $16,61 \pm 1,83$ GPa et $9,55 \pm 1,36$ GPa, en cisaillement longitudinal et transversal $4,74 \pm 0,65$ GPa et $3,28 \pm 0,50$ GPa. Le coefficient de Poisson moyen longitudinal est de $0,37 \pm 0,03$. Les valeurs obtenues dans cette étude montrent, comme dans d'autres études précédentes [64,66,67], que les propriétés élastiques de l'os cortical fémoral diminuent en fonction de son degré de porosité ($p < 0.01$), mais qu'elles sont moins affectées dans la direction transversale que longitudinale. En outre, plus les propriétés anisotropiques diminuent et deviennent isotropes, plus la porosité de l'os cortical s'accroît. Si l'on considère que les groupes de cylindres sont numérotés dans l'ordre du prélèvement sur la face postéromédiale de la diaphyse de chaque fémur (progression proximo-distale), les valeurs moyennes maximales de porosité se situeraient au niveau proximal du fût diaphysaire (Tableau I-4).

Tableau I-4 : Pourcentage de porosité selon la localisation diaphysaire des prélèvements [64].

Types d'éprouvettes / % de porosité moyenne	Localisation diaphysaire proximale groupes 1-4-7-10-13-16 (%)	Localisation diaphysaire médiane groupes 2-5-8-11-14-17 (%)	Localisation diaphysaire distale groupes 3-6-9-12-15-18 (%)
Eprouvettes longitudinales (traction)	9,29	8,96	8,84
Eprouvettes transversales (traction)	9,82	7,49	11,09
Eprouvettes longitudinales (torsion)	10,22	8,45	9,93
Eprouvettes transversales (torsion)	11,64	9,53	7,26
Moyenne générale	$10,24 \pm 1,00$	$8,60 \pm 0,86$	$9,28 \pm 1,63$

I.7.1.6. Etude de Duchemin [68] :

Duchemin et al. ont étudié les relations entre les propriétés mécaniques de l'os cortical et sa densité mesurée par tomодensitométrie (taille des pixels : 0,25 mm). Treize échantillons provenant de deux hommes et 11 femmes (âgés de 54 à 101 ans), sont prélevés sur une zone de six cm de longueur, située au milieu de la diaphyse à dix cm sous le petit trochanter, puis stockés congelés. Chaque tronçon diaphysaire est ensuite scié en deux segments, l'un destiné

à des essais de traction, et l'autre à des essais de compression, de façon aléatoire. A partir de chaque segment et sur quatre quadrants délimités à partir de la ligne âpre, quatre éprouvettes parallélépipédiques longitudinales sont extraites, pour parvenir à deux fois 46 échantillons par type d'essai (Figure I-18). Leurs dimensions pour celles destinées à la traction et celles à la compression, sont respectivement de 3x3x25 mm et de 3x3x5 mm.

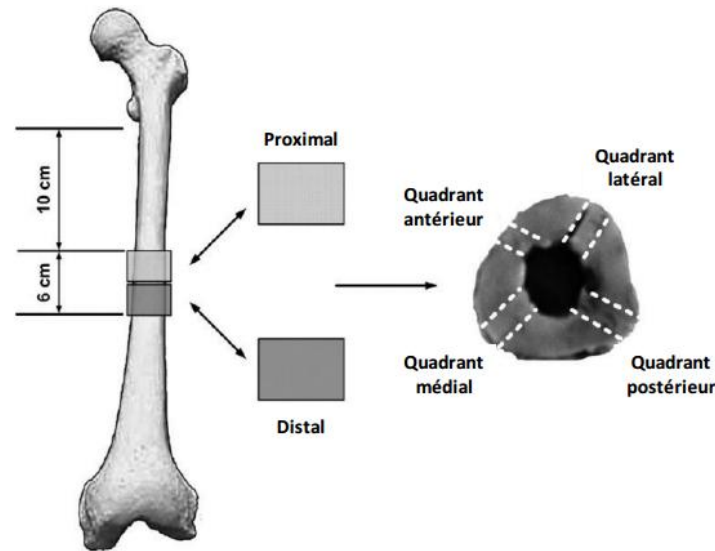


Figure I-18 : Mode de prélèvement des échantillons corticaux [68].

Préalablement à leur section segmentaire, chaque tronçon est scanné perpendiculairement à l'axe diaphysaire, après immersion dans l'eau. Les unités Hounsfield sont converties en milligrammes d'hydroxyapatite par millilitre, pour calculer la densité tomodynamétrique équivalente (ρ_{HA}). Ce paramétrage est réalisé grâce à l'inclusion d'une référence minérale contenant un premier composant plastique eau-équivalent (0 mg/ml HA) et un second composant os-équivalent (200 mg/ml HA). Une deuxième analyse tomodynamétrique par absorptiométrie biphotonique (méthode DXA) est également associée à cette étude afin d'obtenir la valeur de la densité minérale osseuse (vBMD).

Les tests mécaniques sont effectués sur les éprouvettes conservées hydratées, grâce à une machine d'essai couplée à un extensomètre optique. Chaque série de tests est réalisée, en traction et en compression longitudinale, sur le même quadrant du même fémur. Un pré-chargement de 12 N (50 N maximum pour la compression) est appliqué. Pour la traction, un déplacement maximal de 0,03 mm est retenu, permettant d'atteindre, en fonction de la longueur de l'éprouvette, une déformation de 0,3 à 0,7%. L'ensemble des tests se déroule jusqu'à rupture avec une vitesse de déplacement de 0,6 mm/mn, correspondant à une vitesse de déformation de 0,04 mn⁻¹. Le chargement appliqué est de ± 14 N en traction et de $\pm 5,5$ N en compression.

I.7.1.7. La balance de PAWELS [69]

L'articulation de la hanche est une énarthrose. C'est donc un segment creux qui s'articule sur un segment de sphère pleine.

Selon le concept de PAUWELS, le poids du tronc est transmis au membre et au sol par l'intermédiaire de la coxo-fémorale.

En situation bipodale, le poids du corps est réparti de façon égale sur chaque articulation coxo-fémorale (Figure I-19).

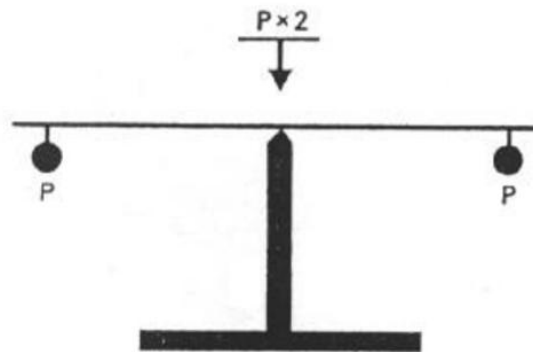


Figure I-19: Schéma illustrant la répartition du poids du corps sur chaque articulation coxo-fémorale en situation debout bipodale [70].

Lors de l'appui monopodal, le bassin qui est en porte à faux, reste pratiquement horizontal. On peut alors comparer une hanche normale en appui monopodal à une hanche dont le fléau serait représenté par le bassin et le fémur serait la colonne de la balance. Le fléau de cette balance présente des bras de leviers différents (Figure I-19):

- le bras de levier interne CP (3 fois plus long que l'externe) sur lequel agit le poids du corps (diminué du poids du membre en appui) et
- le bras de levier externe CM sur lequel va agir le moyen fessier dont l'insertion se fait au sommet du grand trochanter. L'action du moyen fessier doit donc être de trois fois le poids du corps pour équilibrer les forces. Dans ces conditions, la résultante R s'appliquant sur la tête fémorale est égale à quatre fois le poids du corps. Cette résultante ne s'applique que sur une partie restreinte de la surface articulaire, essentiellement au niveau du pôle supéroexterne, entraînant de ce fait, des charges très importantes au niveau de cette articulation (Figure I-20).

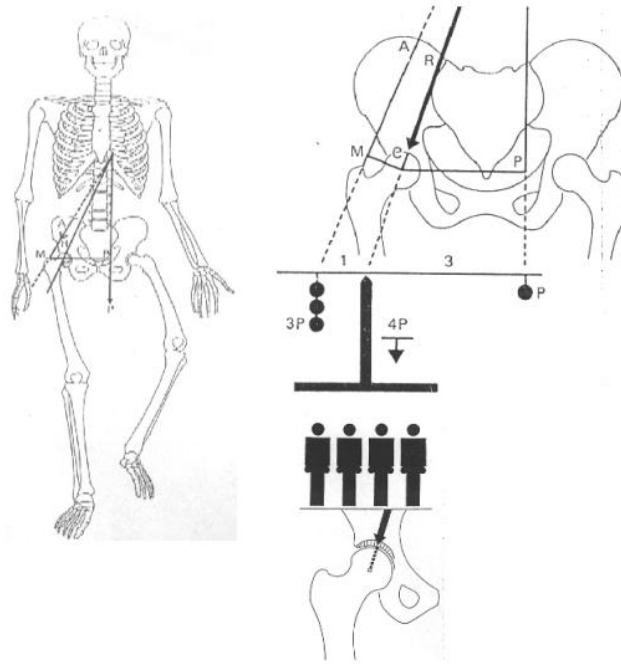


Figure I-20: Balance de PAUWELS [70].

En appui monopodal, la hanche supporte 4 fois le poids du corps diminué du poids du membre en appui.

P : Poids du corps diminué du poids du membre en appui.

M : Effort des muscles abducteurs en particulier du moyen fessier.

R : Résultante des deux forces s'exerçant sur la tête fémorale.

Chapitre II

II .1.Introduction :

Les fractures osseuses se produisent lorsque l'os ne résiste pas à la force externe exercée sur eux. Les fractures se produisent par suite d'une surcharge mécanique dont la configuration est influencée par les propriétés mécaniques de l'os, le type et l'ampleur de la force et du taux de charge [71]. Les fractures osseuses représentent une défaillance structurelle de l'appareil porteur de charge principal du corps.

Dans ce chapitre est traité les différents types des fractures du fémur et le mécanisme d'endommagement de l'os cortical, les dispositifs de traitement des fractures est de fournir le renforcement structural initial et un environnement mécanique et biologique favorable qui est nécessaire pour que la cicatrisation se produise aussi rapidement et sans incident que possible [72].

Les fractures causées la plupart du temps par des traumatismes (chutes, chocs), parfois par des excès sportifs et exceptionnellement par des tumeurs malignes, les fractures doivent être impérativement soignées car, en cas de négligence, gêne fonctionnelle et arthrose vont se développer rapidement.

Dans la très grande majorité des cas, la personne atteinte d'une fracture souffre et a beaucoup de mal à mobiliser le membre touché. Le jour même, voire le lendemain, un hématome apparaît. Les précautions élémentaires sont de mobiliser le moins possible la partie du corps suspectée de fracture et de consulter un médecin. Le risque principal est, en plus de la douleur, de déplacer encore plus les fragments osseux.

II .2.Anatomiques et du fémur :

Le fémur est un os long, pair, constituant à lui seul le squelette de la cuisse. Il est formé par un cylindre d'os cortical dont l'épaisseur mesure 4 ou 5 mm (elle atteint 9 à 10 mm sur la ligne âpre). Le périoste est particulièrement adhérent à la ligne âpre et se décolle plus facilement en regard des faces de la diaphyse. La diaphyse fémorale est prismatique triangulaire et présente donc à décrire trois faces et trois bords. La face antérieure est lisse, convexe en avant. Elle est recouverte dans ses trois-quarts supérieurs par le muscle vaste intermédiaire (muscle crural) auquel elle donne insertion. Au-dessous, cette face donne insertion aux muscles articulaires du genou. Les faces latérale et médiale sont lisses et elles aussi convexes en dehors. Plus larges dans leur portion supérieure, elles s'effilent vers le bas pour se terminer en pointe et se poursuivre par les faces latérales des condyles fémoraux. Chacune de ces faces répond à l'un des chefs du quadriceps. Alors que les fibres musculaires des vastes latéral et médial ne font que recouvrir la diaphyse fémorale sans s'y insérer, le

vaste intermédiaire déborde sur chaque face en s'y attachant. Le bord postérieur, ou ligne âpre, est épais, saillant et rugueux, séparant la face latérale de la face médiale. Sa lèvre latérale donne insertion au vaste latéral et sa berge médiale au vaste médial. Entre ces deux lèvres, les trois muscles adducteurs et la courte portion du muscle biceps vont successivement s'insérer de haut en bas. Simple à la partie moyenne, la ligne âpre se divise à ses deux extrémités. En bas, c'est une simple bifurcation divergente. Entre leur surface d'écartement se trouve le triangle poplité. En haut, la ligne âpre se divise en trois branches divergentes. Le muscle grand fessier se fixe sur la branche latérale. La branche centrale donne insertion au muscle pectiné. Enfin la branche médiale marque la partie supérieure d'insertion du muscle vaste médial. C'est au voisinage de la ligne âpre, à sa division supérieure, que se trouve son principal foramen vasculaire nourricier [73]. Par ailleurs, le bord latéral et le bord médial sont à peine marqués, rendant les limites entre les trois faces peu claires.

II .2.1. Axes de la diaphyse fémorale

En position anatomique, la diaphyse fémorale est orientée obliquement de haut en bas et de dehors en dedans. L'obliquité du fémur est toujours plus accentuée chez la femme que chez l'homme, du fait de la conformation du bassin (diamètre transversal et courbure plus marqués chez la femme) Figure II-1.

L'axe anatomique du fémur est la ligne droite qui s'étend du milieu de l'échancrure intercondylienne au bord supérieur du grand trochanter. Elle forme un angle moyen de 9° par rapport à la verticale et de 81° par rapport à l'horizontale.

L'axe mécanique est la verticale passant par le centre de rotation de la tête fémorale et le milieu de l'échancrure intercondylienne. Il forme un angle de 3° par rapport à la verticale et de 87° sur l'horizontale. L'ensemble de ces axes est fixé à partir de 8 ans chez le sujet marchant [74].

Par ailleurs, la diaphyse fémorale est concave en arrière. La courbure moyenne du fémur varie en fonction des auteurs entre 109 cm et 134 cm ; cette courbure augmente avec l'âge du fait des modifications architecturales osseuses. Ces modifications sont plus importantes chez la femme après 45 ans. De plus, il existe une augmentation de la courbure fémorale correspondant au niveau d'utilisation du membre, ce qui explique de petites variations morphologiques entre les deux côtés d'un même sujet [75-77].

Enfin, le fémur présente sur son axe vertical une torsion, qui fait que le plan transversal de son extrémité supérieure n'est pas entièrement parallèle au plan transversal de son extrémité inférieure, mais forme avec ce dernier un angle aigu ouvert en dedans.

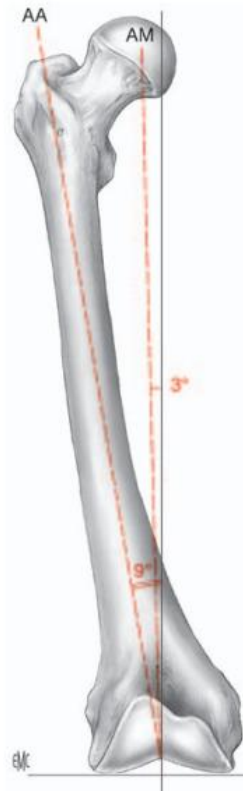


Figure II-1 : Axes du fémur. AA : axe anatomique ; AM : axe mécanique.

II .3.Description du tissu osseux du fémur

II .3.A.Partie proximale

L'extrémité proximale (ou supérieure) du fémur est organisée en système de faisceaux partant de trois lames compactes qui sont : la lame compacte interne ou Arc d'Adams, la lame compacte externe et la lame compacte sus-cervicale. De la lame compacte interne part le faisceau trochantérien vers le grand trochanter. De la lame compacte externe, part le faisceau arciforme de Gallois vers la tête fémorale. De la lame sus-cervicale, partent des travées osseuses interne et externe. Ce système de faisceaux délimite une zone de faiblesse appelée triangle de Ward. L'union des faisceaux arciforme et trochantérien donne un système appelé système ogival [79].

II .3.A.1.La tête

La tête a la forme de 2/3 de sphère d'environ 24 mm de rayon, et est dirigée en cranial (vers le haut), médial (vers l'intérieur) et un peu ventral (vers l'avant), la majeure partie de sa convexité étant au-dessus et en avant. Sa surface est lisse, enrobée de cartilage, à l'exception d'une dépression ovoïde, la fossette de la tête (foveacapitis femoris, ancienne fossette du ligament rond), qui est située un peu sous et derrière le centre de la tête, et

donne un attachement au ligament de la tête fémorale (ligamentumcapitis femoris, ancien ligament rond) [79].

II .3.A.2.Le col

Le col est un os plat pyramidal, reliant la tête avec le corps, et formant avec ce dernier un grand angle (l'angle cervico-diaphysaire). L'angle est plus grand à l'enfance. En effet, il est de 150° environ chez le nouveau-né et diminue durant la croissance. Chez l'adulte, le col forme un angle d'environ 126° avec le corps, Chez le vieillard seulement 120°. En plus de se projeter supérieurement et médialement du corps du fémur, le col se projette également antérieurement (angle d'antéversion), variablement chez les individus, allant en général de 10° à 15°.

Si l'angle cervico-diaphysaire est supérieur à 130° on parle de coxa valga, et s'il est inférieur à 110° on parle de coxa vara. Plus l'angle est petit plus il y a un risque de fracture du col du fémur (fréquence élevée chez le vieillard).

II .3.A.3.Les trochanters

Les trochanters sont des bosses-sphères proéminentes qui offrent un bras de levier aux muscles rotateurs de la cuisse. On retrouve deux trochanters : le grand et le petit [79].

II .3.A.4.Grand trochanter

Le grand trochanter (trochanter major) est une éminence quadrilatérale située à la jonction du col avec la partie supérieure du corps. Il est situé légèrement latéralement et postérieurement et, chez l'adulte, est environ 1 cm plus bas que la tête. Il a deux surfaces et quatre arêtes. La surface latérale sert d'insertion au muscle moyen glutéal (gluteusmedius, ancien muscle fessier moyen). La surface médiale, plus petite que la latérale, présente à sa base une dépression, la fosse trochantérique (fossatrochanterica, ancienne fossette digitale), où s'insère le tendon du muscle obturateur externe (obturatorexternus). Au-dessus et en avant se trouvent le lieu de l'attachement de l'obturateur interne et des muscles jumeaux. L'arête supérieure est le lieu d'insertion du muscle piriforme. L'arête inférieure donne naissance à la partie supérieure du vaste latéral (vastuslateralis). L'arête antérieure est proéminente, le muscle petit glutéal (gluteusminimus, ancien petit fessier) s'y rattachant [79].

II .3.A.5.Petit trochanter

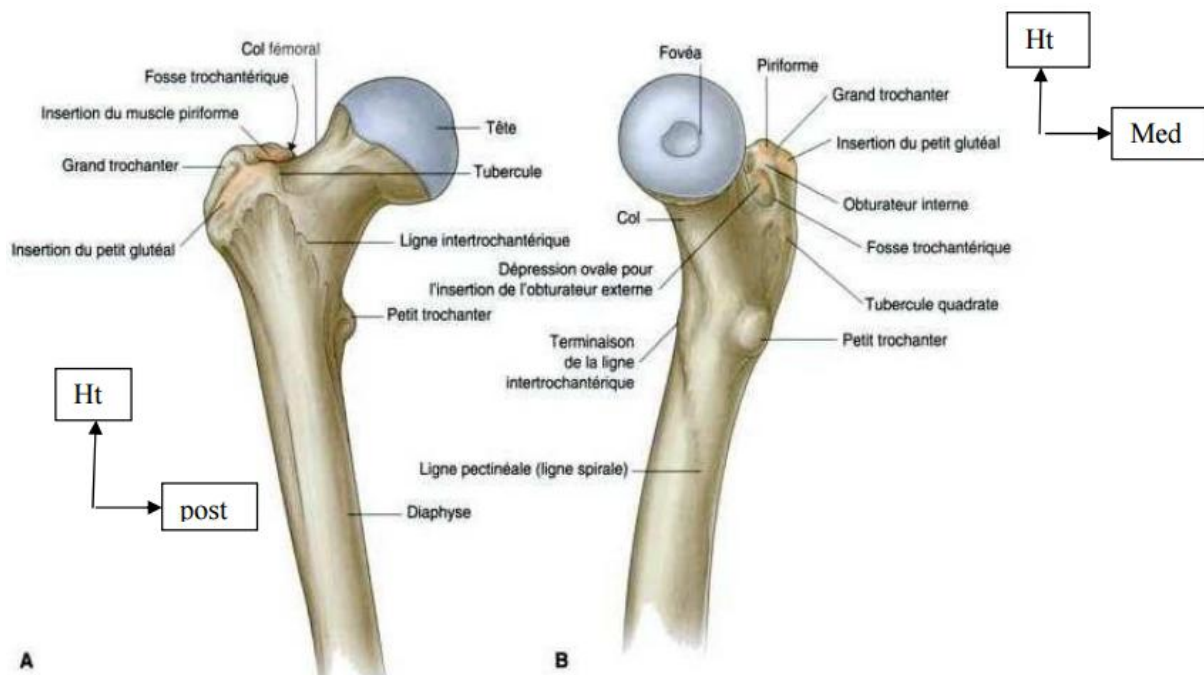
Le petit trochanter (trochanter minor) est une éminence conique qui varie en grosseur chez différents individus. Il projette de la partie inférieurepostérieure de la base du col. À son sommet s'attache le tendon du muscle ilio-psoas [79].

II .3.A.6.Tubercule

Une proéminence, le tubercule du fémur, se trouve à la jonction de la partie supérieure du col et du grand trochanter. Il est le lieu d'attache de cinq muscles: muscle petit fessier latéralement, le vaste latéral en dessous et le tendon de l'obturateur interne et des deux gemelli au-dessus [79].

II .3.A.7.Ligne intertrochantérique

Descendant obliquement et médialement du tubercule, elle offre un attache au ligament ilio-fémoral de la hanche. Sa partie inférieure donne origine à la partie supérieure du vaste médial (vastusmedialis). La ligne quadrata (lineaquadrata) est le lieu d'origine du quadriceps fémoral (quadratusfemoris) et de quelques fibres du muscle grand adducteur [79].



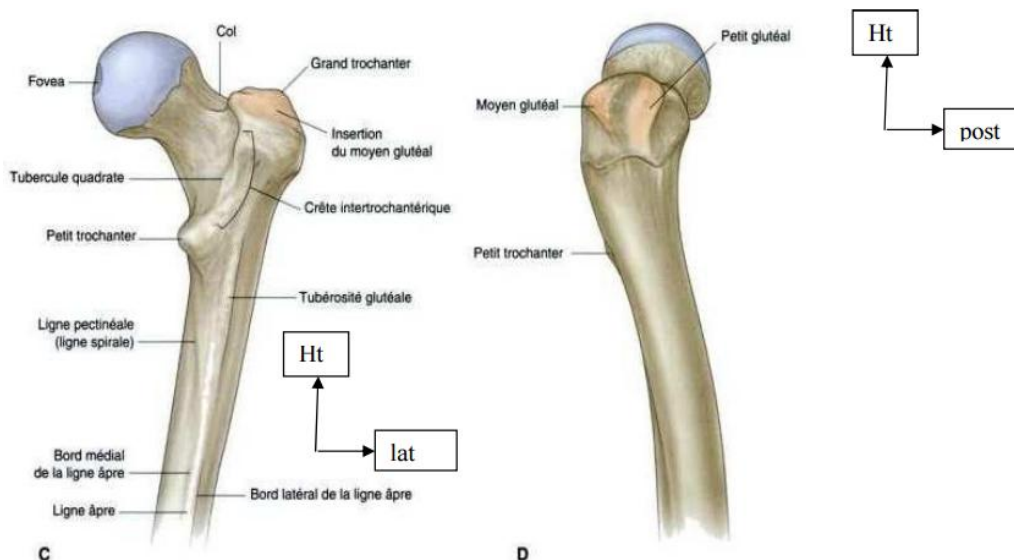


Figure II-2 : Extrémité supérieure du fémur. A : Vue antérieure. B : Vue médiale. C : Vue postérieure. D : Vue latérale. [80]

II .3.B.Partie diaphysaire : [81, 82]

Il est prismatique et triangulaire, présente trois faces et trois bords.

II .3.B.1.Face antérieure :

elle est convexe et lisse, sert d'insertion aux muscles vaste intermédiaire et articulaire du genou.

II .3.B.2.Face postéro- latérale :

elle est large, concave à sa partie moyenne, convexe et étroite à ses extrémités.

II .3.B.3.Face postéro- médiale :

de même que la précédente, elle est rétrécie à ses extrémités et ne présente aucune insertion musculaire.

II .3.B.4.Bords latéral et médial :

tous deux sont arrondis et se confondent avec les faces qui les séparent, ils donnent insertion au muscle vaste intermédiaire.

II .3.B.5.Bord postérieur ou ligne âpre :

Il très est saillant, épais et rugueux, sert d'insertion aux muscles, vaste médial sur sa lèvre médiale, vaste latéral et chef court du biceps sur sa lèvre latérale, les muscles long et grand adducteurs dans l'interstice compris entre les deux lèvres.

II .3.C.Partie distale :

L'épiphyse distale du fémur supporte : la surface patellaire (facies patellaris, ancienne trochlée fémorale), surface articulaire avec la patella, et les condyles, deux éminences latérales [79].

II .3.C.1.La surface patellaire

Elle est située à la partie ventrale de l'épiphyse distale du fémur, et a une forme de poulie, avec 2 facettes convexes (de haut en bas et transversalement) : une facette latérale et une facette médiale, de tailles inégales, se poursuivant en bas par les condyles et séparées par une gorge. La joue externe est toutefois plus convexe, plus large, plus haute et plus saillante [79].

II .3.C.2.Les condyles

Les condyles sont des surfaces articulaires situées à l'extrémité inférieure du fémur.

Les deux condyles sont séparés par une fosse intercondylienne [79].

II 3.C.3.Le condyle médial

Le condyle médial se situe sur la tubérosité interne du fémur. Sur sa face externe s'insère le ligament croisé postérieur [79].

II 3.C.4.Le condyle latéral

Le condyle latéral se situe sur la tubérosité externe du fémur. Il est plus saillant que le condyle interne. Sur sa face interne s'insère le ligament croisé antérieur [79].

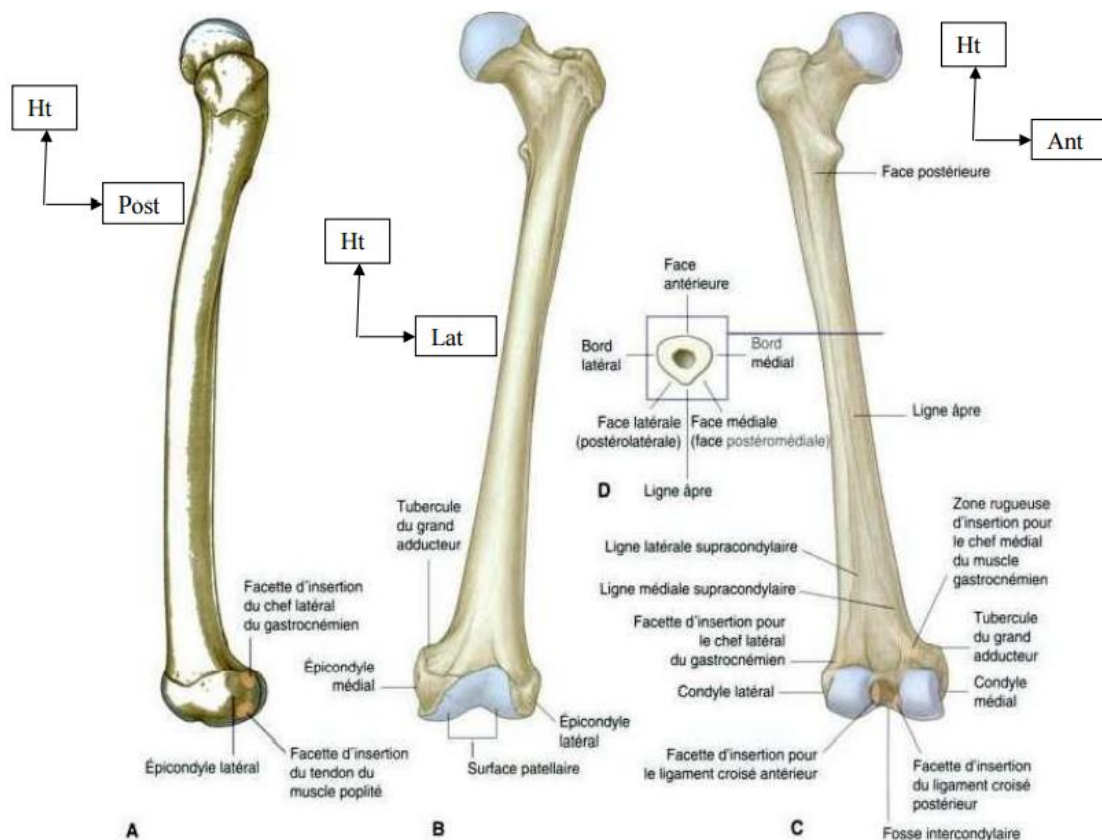


Figure II-3 : Diaphyse et extrémité distale du fémur. A : Vue latérale. B : Vue antérieure. C : Vue postérieure. D : Coupe du fémur au niveau de la diaphyse [80].

II.4. Caractéristiques mécaniques de l'os cortical

L'os cortical est anisotrope, mais il est souvent considéré comme isotrope transverse dans les parties diaphysaires en raison de l'alignement des ostéons. Il travaille en petites déformations, comparé à l'os spongieux.

La contrainte à la rupture et la déformation maximale de l'os cortical sont plus importantes en **compression** qu'en **traction** (Figure II-4). L'os cortical est en effet plus résistant en compression, qui est le mode de sollicitation physiologique. Le module d'Young est par contre beaucoup plus faible en compression qu'en traction. De grandes disparités existent dans la littérature concernant le module d'élasticité : il est compris entre 10 et 20 GPa dans la direction principale [83-85] (direction des ostéons). En **traction**, la phase d'endommagement correspond au niveau de la structure osseuse à un glissement relatif des ostéons similaires au phénomène de *pull-out* survenant dans certains composites, la ligne d'interface entre les ostéons étant plutôt ductile [86].

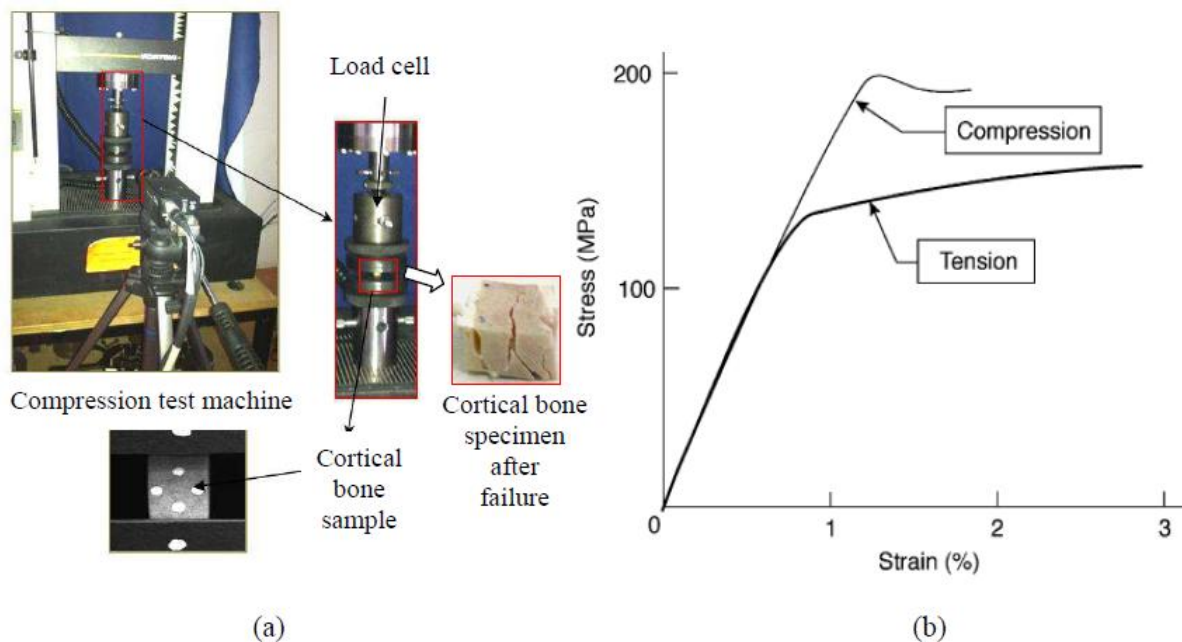


Figure II-4 : (A) Essai de compression mécanique de l'os cortical. (B) Schéma des courbes de contrainte / déformation de compression pour l'os cortical suivant l'axe d'un os long [87].

L'os cortical est un matériau **viscoélastique** dont les propriétés dépendent du temps et de la vitesse de déformation. Ce comportement est en partie dû à la circulation des fluides dans les canaux de Havers, mais aussi à l'interaction entre les fluides et la matrice calcifiée [88].

McElhaney [89] a étudié la viscoélasticité de l'os sur des échantillons d'os cortical testés en compression à différentes vitesses de déformation. Il a montré que le module d'Young

augmente avec la vitesse de déformation. Cette variation reste relativement faible (15%) pour des activités journalières (0.001-0.01s⁻¹). Lorsque la vitesse de déformation augmente, la contrainte d'endommagement et la contrainte à la rupture augmentent : l'os est donc plus résistant pour des activités plus énergiques. Il devient aussi plus fragile aux plus grandes vitesses de déformation (supérieures à 0.1 s⁻¹, situation d'impact). L'énergie absorbée est maximale pour des vitesses de 0.01-0.1s⁻¹, ce qui montre que l'os est adapté aux activités énergiques (de type course).

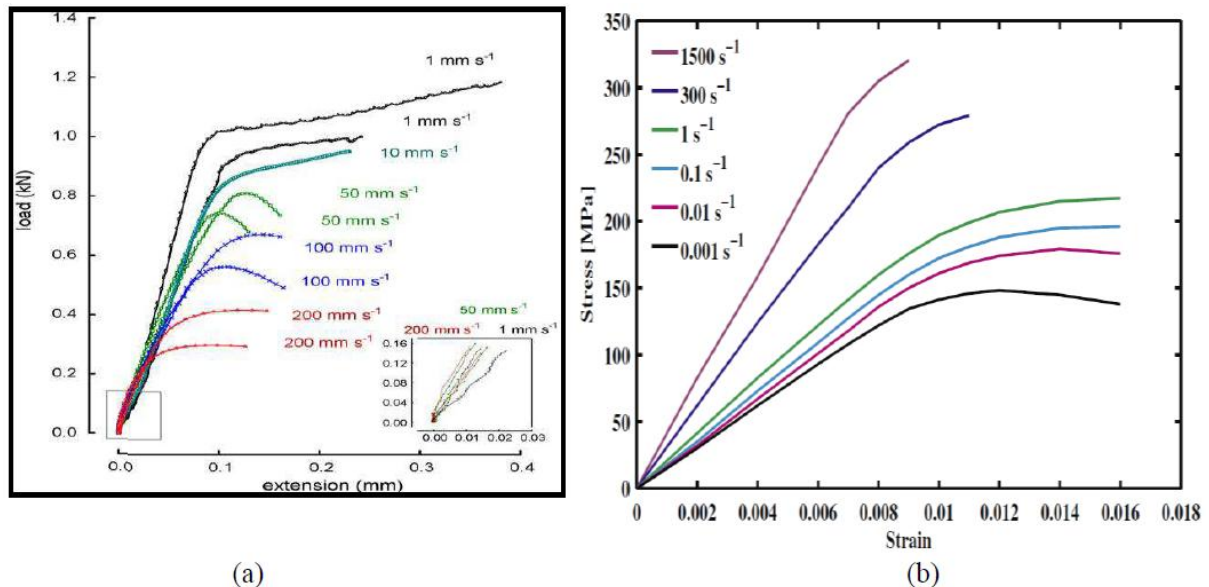


Figure II-5 : Comportement osseux sous différentes vitesses de déformation (a) Courbes force-déplacement sous charges de traction (b) courbes contrainte-déformation compressive pour l'os cortical fémoral humain en fonction de la vitesse de déformation [90].

II .5.CARACTERISATION MECANIQUE DE LA RUPTURE

La fracture osseuse peut survenir consécutivement à deux mécanismes opposés : la fatigue et l'impact. Dans le premier cas, le mécanisme de fracture est lié au remodelage osseux. La fracture de fatigue est généralement observée chez les athlètes de haut niveau ou les militaires. Pour ces individus, le remodelage osseux ne permet pas à l'os de se réparer plus vite qu'il ne se fissure, étant donné le rythme important d'entraînements. L'accumulation de microfissures aboutit finalement à une macrofissure. L'impact fait appel à des mécanismes de dissipation d'énergie. En effet, dans le cas de la biomécanique des chocs, la fracture est le résultat de la dissipation d'énergie emmagasinée par l'os lors d'un impact.

II .5.1 A L'ECHELLE DE L'OS

Avant la rupture fragile, l'os présente une phase d'endommagement qui varie selon sa structure et sa géométrie. La contrainte à la rupture varie selon le type d'os considéré. Ainsi le fémur aura une contrainte à la rupture moins importante que la fibula, par exemple.

En revanche, l'étendue de la déformation à la rupture est beaucoup moins importante que celle de la contrainte (1,4 à 1,6% de déformation).

En somme, nous avons :

d'une part, notre domaine d'application impliquant une forte dissipation d'énergie lors d'une fracture ;

d'autre part, la variation plus importante de la contrainte à la rupture par rapport à la déformation correspondante.

Ces deux aspects nous permettent donc de considérer que le critère de rupture de l'os serait en contrainte ou en énergie plutôt qu'en déformation.

II .5.2 A L'ECHELLE MICROSCOPIQUE

II .5.2.1 DE L'OS COMPACT

Dans le cas de l'os cortical, Burr et al (1988) attribuent la déformation aux mouvements des

ostéons à l'intérieur de la matrice.

Si on compare l'os compact à un composite à renforts fibreux, la rupture en compression correspond à la décohésion entre les fibres et la matrice. Martin et al (1998) observent ce type de phénomène de rupture par ouverture entre les systèmes lamellaires de Havers et les lamelles interstitielles ou de décohésion des lamelles. En traction, on observe plutôt une rupture des fibres plus fragiles que la matrice.

II .6.Mécanismes de résistance à la fracture osseuse

De façon générale, la ténacité peut être considérée comme le coût énergétique de la rupture d'un matériau [91]. La résistance à la rupture se réfère spécifiquement à l'aptitude d'un matériau contenant une fissure à résister à la rupture [92]. Des fissures peuvent se produire dans l'os à la suite d'une charge normale dans le temps ou du fait d'un chargement brusque au-delà de la limite d'élasticité; Donc la capacité de l'os à résister à la contrainte en dépit de la présence d'une fissure ou d'une autre imperfection est critique. Pour ce faire, l'os

doit être capable de résister à la croissance des fissures et de dissiper l'énergie de façon à retarder la rupture à grande échelle. Les mécanismes de durcissement de l'os peuvent être divisés en deux classes: les mécanismes de dommages intrinsèques et les mécanismes de blindage extrinsèques, comme l'illustre la figure II-6 ci-dessous. Les mécanismes de dommages intrinsèques sont responsables de l'initiation des fissures et affectent donc la ténacité globale de l'os. Ils aident également à réduire les concentrations des contraintes autour des fissures existantes et ainsi augmenter la ténacité de rupture. Les mécanismes de blindage extrinsèque sont spécifiquement impliqués dans la ténacité de rupture car ils entrent en jeu seulement dans le sillage d'une fissure existante [93].

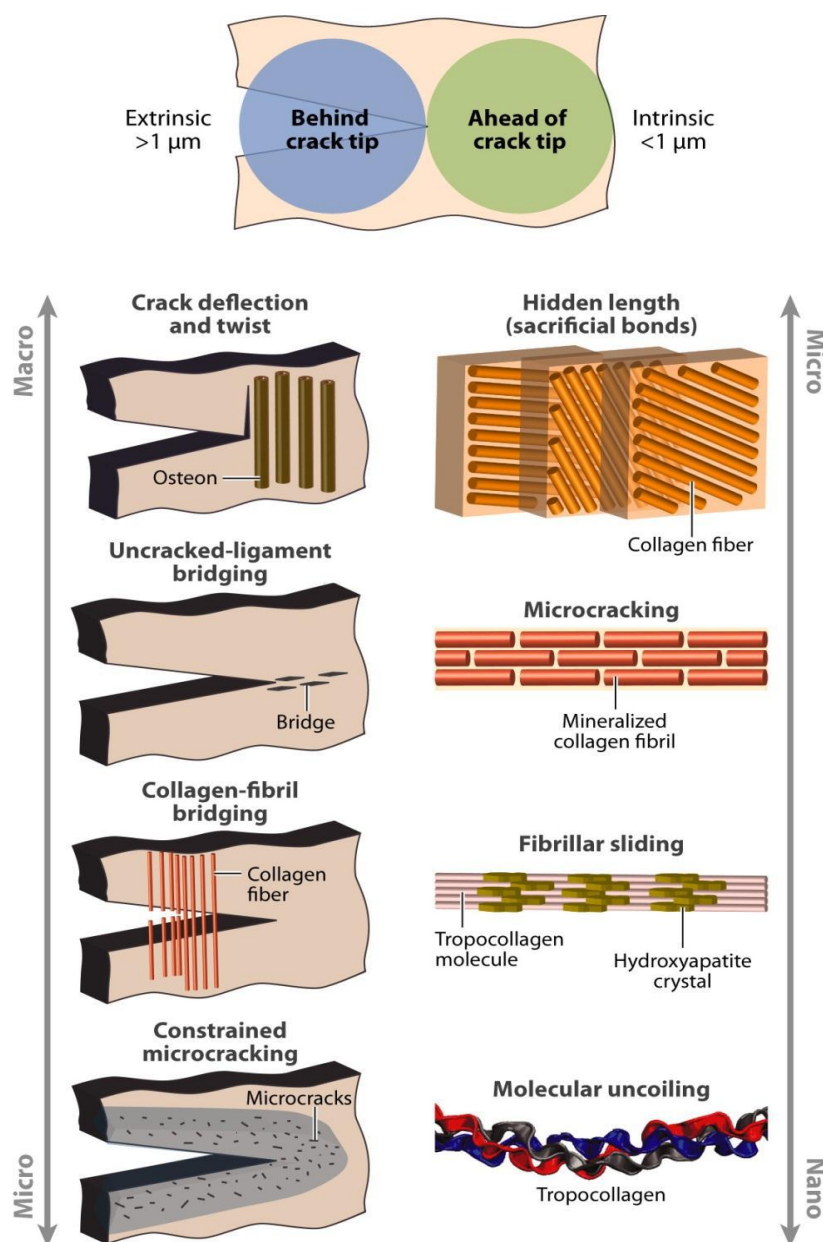


Figure II-6: Mécanismes de trempé intrinsèque et extrinsèque dans l'os [93].

II .7.CONTRAINTES SUPPORTÉES PAR LES OS :

Dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué sur les os. L'application de ces forces provoque des déformations microscopiques. Ces déformations dépendent de l'importance des contraintes, de la géométrie de l'os, c'est-à-dire de sa longueur, de ses courbes, de son diamètre et de ses propriétés mécaniques. Chez l'homme, le centre de gravité du corps est situé devant la deuxième vertèbre sacrée.

La position latéralisée des membres inférieurs par rapport au centre de gravité produit des forces additionnelles asymétriques qui s'ajoutent au poids du corps. Le squelette des membres inférieurs est ainsi soumis à une compression asymétrique. Il en résulte des contraintes en flexion qui sont en tension sur le côté convexe et en compression du côté concave. La forme des os est adaptée pour diminuer les contraintes en flexion. Les os sont courbes, de telle sorte qu'ils sont dans l'axe de la résultante des forces qui agissent sur eux. Cette courbure augmente les contraintes de compression qui sont les mieux tolérées et diminue en revanche les contraintes de flexion.

Le travail de Lanyon et Baggott avec des jauges de contraintes sur des radius de mouton a montré que la mise en charge axiale de cet os courbe produit des contraintes longitudinales mais aussi de flexion, en raison de la position excentrique de la charge.

dans l'os. En 1968, Blaimont commençait ainsi un de ses articles : « La connaissance des contraintes osseuses et leur distribution est un élément presque entièrement ignoré de la physiologie du système de soutien ». Cette connaissance est pourtant d'un grand intérêt pour l'ostéosynthèse, car elle permet une adaptation du matériel aux conditions mécaniques qui lui sont imposées.

II .7.1.Réponse élastique -

Lorsque la charge est d'abord appliquée, un os est déformé par un changement de l'étendue ou du format angulaire. L'os est déformé jusqu'à 3%. Ceci est considéré comme l'amplitude élastique de la courbe charge-déformation car, lorsque la charge est retirée, l'os est récupéré et revient au format ou à l'étendue originale. La courbe tension-distension ou charge-déformation est présentée à la Figure II-7. Un examen de cette courbe peut être utilisé afin de déterminer si un matériau est dur, flexible, fragile, fort ou faible. La courbe montrée pourrait représenter un matériau qui est fort et flexible [94,95].

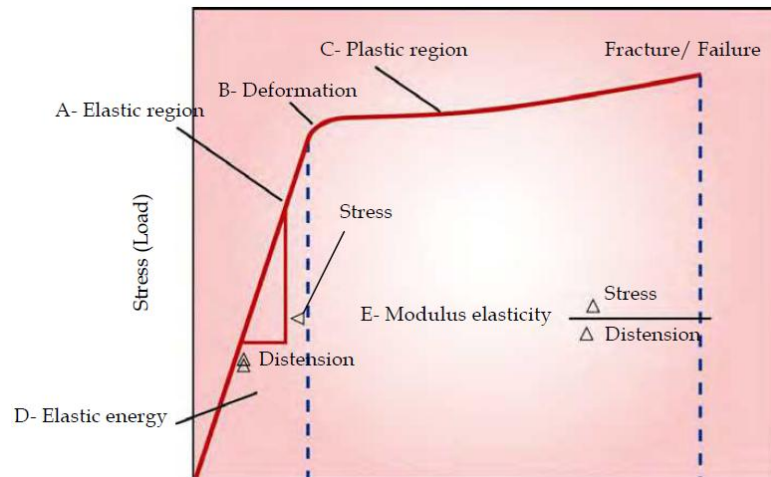


Figure II-7: La courbe contrainte-distension et la courbe charge-déformation illustrent la caractéristique de résistance à la performance d'un matériau lorsqu'il est soumis à la charge. Lorsque la charge est appliquée, il y a une (A) réponse élastique initiale qui atteint finalement un point de déformation (B), entrant dans la réponse plastique (C) lorsque le matériau est déformé en permanence ou est brisé. La résistance du matériau est déterminée par l'énergie (D) ou la surface sous la courbe. La dureté d'un matériau, appelé module d'élasticité, est déterminée par l'inclinaison (E) de la courbe pendant la phase de réponse élastique [96].

II 7.2.Réponse en plastique

Avec le placement continu de charge sur le tissu osseux, son point de déformation est atteint, après quoi les fibres externes du tissu osseux vont commencer à céder, en subissant des micro-ruptures et la déconnexion du matériau à l'intérieur de l'os [94,95].

II 7.3.Force

La résistance de l'os ou de tout autre matériau est définie par le point de rupture ou par la charge supportée avant l'échec. La résistance peut aussi être analysée en termes de stockage d'énergie, la zone sous la courbe charge-déformation ou contrainte-distension [94-96].

II .8.GENERALITE SUR LES FRACTURES :

II .8.1.DEFINITION DES FRACTURES

Une fracture est une rupture de la continuité d'un os. Cela peut aller d'une simple fissure osseuse sans déplacement, jusqu'à une fracture très comminutive (fracture à nombreux fragments).

II .8.2.MECANISMES :

Deux grands mécanismes peuvent se voir:

II .8.2.A.Choc direct :

La solution de continuité siège au niveau du point d'impact.

II .8.2.B.Choc indirect :

La solution de continuité (douleur et signe clinique) siège à distance du point d'impact.

Exemple:

- Accidents de sky (mécanisme de torsion),
- Contracture exagère d'un muscle (lésions capsulo-ligamentaires).

II .8.A.Selon le type de la fracture

II .8.A.1.Fracture simple

Elle siège préférentiellement au tiers moyen. Le trait de fracture est plus ou moins oblique par rapport à la diaphyse : moins de 30° pour la variété transversale (Figure II.8), plus de 30° pour la variété oblique courte (Figure II-9). Les fractures par flexion ont des bords irréguliers en ligne brisée, les fractures par cisaillement ont des bords lisses [97].



Figure II-8 : Fracture transversale du tiers moyen du fémur droit (A à C). Noter la translation antérieure sur la vue de profil.



Figure II-9 : Fracture oblique courte du fémur gauche. Obliquité de la solution de continuité par rapport à la diaphyse fémorale supérieure à 30°.

II .8.A.2.Fracture spiroïde simple ou double

Elle siège volontiers au segment distal où les corticales résistent moins aux contraintes en rotation. Elle est fréquente avant 5 ans et après 60 ans. L'analyse de la spire permet de reconnaître une variété par torsion médiale (pointe inférieure de la spire sur la corticale latérale) et une variété par torsion latérale (pointe inférieure de la spire sur la corticale médiale)[97].

II .8.A.3.Fracture à troisième fragment

On distingue le troisième fragment par flexion grossièrement triangulaire du troisième fragment par torsion en « aile de papillon ». Dans les fractures par flexion, il indique le côté du traumatisme et sa situation conditionne le pronostic. On considère en effet qu'à taille égale, un fragment postéromédial génère plus d'instabilité qu'un fragment antérolatéral (Figure II-10) [97].



Figure II-10 : Fracture à troisième fragment. La topographie postéro médiale du troisième fragment aggrave l'instabilité.

II .8.A.4.Fracture bifocal

Il s'agit d'une fracture à deux niveaux isolant un segment de cylindre diaphysaire intact (Figure II-11). Les traits de fractures sont volontiers de type transversal. Le pronostic est fonction de la vitalité du fragment intermédiaire qui peut être compromise par les moyens d'ostéosynthèse utilisés [97].



Figure II-11 : Accident de moto. A, B. Fracture bifocale avec cylindre intermédiaire intact. C. Fracture associée de la patella.

II .8.A.5.Fracture comminutive

C'est un fracas osseux caractérisé par une perte partielle ou totale de contact cortical. Elle s'accompagne volontiers d'une ouverture cutanée avec risque d'expulsion d'une esquille osseuse. Winquist et al [89,90] distinguent quatre types : type I avec comminution minimale ; type II avec troisième fragment détaché et contact cortical sur plus de 50 % de la circonférence ; type III comminution importante avec contact cortical inférieur à 50 % de la circonférence ; type IV comminution totale ou fracas sans possibilité de contact cortical [97].

II .8.B.Selon le siège de la fracture

Les contraintes musculaires et osseuses diffèrent selon le niveau fracturaire. Les contraintes musculaires expliquent les déplacements interfragmentaires, les contraintes osseuses influencent sur l'ostéogénèse et le remodelage osseux [97].

II .8.B.1.Fractures hautes

Sous l'effet des muscles moyen fessier, pelvitrochantériens et psoas iliaque, le fragment proximal subit invariablement un déplacement en flexion-abduction-rotation latérale. Le fragment distal se déplace en adduction sous l'effet des muscles adducteurs. Sur le versant médial, les contraintes mécaniques agissent en compression et favorisent l'ostéogénèse. Sur le versant latéral, les contraintes agissent en traction et retardent la consolidation [97].

II .8.B.2.Fractures médiodiaphysaires

Le tiers moyen est le siège préférentiel des fractures transversales, obliques, avec ou sans troisième fragment. Les déplacements interfracturaires sont à type d'angulation, de translation ou de chevauchement. Les insertions musculaires du quadriceps ont peu d'influence sur ces déplacements à l'exception de la contracture musculaire qui entretient le raccourcissement. Les difficultés de réduction et la persistance d'un diastasis doivent faire craindre une incarceration musculaire dans le foyer de fracture [97].

II .8.B.3.Fractures basses

La fracture spiroïde prédomine. Le raccourcissement est lié à l'ascension du fragment distal le long de la spire. En cas de fracture transversale, le fragment proximal suit l'action des muscles adducteurs et le fragment distal celle des muscles gastrocnémiens. La réduction, difficile à obtenir, nécessite souvent l'utilisation d'une broche transcondylienne [97].

II .9.BIOMECHANIQUE DES FRACTURES

II .9.1.Fracture de fatigue

Une fracture peut survenir si la contrainte supportée par l'os est supérieure à sa résistance maximum, mais elle peut également survenir à la suite de l'application répétée de contraintes beaucoup plus faibles que les contraintes critiques. C'est la fracture de fatigue de l'os [98] Elle survient soit après application peu fréquente de contraintes élevées, soit après application très fréquente de contraintes relativement faibles. La fréquence des sollicitations joue un rôle essentiel dans le processus de fatigue de l'os. En effet, la cinétique du remodelage osseux peut être plus rapide que le processus de

fracture spontanée, dans ces conditions la fracture peut être évitée. La fatigue musculaire conduit à une non protection du squelette et donc à son exposition à des fractures statiques.

II .9.2.Fracture et niveau d'énergie

Les fractures peuvent être classées en trois catégories, basées sur la quantité d'énergie libérée à leur niveau :

-Fracture à basse énergie : ce sont les fractures survenues à la suite d'une chute banale .

-Fracture à haute énergie : elles se produisent à l'occasion d'un accident de la route et sont comminutives avec lésion des parties molles.

-Fractures à très haute énergie : causées par projectile de guerre à grande vitesse, elles correspondent à de véritables explosions osseuses avec pertes de substance des parties molles.

II .9.3.Fractures sur déficience osseuse

La création d'une perte de substance osseuse fragilise considérablement l'os, des travaux ont montré que le simple fait de forer un trou et d'insérer une vis dans le fémur de lapin diminue de 70 % sa capacité d'absorber l'énergie [99]. Huit semaines plus tard, l'effet a disparu, mais l'ablation de la vis diminue à nouveau de 50 % cette propriété de l'os. La création d'une fente osseuse sur une diaphyse crée une section ouverte et conduit à une diminution de la résistance à la fracture de 70 %. Le prélèvement d'un greffon cortical fragilise donc considérablement l'os.

II .9.4.Fracture et contrainte

Une fracture est en fait une question de distribution de contraintes et d'énergie mécanique. L'énergie nécessaire pour fracturer un tibia humain normal est seulement de 1/100000e de l'énergie cinétique d'un skieur de 80 kg se déplaçant à 45 km/h [100]. Le cas extrême survient seulement quand l'énergie cinétique est brutalement concentrée et convertie en travail pour déformer le tibia. Les fractures sont le résultat de contraintes excessives de tension. Celles-ci ne sont en général pas causées par des forces de traction mais plutôt par des forces de flexion ou de torsion. Les fractures en « bois vert » sont la combinaison de micro-fractures de la cortical d'un os peu calcifié à bas module d'élasticité [100].

II .9.5.Fracture en traction

Elles surviennent généralement dans l'os spongieux. La fracture de la base du cinquième métatarsien par traction du court péronier latérale et du calcanéum par traction du tendon d'achille sont de bons exemples. Le meilleur exemple est réalisé par les fractures-tassements des vertèbres.

II .9.6.Fracture en cisaillement

On les rencontre habituellement dans l'os spongieux en particulier aux condyles fémoraux ou aux plateaux tibiaux. -Fracture en torsion Les contraintes de tension les plus élevées sont à 45° des contraintes de cisaillement. Le trait de fracture suit un plan en spirale pour suivre cet angle. Il n'y a pas de meilleur exemple que la fracture spiroïdale du skieur.

II .9.7.Fracture en flexion

Les fractures diaphysaires transversales ou en « aile de papillon » relèvent de ce mécanisme. La fracture commence sur la surface convexe, sur les fibres les plus extérieures qui supportent le plus de contraintes en tension. La présence de micro-défauts, d'entaille ou rainure dans cette face est à l'origine de l'amorçage de la fracture.

II .10.ETIOLOGIE DES FRACTURES

- Les fractures traumatiques sont les plus fréquentes.
- Les fractures pathologiques concernent des os fragilisés par des processus ostéolytiques:
 - ❖ soit une ostéoporose (ex : fracture du col fémoral du vieillard)

❖ soit une tumeur ostéolytique. La fracture peut faire découvrir la tumeur. Le plus souvent il s'agit de métastases mais parfois, de simples kystes osseux peuvent entraîner des fractures, chez l'enfant par exemple.

II .11.LES DFFERENTES PARTIES DES FRACTURES DU FEMUR

II .11.1.LES FRACTURES DE L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR

L'extrémité supérieure du fémur est en porte à faux comme une grue portuaire avec un angulation cervicodiaphysaire de 125 à 130° et une antéversion de 10 à 15°. Les fractures de l'E.S.F., sont des fractures fréquentes, notamment chez le sujet âgé, succédant généralement à une simple chute.

Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur surviennent préférentiellement chez le sujet âgé, engageant le pronostic vital. La femme dont l'espérance de vie est plus longue, et l'ostéoporose plus précoce, est plus touchée que l'homme. Les fractures de la région trochantérienne sont un peu plus fréquentes que les fractures du col fémoral. Les complications de décubitus et le syndrome confusionnel post-opératoires expliquent une mortalité de l'ordre de 20 à 30 % dans l'année qui suit la fracture chez les patients de plus de 70 ans [101].

II .11.1.1. Les fractures de la tête fémorale

La fracture luxation de la tête fémorale est une lésion peu fréquente. Nous pouvons estimer à 7 % la fréquence des fractures de tête fémorale associées à une luxation de hanche. Un accident de la route violent était toujours en cause, 14 fois la fracture était associée à une fracture du rebord cotyloïdien [102].



Figure II-12: Luxation fracture de la tête fémorale.

II .11.2.2.Les fractures du col du fémur

La fracture du col fémoral occupe le premier rang des fractures liées à l'âge avancé, par la fréquence, par la gravité de ses complications et par l'importance de ses répercussions économiques [103].






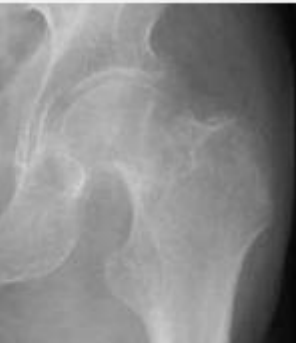


La fracture du col du fémur a des conséquences souvent très graves. Elle peut remettre en cause le pronostic vital d'une personne âgée et entraîne souvent une perte d'autonomie et l'obligation de quitter son domicile. Chez le sujet jeune, la rééducation est longue et peut être la cause de certains troubles de la mobilité [103].

On peut estimer qu'une femme sur trois et un homme sur six vivants jusqu'à 90 ans auront une fracture du col du fémur [103].

II .11.2.3.Classification de GARDEN :

La classification de Garden est le plus largement utilisée actuellement dans la pratique clinique. Garden Système de classification est classé en quatre étapes: Garden étape de fracture I, Garden étape de fracture II, Garden étape de fracture III et le stade Garden fracture IV. Les descriptions de ces quatre types sont présentées dans le Tableau II-1. Ces quatre étapes sont basées sur le degré de déplacement de la fracture comme on le voit sur les images représentées.

Tableau II-1: Les quatre types du classification de Garden [104].

Type de fracture	Description	Radiographiques	
GARDEN I	<p>type 1</p> <p>Une fracture sous-capitale incomplète. Ce type peut être expliqué par le fait que la tige fémorale est torsadé à l'extérieur. Les marquages trabéculaire dans le col du fémur sont déplacées à l'écart de la ligne médiane par rapport à celles de la tête fémorale.</p>		
GARDEN II	<p>type 2</p> <p>Un complet, mais non déplacées, fracture. Le col du fémur est déplacé de telle manière à maintenir un alignement normal de la tête fémorale.</p> <p>type 3</p>		
GARDEN III	<p>A une fracture sous-capitale partiellement déplacée complète. L'arbre fémoral est en rotation externe.</p> <p>type 4</p>		
GARDEN IV	<p>Une fracture complète et entièrement déplacée. Le fémur est en rotation externe et déplacé supérieurement par rapport à la tête fémorale. La tête est complètement détachée du cou.</p>		

II .11.2.4. Classification de DELBET :

Décrite en 1900, cette figure II-3 présente la classification basée sur le siège du trait de fracture:

Les fractures sous capitales : à la limite du cartilage articulaire.

Les fractures transcervicales ou cervicales vraies : à la partie moyenne du col ou le trait de fracture peut être verticale ou oblique perpendiculaire à l'axe du col.

Les fractures basicervicales : à la jonction col-trochanter.

Basée sur le siège du trait de fracture:



Figure II-13 : Classification de DELBET [104].

II .11.2.5. Classification de PAUWELS :

Décrite en 1935, Il s'agit d'une classification à valeur pronostic quant au risque de pseudarthrose, elle est plus précise que la précédente.

Cette classification est basée sur la valeur de l'angle entre le trait de la fracture et la perpendiculaire à l'axe de la diaphyse fémorale.(Figure II-14)

Type 1 : si l'angle est inférieure à 30°

- Trait proche de l'horizontal, force de compression
- Max (favorable à la consolidation)

Type 2 : si l'angle est entre 30 et 60°

- Force de compression égale à la force de cisaillement

Type 3 : si l'angle est supérieur à 60°

- Force de cisaillement dominante et défavorable à la consolidation risque Max de PSD

La fracture de Pauwels type 1 est une fracture de bon pronostic quant à la consolidation, car il y a essentiellement des contraintes en compression et peu de contraintes en cisaillement.

La fracture de type 3 est une fracture de mauvais pronostic, car le trait de fracture favorise les contraintes en cisaillement, point de départ de la pseudarthrose.

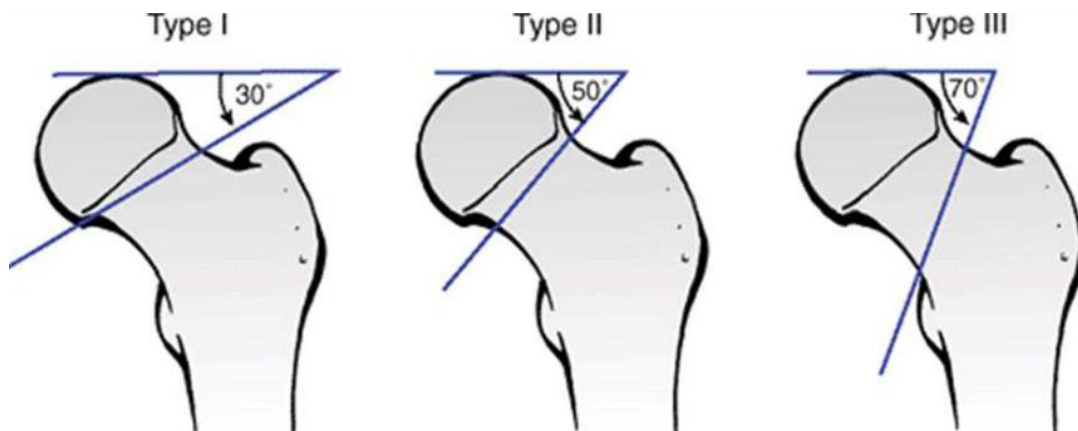


Figure II-14 : Classification de PAUWELS [104].

II .11.2.6. Classification de LAMARE :

Elle complète celle de Garden, en distinguant les fractures à moyen et grand déplacement, cette distinction est établie d'après la position d'un point situé à l'union du tiers inférieur et des deux tiers supérieur de la tête par rapport à un autre point correspondant à l'extrémité de la corticale interne du fragment inférieur.

- Intérêt pronostic et thérapeutique pour les types III et IV de GARDEN

Elle mesure et quantifie le déplacement en moyen et grand déplacement

- Les positions de l'extrémité corticale interne du fragment inférieure 02 types :

1. Type I : moyen déplacement, la position de l'extrémité de la corticale interne du fragment inférieure et au-dessous de ce point.
2. Type II : Grand déplacement, la position est au-dessus de ce point.

II .11.2.FRACTURES TROCHANTERIENNES DU FEMUR :

- La région trochantérienne est limitée :
 - En haut, par la base d'implantation du col.
 - En bas, par une ligne horizontale, située à 2,5 cm. au dessous du bord inférieur du petit trochanter
- Toute fracture dont le trait siège en totalité ou en partie dans cette région est une fracture trochantérienne.
- La région trochantérienne est caractérisée par sa structure osseuse spongieuse et corticale mince, fragile, toutes les fractures de cette région, ont la même tendance spontanée à la consolidation et posent les mêmes problèmes mécaniques de stabilisation.
- Sur le plan pratique, il convient de distinguer les fractures stables, des fractures instables.
- Deux éléments vont entraîner cette instabilité :
 - La rupture du « mur trochantérien postéro externe de stabilisation », qui ne s'opposera plus à la translation interne attiré par les muscles adducteurs.
 - La comminution de l'arc antéro interne.

II .11.2.A.FRACTURES STABLES :**II .11.2.A.1.Fractures cervico-trochantériennes : (27%)**

- Le trait : en général simple, débute en haut et en dehors, au niveau de la fossette digitale, longe la base d'implantation du col pour se terminer au bord supérieur du petit trochanter.
- Le déplacement : associe une *coxa vara*, et une *rotation externe* du fragment distal, il est modéré, limité par les insertions musculaires.

II .11.2.A.2.Fractures pertrochantériennes simples : (24%)

- Le trait : Part de l'angle supéro-externe du grand trochanter, traverse le massif trochantérien, et se termine au niveau du petit trochanter qui peut être détaché isolément.

- Le déplacement : est souvent important, associant une *varisation*, une *ascension* et une *rotation externe* du fragment distal.

II .11.2.B.FRACTURES INSTABLES :

II .11.2.B.1.Fractures pertrochantériennes complexes : (34%)

- Le trait principal est identique à celui déjà décrit, mais il existe des traits de refend qui réalisent une fracture à 4 fragments :

- Un fragment cervico-céphalique,
- Un fragment antéro interne : emportant le petit trochanter,
- Un fragment trochantérien externe : plus volumineux, détachant en arrière la ligne inte trochantérienne postérieure,
- Enfin, un fragment trochantéro-diaphysaire. On peut rapprocher à ces fractures, les exceptionnelles fractures inter-trochantériennes (3%), où le trait est proche de l'horizontale.

II .11.2.B.2.Fractures sous trochantériennes : (5%)

- Le trait : Est en général horizontal, et passe au dessous du petit trochanter.
- C'est la variété la plus exposée aux pseudarthroses car le trait se situe dans une région très mal vascularisée, à cheval entre les réseaux épiphysaires et diaphysaires.

II .11.2.B.3.Fracture trochantéro –diaphysaires (10%)

- Le trait : souvent spiroïde, commence en haut comme celui d'une fracture pertrochantérienne, mais il est beaucoup plus oblique et descend dans la diaphyse pour se terminer au niveau de la corticale interne plusieurs cm au-dessous du petit trochanter.

II .12.FRACTURE DE LA DIAPHYSE FÉMORALE :

Les propriétés biomécaniques de la diaphyse fémorale (comportement viscoélastique) dépendent de la direction dans laquelle les forces sont appliquées. Ainsi, la diaphyse résiste mieux aux forces de compression qu'aux forces de traction et à force égale casse d'autant plus facilement que l'effort est appliqué rapidement. Les fractures à haute énergie prédominent chez l'adulte jeune de sexe masculin. Les fractures à basse énergie sont plus fréquentes chez les femmes âgées. Ces données expliquent aisément la répartition des différents types de fracture: fracture transversale du tiers moyen par choc direct chez le jeune adolescent, fracture spiroïde par torsion chez la personne âgée. Chez le jeune enfant, il faut systématiquement évoquer une fragilité constitutionnelle du tissu osseux comme la maladie de Lobstein ou à défaut un traumatisme non accidentel (syndrome des enfants battus) [97].

Classiquement, les fractures du fémur sont classées en fonction du type de trait et de son siège sur la diaphyse. On distingue ainsi pour chacun des trois segments diaphysaires (proximal, moyen et distal) :

- la fracture simple ou bifragmentaire : il peut s'agir d'une fracture transversale ou oblique courte, siégeant le plus souvent à la partie moyenne ou à la jonction des parties moyenne et proximale de la diaphyse, survenant surtout après traumatisme par choc direct. Plus rarement, il s'agit d'une fracture spiroïde, volontiers située au segment distal dont les corticales résistent moins aux contraintes en rotation. Après ostéosynthèse, l'instabilité axiale ou rotatoire de ce type fracturaire est habituellement absente ou faible ;

- la fracture complexe ou plurifragmentaire constituée le plus souvent d'une fracture oblique longue ou spiroïde détachant un troisième fragment intact et non refendu, survenant plutôt dans un mécanisme associant torsion et flexion. Sa complexité reste relative dans la mesure où, après réduction, l'absence de comminution permet le maintien d'un contact et d'un appui entre les deux segments principaux offrant la possibilité de retrouver aisément la longueur de la diaphyse.

Après ostéosynthèse, l'instabilité axiale est réduite et la stabilité rotatoire dépend de la taille et de la situation du troisième fragment ;

- la fracture comminutive qui, à l'inverse, du fait de la comminution d'un des segments, ne permet plus ce contact efficace et génère une instabilité axiale et rotatoire importante après ostéosynthèse dont il faut tenir compte dans le montage réalisé ;
- la fracture bifocale dont la forme et la stabilité dépendent du type des traits principaux et de l'état du fragment intermédiaire (intact, refendu, comminutif).

II .12.1 Classification de Winquist et Hansen

classification de Winquist et Hansen [89,90] de la comminution éventuelle du trait de fracture est la base de la qui distingue quatre types ulistré dans la Figure II-15 :

- type I : comminution minimale ou nulle ;
- type II : troisième fragment détaché mais avec possibilité de contact cortical des segments principaux sur plus de 50 % de la circonférence du foyer ;
- type III : comminution plus importante avec conservation possible d'un contact cortical entre les segments principaux cependant inférieur à 50 % ;
- type IV : comminution totale avec perte de contact cortical entre les segments principaux.

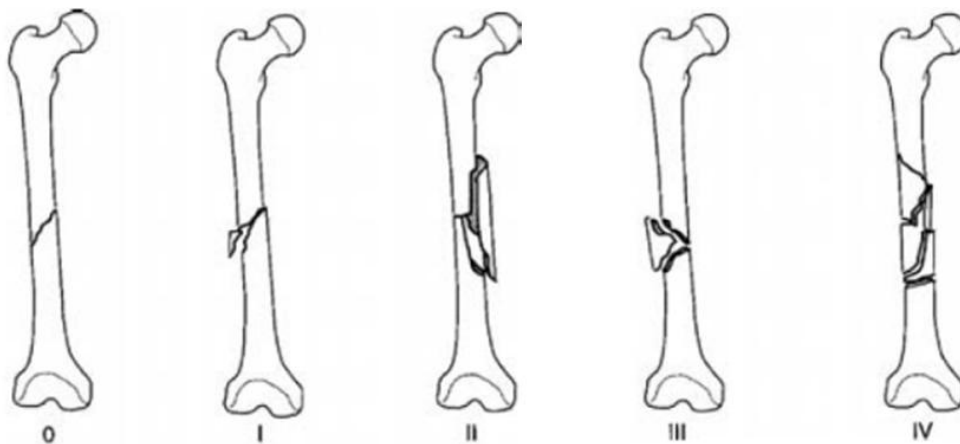


Figure II-15 : Classification des fractures comminutives. Selon Winquist et Hansen [89,90].

II .12.2.Classification de l'AO

La classification des fractures de fémur par AO reprend ces données sous forme d'arborescence (Figure II-16). Le groupage (A-B-C) tient compte de la complexité du trait : fracture simple (groupe A), fracture à troisième fragment (groupe B), fracture comminutive (groupe C). Le premier chiffre (1-2-3) tient compte de la forme du trait et/ou de la constitution des fragments. Dans le groupe A, on distingue les variétés spiroïde (A1), oblique (A2), transversale (A3). Dans le groupe B à troisième fragment, on retrouve un coin de torsion intact (B1), un coin de flexion intact (B2), un coin fragmenté (B3). Dans le groupe C des fractures comminutives, on distingue la fracture complexe spiroïde (C1), la fracture complexe à fragment intermédiaire (C2), la fracture complexe non spiroïde (C3). Le second chiffre (1-2-3) tient compte de la localisation sur la diaphyse pour les groupes A et B en tiers proximal (1), tiers moyen (2) et tiers distal (3) ou du nombre de fragments intermédiaires pour le groupe C, deux-trois fragments (1), fracas localisé (2), fracas étendu (3) [107].

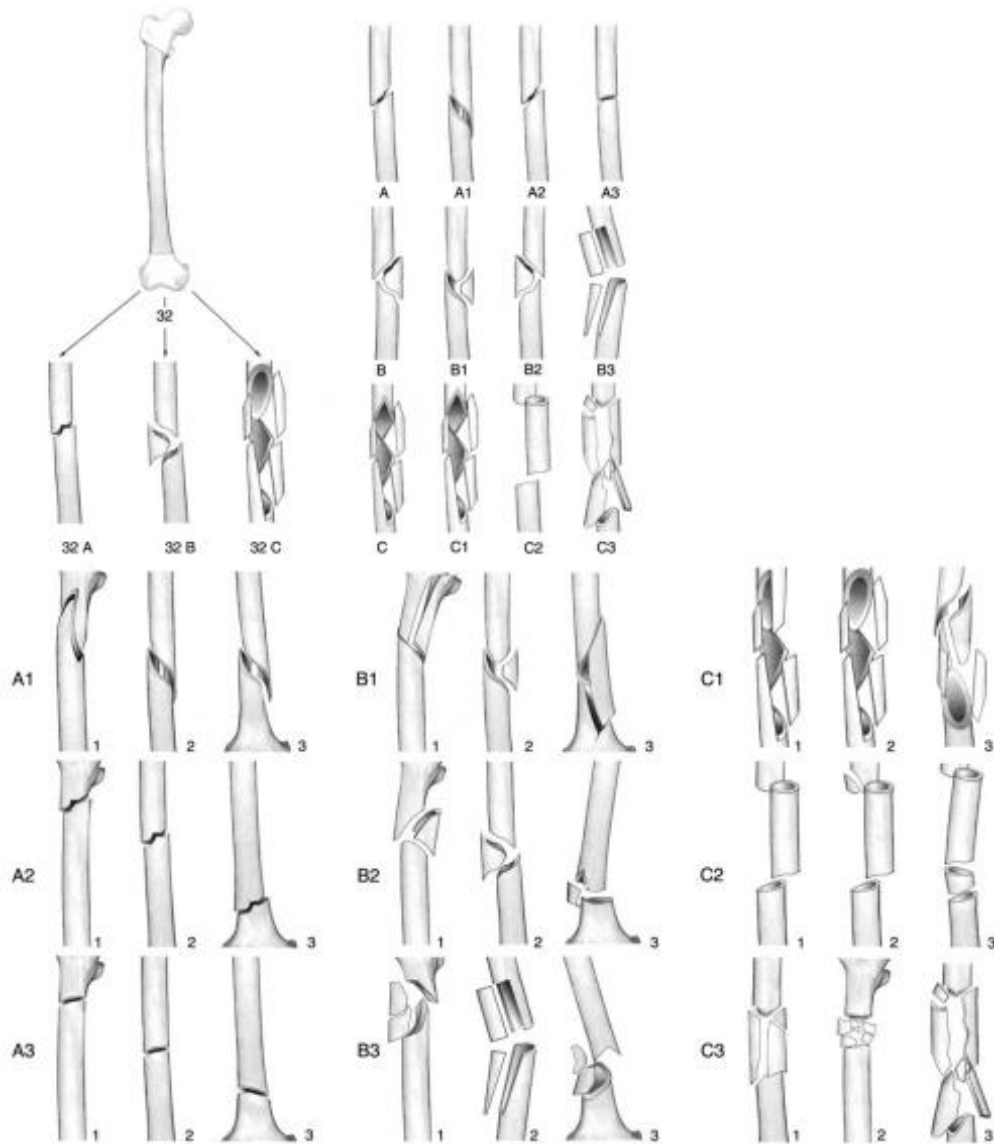


Figure II-16 : Classification des fractures du fémur selon l'AO [98].

32. Fémur diaphysaire.

A. Fracture simple.

B. Fracture à coin.

C. Fracture complexe.

32A. Fracture diaphysaire simple : A1. spiroïde ; A2. oblique supérieure ou égale à 30° ; A3. transversale inférieure à 30° . 32B. Fracture à coin : B1. de torsion

intacte ; B2. de flexion intacte ; B3. fragmenté. 32C. Fracture complexe : C1. comminutive spiroïde ; C2. complexe bifocale ; C3. comminutive non spiroïde.

A1-1 : zone trochantérienne ; A1-2 : zone moyenne ; A1-3 : zone distale. A2-1 : zone trochantérienne ; A2-2 : zone moyenne ; A2-3 : zone distale. A3-1 : zone

trochantérienne ; A3-2 : zone moyenne ; A3-3 : zone distale. B1-1 : zone trochantérienne ; B1-2 : zone moyenne ; B1-3 : zone distale. B2-1 : zone

trochantérienne ; B2-2 : zone moyenne ; B2-3 : zone distale. B3-1 : zone trochantérienne ; B3-2 : zone moyenne ; B3-3 : zone distale. C1-1 : à deux fragments

intermédiaires ; C1-2 : à trois fragments intermédiaires ; C1-3 : à plus de trois fragments intermédiaires. C2-1 : à un segment intermédiaire ; C2-2 : à un

segment et coin de flexion intermédiaires ; C2-3 : à deux segments intermédiaires ; C3-1 : à deux-trois fragments intermédiaires ; C3-2 : avec fracas localisé ; C3-3 : avec fracas étendu.

II .13.FRACTURE DE L'EXTRIMITE INFERIEURE DUFEMUR :

On distingue :

- Fr supra condylienne et sus inter condyliennes
- Fr uni condyliennes
- Décollement épiphysaire

II .13.1.FR SUPRA CONDYLIENNE ET SUS INTER CONDYLIENNES :

II .13.2.SIEGE : LE TRAIT DU FR PERMET DE DIFFERENCIES :

- FR supra condylienne extra articulaires
- FR sus et inters condyliens avec trait de refond articulaire
- Elles sont en V ou Y ou en T

II .13.3.Comminution :

- FR simple dont le nombre de fragments est réduit, réduction et ostéosynthèse aisée.

- FR complexes à plusieurs frgts, pose de différents problèmes opératoires.

II .13.4.SOFCOT 1998 : 07 TYPES

- a.* Type I : FR supra condyliennes simples
- b.* Type II : FR supra condyliennes comminutives
- c.* Type III : FR supra condyliennes complexes
- d.* Type IV : FR sus et inter condyliennes simples
- e.* Type V : FR sus inter condylienne à comminution métaphysaires
- f.* Type VI : FR sus inter condylienne à comminution métaphyso-épiphysaire
- g.* Type VII : Fracasmétaphysoepiphysio-diaphysaire

NB : les FR type III est l'apanage d'un traumatisme violent à haute énergie

II .13.5.FR UNICONDYLIENNES :

- Elles sont moins frqt que les supra et sus inter condylienne 15%
- La FR unicondylienne détache le condyle inter où externe
- Le trait traversé l'échancrureintercondylienne obliquement vers la région supra
- Condylienne

II .13.6.Classification COSACESCO –TRILLAT :

- a.* Type I : FR de HOFFA Post dans un plan frontal
- b.* Type II : FR de TRILLAT Ant dans un plan sagittal
- c.* Type III : FR intermédiaire entre type I et type II

II .13.7.Classification LETENNEUR :

Concerne la FR de HOFFA dans plan frontal :

- d.* Type I : FR HOFFA a grand fragment
- b.* Type II : FR HOFFA a fragment moyen
- c.* Type III : FR HOFFA a fragment petit

Chapitre III

III .1 Introduction :

Les performances mécaniques de l'os sont influencée par sa capacité à résister à la charge et à maintenir son intégrité structurelle [108-109]. Malgré les progrès de la mécanique de rupture; la corrélation entre la nature de la charge appliquée et le profil de fracture produit n'est pas claire [110]. De plus, l'os est fragile pour un taux de déformation élevé et se comporte comme un matériau ductile à faible taux de déformation [111], ce qui devrait avoir un effet sur le type de la fracture produite.

La modélisation par élément fini est un outil précieux pour étudier un large éventail de problèmes biologiques. Elle est largement utilisée pour étudier le comportement de l'os dans de nombreuses applications cliniques. En raison de la nature inhomogène et anisotrope du matériau osseux, il est assez difficile de spécifier ses propriétés mécaniques pour la simulation par EF.

Dans ce chapitre la méthode des éléments finis étendus (X-FEM) a été utilisée pour modéliser la rupture du fémur sous chargement statique. Dans ce que suit la simulation de la fracture du fémur considère l'hypothèse suivant :

Premièrement l'os est supposé homogène élastique et isotrope, on suit l'os est considéré comme orthotrope.

Le critère de rupture de l'os est celui utilisé par la X-FEM (contrainte principale maximale) pour le comportement en rupture sous chargement statique et le critère de Jhonson-Cook pour le comporement en rupture sous chargement dynamique.

Tout le domaine de l'os cortical a été pris comme domaine de rupture c-a-dire que la rupture peut apparaitre n'import où dans l'os cortical si la condition de chargement et d'endommagement sont atteintes pour donner la rupture. A cet effet l'élément se prise et initie une rupture.

III .2.Modélisation tridimensionnelle:**III .2.1.Modèle géométrique**

L'obtention du modèle 3D solide du fémur d'un patient consiste à prendre des images de la région d'intérêts à l'aide de la technique d'imagerie médicale CT-scan.

L'épaisseur de chacune des tranches est de 1 mm pour la partie proximale jusqu'au petit trochanter et de 8 mm du petit trochanter à la partie la plus distale de la diaphyse.

A l'aide de la luminosité des clichés tomographique; deux régions peuvent être distinguées (os cortical et os spongieux). La reconstruction 3D des deux régions se réalise séparément. La figure III-1, Montre les étapes de reconstruction 3D du fémur [112].

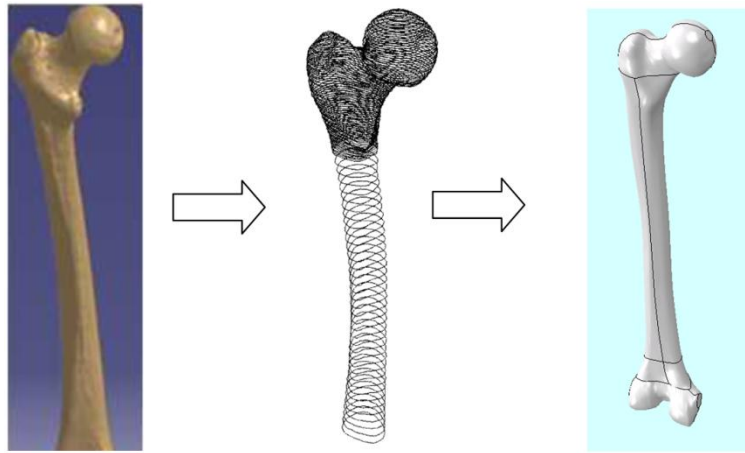


Figure III-1: Numérisation de l'os fémorale.

Les résultats finaux sont une géométrie complète du fémur sous forme d'une pièce constituer d'un seul volume (l'os cortical). De la même manière on peut obtenir la partie représentant l'os spongieux. Figure III-2.



Figure III-2 : Modèle tridimensionnel du fémur

La figure III-3 représente les composantes de l'os fémoral. On note l'épaisseur de l'os cortical varié selon la position, sa densité eusses. L'os spongieux se situe dans l'os cortical de la partie métaphysaire supérieur et inférieur.

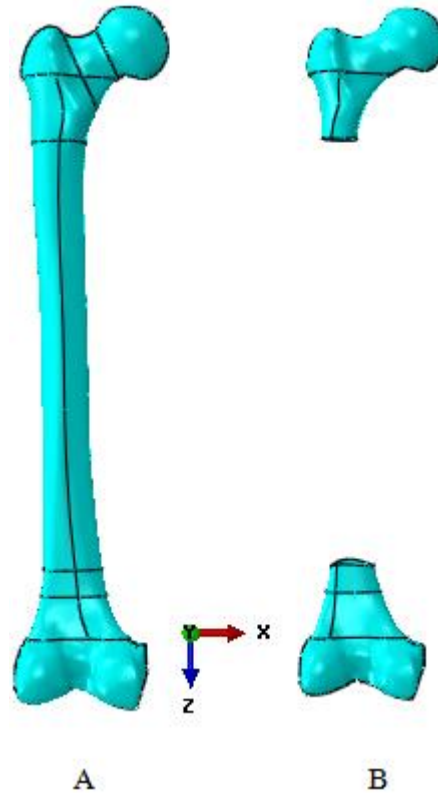


Figure III-3: Modèle tridimensionnel du fémur (A) os cortical (B) os spongieux.

III .2.2.Propriété mécanique

Il est important que les propriétés mécaniques du tissu cortical et spongieux doivent être déterminées avant de tenter d'effectuer des analyses sur eux. L'os cortical se compose d'une couche externe solide (périoste). Ces propriétés diminuent en allant vers l'intérieur (os spongieux). Reilly et Burstein[113] ont mené des études exhaustives sur le tissu cortical, ont conclu que les valeurs de module étaient semblables dans les essais de traction et de compression. Les balayages CT sont devenus populaires dans la définition des propriétés des matériaux, car ils peuvent associer des valeurs de propriétés mécaniques à un modèle EF. Des chercheurs comme Lotz et al [114], Keyak et al[115] et Carter et al[116] ont utilisé la méthode CT pour associer des propriétés mécanique à leurs modèles EF. Dans la littérature, il existe plusieurs techniques employées pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os cortical telque Keyak et al, Carter et al.....etc[117-

120]. De nombreux auteurs ont montré que l'os cortical contenait une répartition homogène dans toute la région corticale, mais peu d'auteurs comme Lotz[121] ont modélisé les modules d'Young osseux corticaux en fonction de l'épaisseur de l'os. Yoon et al[122] ont considéré que l'os cortical dans ses parties diaphysaires et col fémoral comme homogène et orthotrope pour simuler sa rupture. Toutes les études réalisées dans notre projet reposent sur l'hypothèse que les os corticaux et spongieux se comportent linéairement avant leur rupture selon l'hypothèse de Yoon [122].

Tableau III-1 : Propriétés élastiques de l'os isotrope.

	E (Mpa)	ν	σ_y (Mpa)	ϵ_y (Mpa)	ρ (kg/m ³)
Os cortical	17000	0.3	117	3.3	2000
Os spongieux	600	0.3	4.5	0.65	0.45

Les propriétés mécaniques du col fémoral et la diaphyse sont supposé orthotropes linéaires élastiques. Dans le tableau III-2 sont illustré ses propriétés.

Tableau III-2 : Propriétés élastiques de l'os orthotrope.

E ₁ (Gpa)	E ₂ (Gpa)	E ₃ (Gpa)	G ₁₂ (Gpa)	G ₂₃ (Gpa)	G ₃₁ (Gpa)	ν_{13}	ν_{23}	ν_{12}
16.6	17.0	25.1	7.2	8.4	7.1	0.23	0.24	0.33

Les directions 1, 2 et 3 indiquent les directions principales du matériau composite. Les propriétés inscrites sont : (E) le module d'élasticité, (G) le module de cisaillement et (ν) le coefficient de Poisson.

Les paramètres requis par là (X-FEM) sont choisi sur la base des données expérimentales dans la littérature le tableau III-3[123].

Tableau III-3 : Propriétés de (X-FEM) pour l'os cortical.

σ_{nc}	G _{nc}	G _{sc}
117 (Mpa)	2.97 (N/mm)	1.16 (N/mm)

Les valeurs sont: la force normale (σ_{nc}), la ténacité pour le mode d'ouverture (G_{nc}) et modes de cisaillement (G_{sc}).

III .3.Conditions de chargement

Notre modèle EF du fémur humain fait l'objet d'application de trois forces orienté différemment.

La figure III-4 représente les trois types d'orientation de la force appliquée. Ses orientations représentent les différents types d'accident (chute, accident voiture un cas intermédiaire). La charge appliquée est d'amplitude de 18 kN sur la tête de fémur [124]. La partie distale du fémur est encastree.

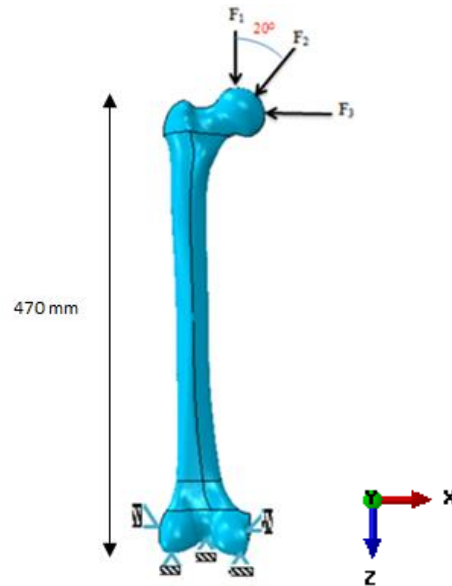


Figure III-4 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

III .3.1.Maillage

Un maillage d'environ 20000 éléments de type C3D4 tétraèdres est généré pour une meilleure approximation des résultats. Le raffinement du maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. La figure III-5 montre la structure maillée de l'os cortical et spongieux (C3D4: élément 3 dimensionnels à 4 nœuds).

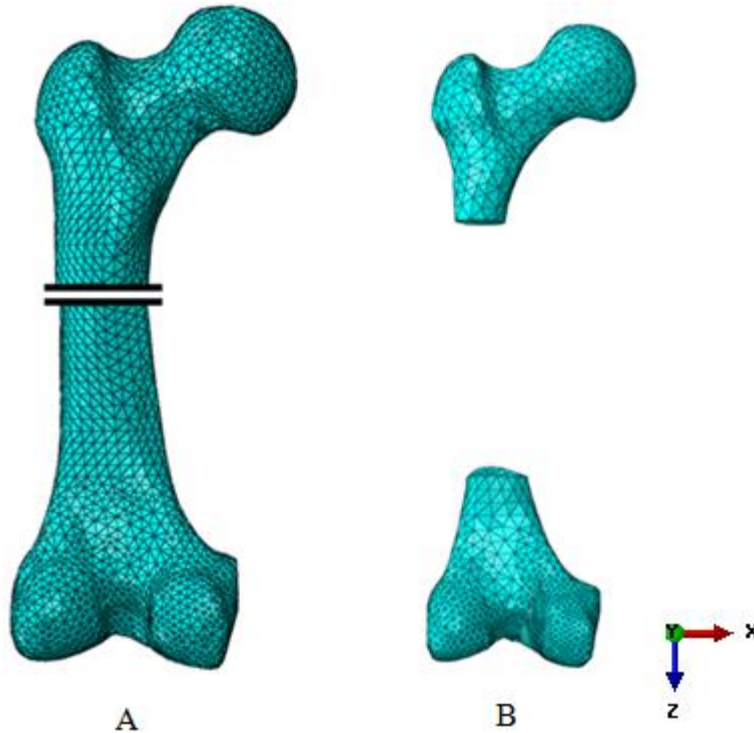


Figure III-5 : Maillage d'un fémur **A** : os cortical **B**: os spongieux.

III .4 La méthode des éléments finis étendue (X-FEM)

Lorsqu'on utilise des méthodes analytiques pour résoudre des problèmes de mécanique de rupture, il existe généralement plusieurs limitations qui nécessitent une simplification par certaines hypothèses. Habituellement homogène et isotrope le matériau dans un domaine infini avec des conditions aux limites simples.

Dans un problème pratique avec des structures complexes incluant la propagation de fracture dans les formations rocheuses, il y a habituellement de très petites fissures soumis à des conditions limites complexes et les propriétés mécaniques sont beaucoup plus compliquées que celles qui sont liées au modèle de matériau linéaire, homogène et isotrope idéal. Par conséquent, une analyse plus réaliste de la mécanique de rupture doit être effectuée au moyen de méthodes numériques. Parmi ceux-ci, la plus largement adoptée dans les applications d'ingénierie pratique est la méthode des éléments finis[125]. Pour cette raison, plusieurs logiciels basés sur la technique MEF ont été développés au fil des années.

Bien que la méthode des éléments finis se soit montrée particulièrement adaptée aux problèmes de mécanique des ruptures, les champs au voisinage de la pointe de fissure non lissés en termes de contraintes et de déformations ne peuvent être capturés que par un maillage localement raffiné. Cela conduit à une augmentation du nombre de degrés d'éléments et du temps d'exécution de la simulation en conséquence. En ce qui concerne l'analyse de la propagation des fissures, il reste un défi pour l'application de la modélisation numérique. Puisqu'il est nécessaire pour la discrétisation par la MEF de conformer la discontinuité pour modéliser les discontinuités évolutives, le maillage doit être régénéré à chaque pas de temps. Cela signifie que la solution doit être projetée pour chaque pas de temps sur le maillage mis à jour, provoquant une augmentation spectaculaire en termes de coûts de calculs et de perte de la qualité des résultats. En raison de ces limitations, plusieurs approches numériques pour analyser les problèmes de mécanique de rupture ont été proposées [126].

Ces dernières années, la méthode des éléments finis étendus (X-FEM) est apparue comme une puissante procédure numérique pour l'analyse des problèmes de rupture. Il a été largement reconnu que la méthode facilite la modélisation de la croissance de la rupture sous les hypothèses de la mécanique linéaire de rupture (LEFM).

Le X-FEM est fondé sur l'enrichissement du modèle EF en ajoutant des degrés de liberté supplémentaires qui sont ajoutés aux nœuds des éléments coupés par la rupture. De cette façon, la rupture est incluse dans le modèle numérique sans la nécessité de modifier la discrétisation du domaine, parce que le maillage est généré complètement indépendamment de la rupture. Par conséquent, un seul maillage est nécessaire pour toute longueur et orientation de la rupture. En outre, les nœuds entourant la pointe de rupture est enrichie de fonctions qui reproduisent le comportement asymptotique de la pointe de rupture. Ceci permet la modélisation de la rupture à l'intérieur de l'élément à pointe de rupture et augmente la précision dans le calcul des facteurs d'intensité de contrainte.

La méthode des éléments finis n'est donc pas bien adaptée à la modélisation de la propagation de fissure, puisque sa mise en oeuvre nécessite des opérations de remaillage et de raffinement de maillage assez lourdes, qui peuvent être difficiles à maîtriser (le maillage automatique des domaines bidimensionnels complexes n'est pas évident). La méthode des éléments finis étendus, désignée par le sigle X-FEM, développée par Moës et co [127], permet

de s'affranchir de ces contraintes. En effet, dans cette méthode, la fissure est représentée indépendamment du maillage, par une représentation explicite. Le domaine est donc maillé sans tenir compte de la fissure, qui est indépendant du maillage. On définit d'abord une méthode d'élément finis classique sur le maillage. Sur les éléments touchés par la fissure, la base élément fini reçoit des degrés de liberté spécifiques pour représenter les effets de la fissure :

- Le long de la fissure, pour représenter la séparation du matériau, on multiplie les fonctions de forme classiques par une fonction d'Heaviside.
- Sur l'élément contenant le fond de fissures, les fonctions de forme classique sont multipliées par les singularités du modèle. Signalons qu'un élément indispensable de la méthode X-FEM est une connaissance précise et à priori des singularités du modèle résolu. L'introduction de la singularité exacte permet d'éviter de raffiner près du fond de fissures. De plus, en cas de propagation, il n'est pas nécessaire de remailler le domaine, car le maillage n'est pas modifié : seuls les degrés de liberté spécifiques qui représentent la fissure et ses effets doivent être mis à jour.

La Rupture a été modélisée avec la X-FEM qui se base sur des critères de la contrainte principale maximale pour déterminer l'emplacement de l'initiation de la fissure et sa propagation. Ce critère peut être représenté comme suit:

$$f = \left\{ \frac{\langle \sigma_{max} \rangle}{\sigma_{max}^0} \right\} \quad \text{(III .1)}$$

Ici, σ_{max}^0 représente la contrainte principale autorisée maximale. Le symbole $\langle \rangle$ représente le support de Macaulay avec l'interprétation habituelle (c-à-dire),

$$\langle \sigma_{max} \rangle = 0 \text{ si } \sigma_{max} < 0$$

et

$$\langle \sigma_{max} \rangle = \sigma_{max} \text{ si } \sigma_{max} \geq 0.$$

La contrainte de compression n'initie pas l'endommagement.

Lorsque $f \geq 0$ le critère d'amorçage est satisfait [128].

III .5.RÉSULTATS ET ANALYSE

III .5.1 DISTRUBITION DES CONTRAINTES DANS L'OS :

III.5.1.a.Premier cas de chargement

- **Contrainte équivalente**

La figure III-6 montre la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises en surface dans tout le fémur. Les contraintes les plus élevées sont situées principalement dans la partie diaphysaire. Il existe une petite partie aussi bien sollicité que la diaphyse qui se situe dans le col fémoral juste sur la tête fémorale. Les valeurs de la contrainte sont très élevées de l'ordre 412 Mpa. Sachant que la limite à la rupture de l'os corticale est de 117 Mpa en traction et 169 Mpa en compression; on peut dire que la simulation prédit une rupture de l'os au niveau diaphysaire et du col fémoral mais ce type de contrainte ne permet pas une réelle prédiction de la rupture puisque la limite de rupture de l'os est différente entre traction et compression. Donc la contrainte équivalente ne permet pas de localiser les sites de rupture de l'os du faites que les ruptures de l'os sont souvent engendrées par des forces de tensions.

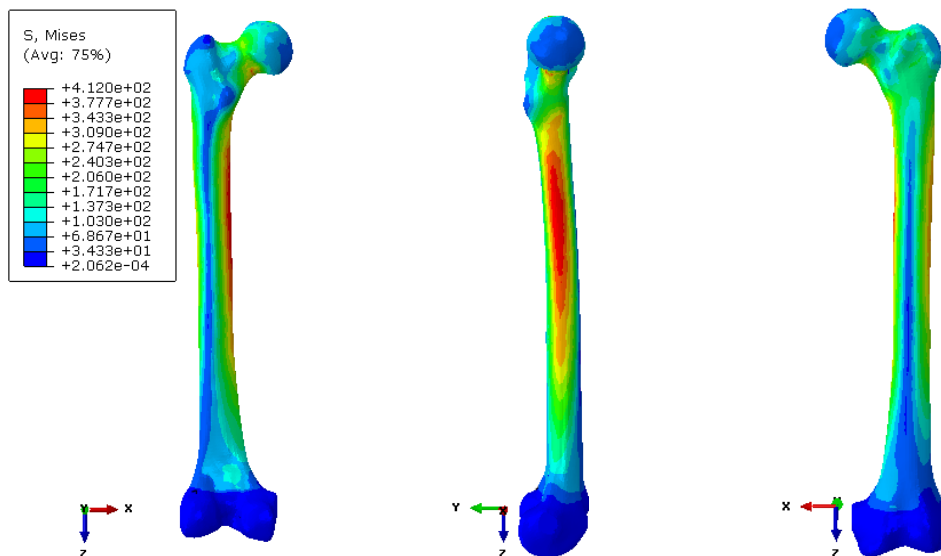
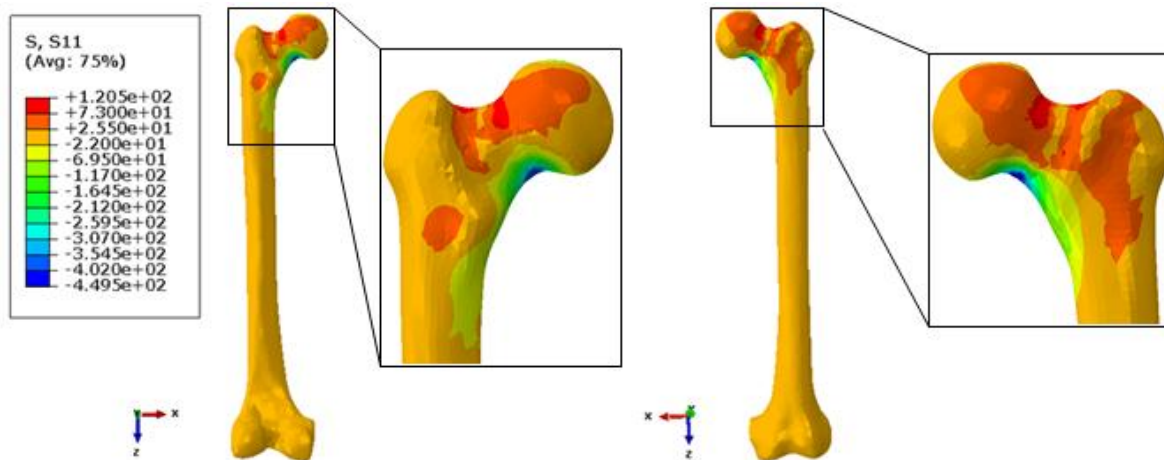


Figure III-6: Distribution de la contrainte équivalente dans le fémur.

- **Contrainte σ_{xx} :**

Sur la figure III-7, nous avons montré la distribution de la contrainte selon la direction x et son amplitude dans le fémur. Cette figure montre que ce matériau est soumis à des contraintes de compression et de traction. Les contraintes de traction les plus intenses sont localisées dans la partie supérieure du col avec 120 Mpa et dans la partie inférieure des contraintes de compressions à l'ordre de 449 Mpa.



FigureIII-7: Distribution de la contrainte σ_{xx} [Mpa].

- **Contrainte σ_{yy} :**

Sur la figure III-8 nous avons illustré la distribution de la contrainte suivant la direction y et son amplitude dans le fémur. Contrairement aux contraintes suivantes x, les contraintes sont essentiellement de tension. C'est dans la zone des charges appliquées que les contraintes sont les plus importantes. Toutefois, elles restent relativement faibles (de l'ordre de 231 Mpa). Dans la partie restante leur niveau est très bas et ne dépasse pas les 110MPa.

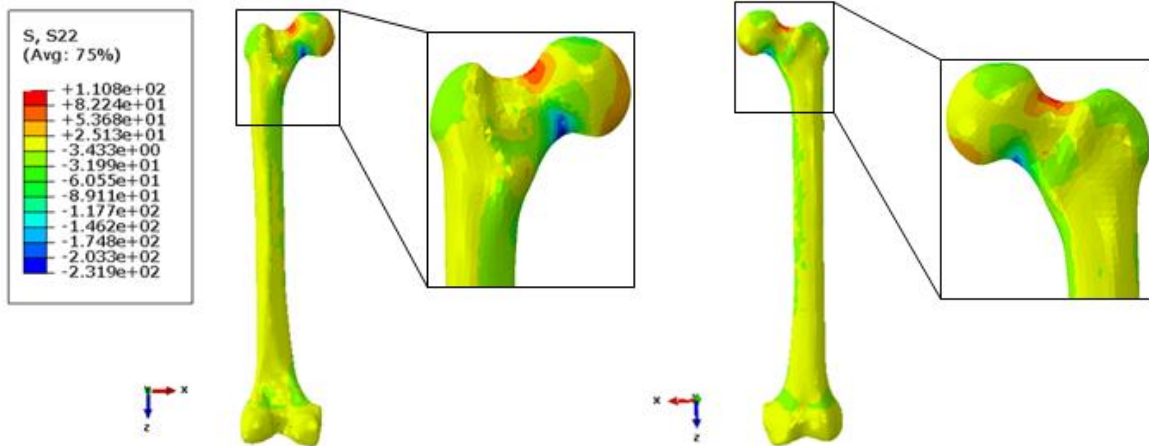


Figure III-8: Distribution de la contrainte σ_{yy} [MPa].

- **Contrainte Principale Maximale:**

Pour pallier le problème rencontré précédemment (Impossibilité de localisation du site fracturaire) puisque la contrainte équivalente de Von Mises ne fait pas de distinction entre tractation et compression, nous présentons la distribution de la contrainte principale maximale pour bien clarifier les zones fracturaires. Les résultats sont donnés sur la figure III-9. On remarque que la contrainte max est localisée sur le col fémoral et dans la diaphyse sur la surface latérale. Cette contrainte est de l'ordre de 345 Mpa.

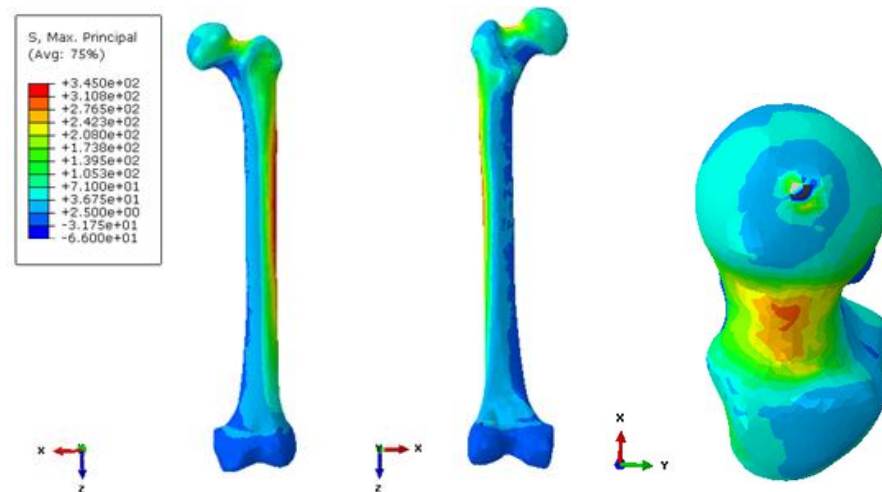


Figure III-9: Distribution de la contrainte principale maximale dans le fémur.

La figure ci-dessous montre la direction principale et leur équivalente de taille. Comme remarqué précédemment, ces contraintes sont localisées dans le col et la diaphyse avec la

particularité cette fois-ci que la valeur max est précisément située sur le col fémoral. La direction principale nous permet de prédire le plan sur lequel la fracture se propage, car cette dernière (la fracture) s'initie sur le plan perpendiculaire à la direction principale. Dans notre cas, le modèle numérique prédit l'initiation d'une fissure dans le centre col se propageant vers le grand trochanter. Ces résultats seront confirmés ultérieurement par la simulation de la fracture du fémur.

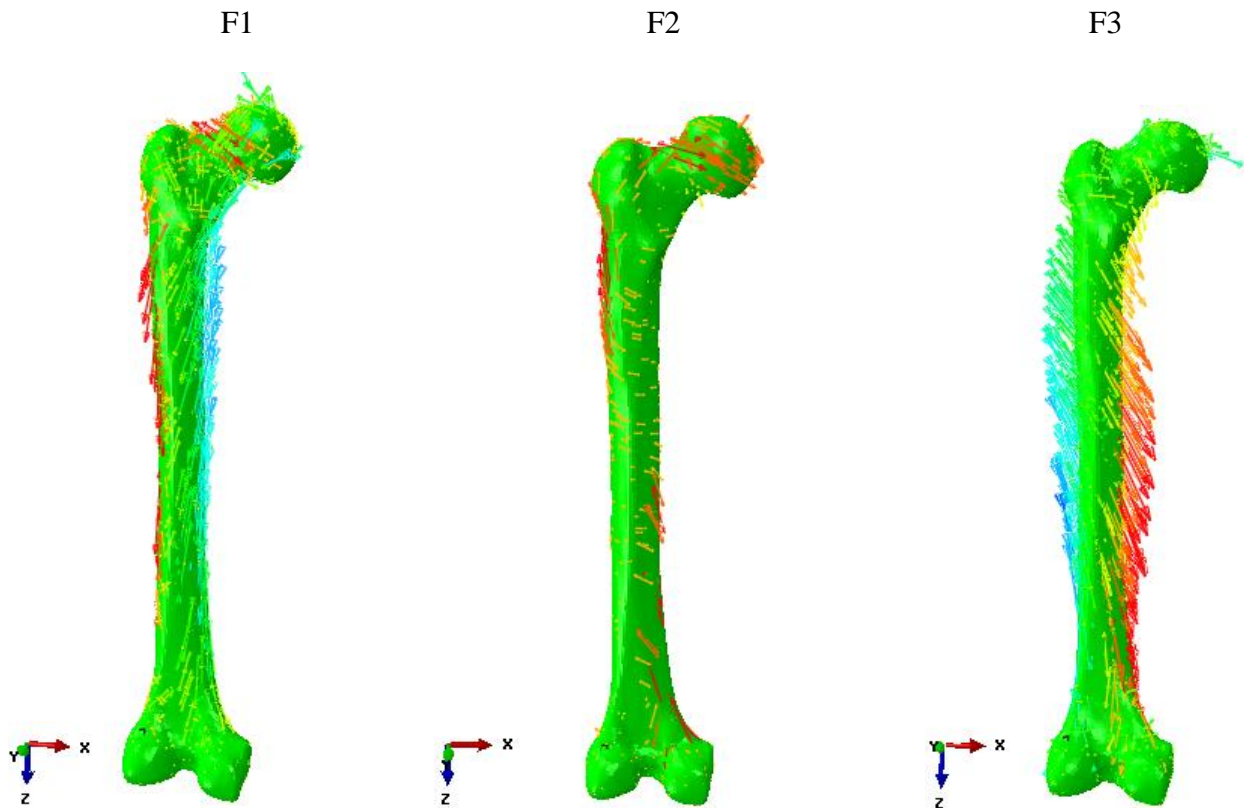


Figure III-10: Distribution de la contrainte principale maximale et sa direction.

III.5.1.b Effet de la direction de la charge sur répartition des contraintes dans l'os.

- **Contrainte équivalente :**

La figure III-11 montre la comparaison de la contrainte équivalente entre les trois cas de chargement. On remarque que la contrainte est très élevée dans les deux cas F1 et F3 et elle est localisée au niveau de la zone de la diaphyse avec une amplitude de 412 Mpa et 896 Mpa respectivement, par contre le deuxième cas de chargement F2 engendre une contrainte plus faible et concentrée sur le col fémoral avec des valeurs de l'ordre de 313 Mpa.

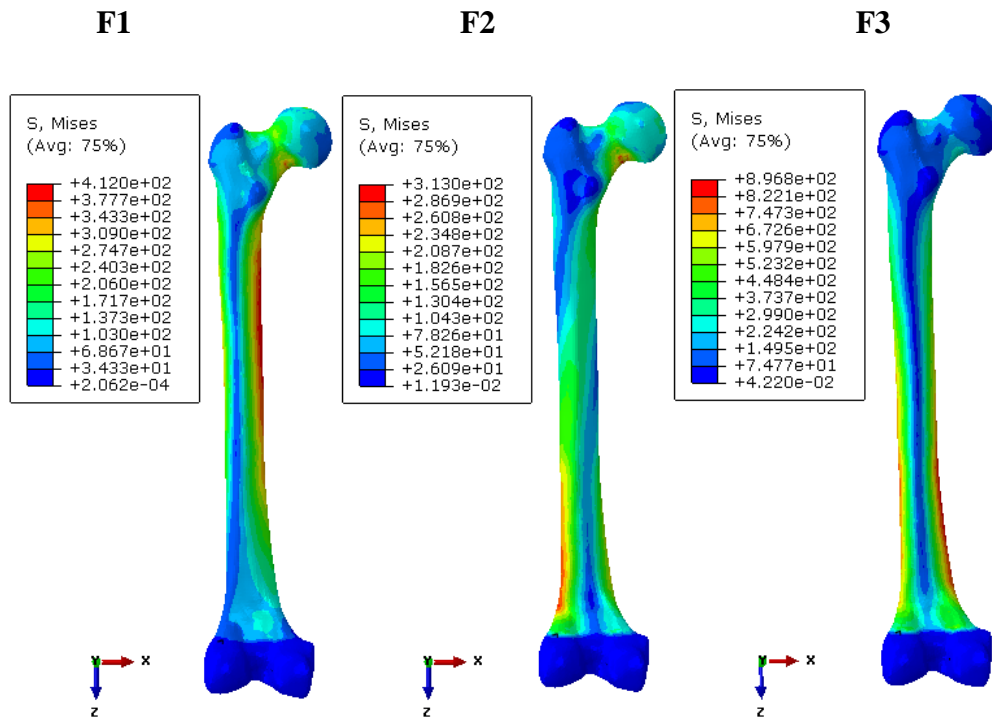


Figure III-11: Répartition de la contrainte équivalente dans le fémur pour trois cas de chargement.

- **Contrainte principale maximale :**

Ce type de contrainte permet la visualisation du champ de contrainte principale maximum c- a- dire que seul une contrainte de la diagonale du tenseur contrainte est illustré sur la figure III-12. les autres contraintes de cisaillement(σ_{12} , σ_{13} , σ_{23}) sont null et les deux autres ccontrainte de la diaginale sont plus faible que cette dernière. Donc c'est ce type de contrainte qui nous informe sur la possibilité d'initiation de fissure dans le matériau. Sur la figure, on peut remarquer que le risque de fracture du fémure est plus probable dans le col ou la daphyse extérieur fémoral quand il s'agit de la première force F1. Pour les autres cas de force F2 et F3, le risque fractuaire se situe au niveau de l'épiphyse inférieur-intérieur.

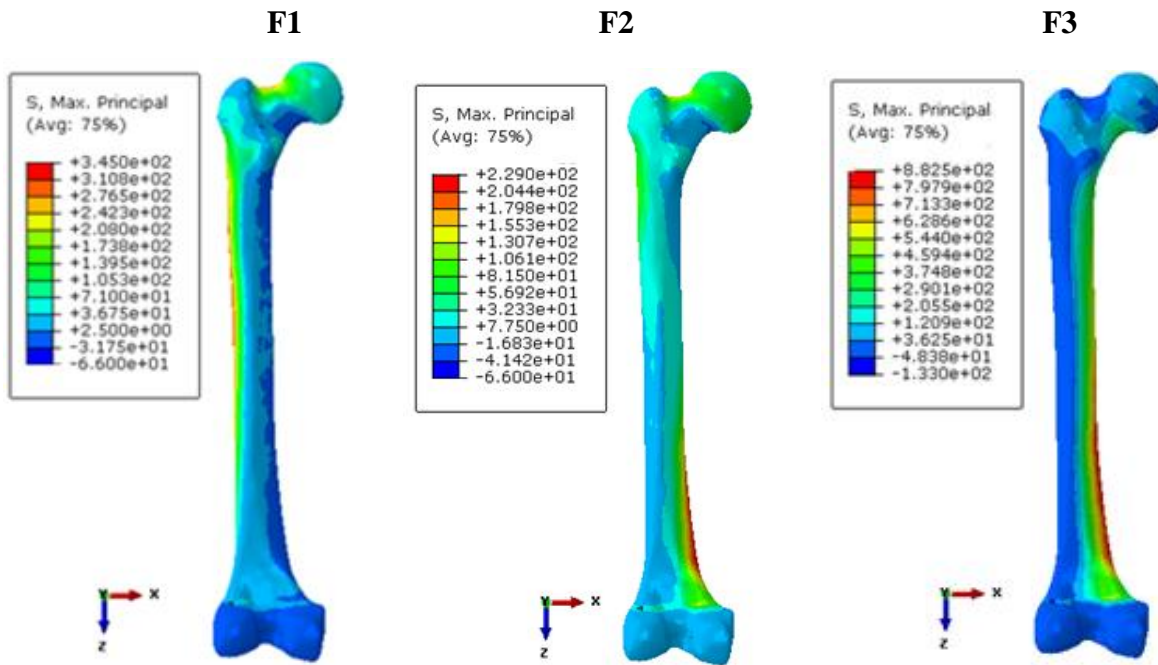
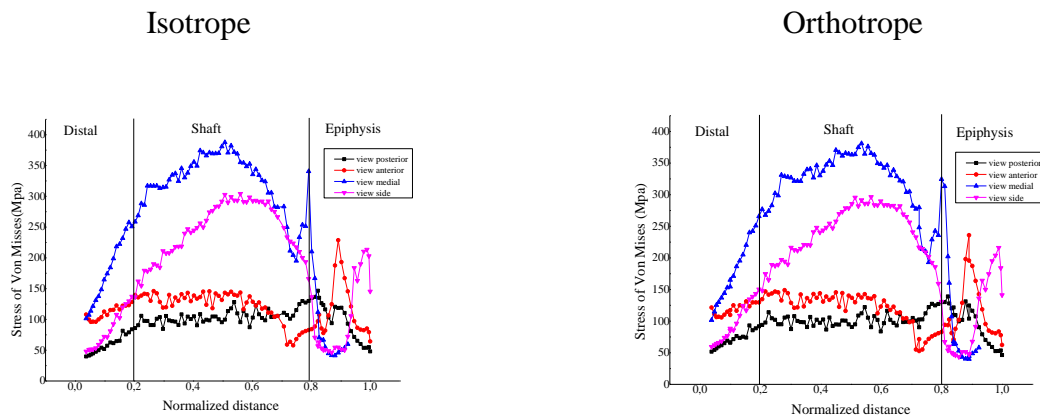


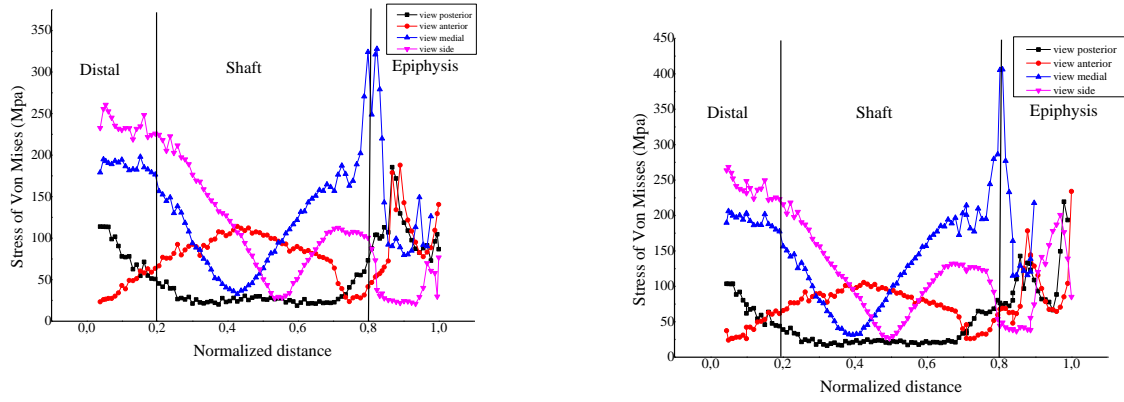
Figure III-12: Répartition de la contrainte principale maximale dans le fémur pour trois cas de chargement

III.5.1.c Effet de type de matériaux (isotrope ou orthotrope) sur la répartition des contraintes dans l'os cortical:

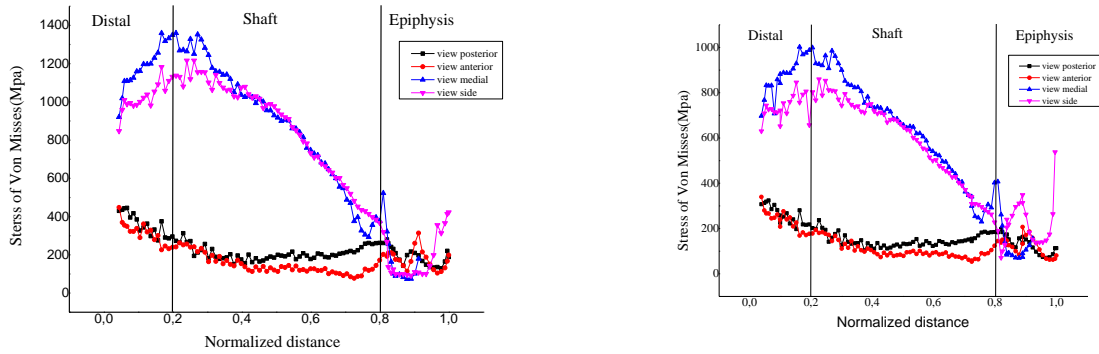
- **Contrainte équivalente:**



F1



F2



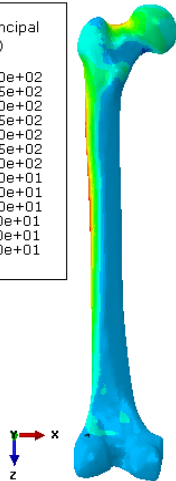
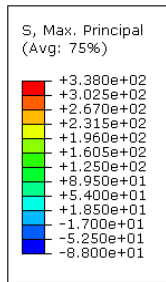
F3

Figure III-13 : Répartition de la contrainte équivalente dans le fémur entre les deux matériaux pour trois cas de chargement.

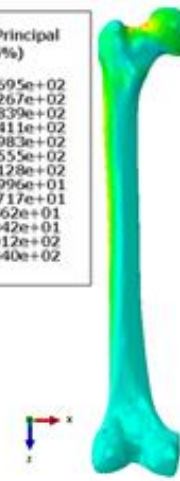
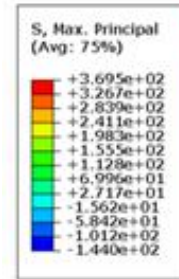
La figure ci-dessus illustré la distribution de la contrainte équivalente est transférée dans toute la région du fémur. La contrainte la plus élevée est observée dans la partie diaphysaire (médiane) pour les charges F1 et F3 varie entre 412 Mpa à 896 Mpa. D'autre part, la charge F2 produite des contraintes élevées au niveau du col fémoral et de l'ordre de 313 MPa. Dans le cas ou l'os cortical est concéderé orthotrope; on observe que forte contrainte dans le cas F3 a une 991 Mpa.

- **Contrainte principale maximale :**

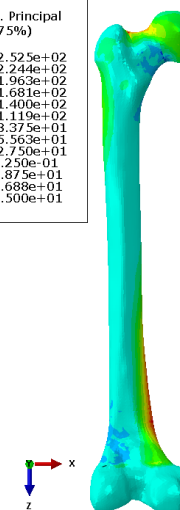
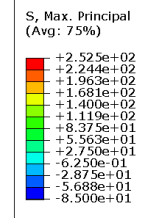
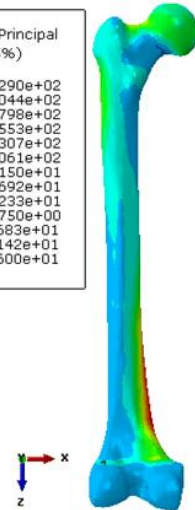
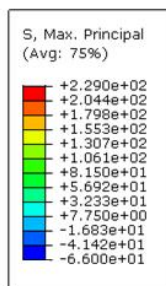
Isotrope



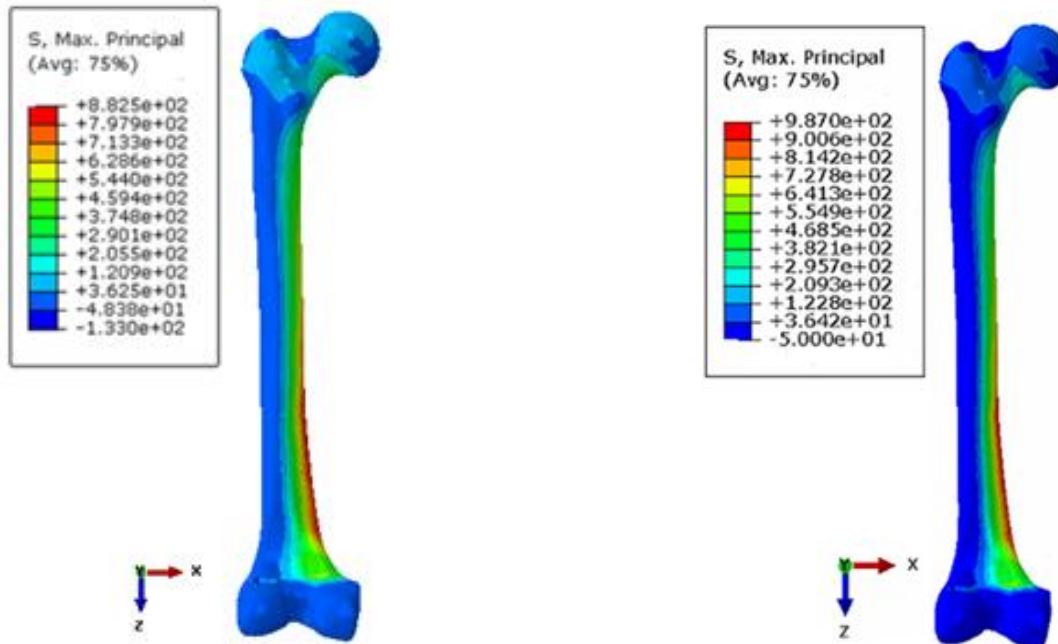
Orthotrope



F1



F2



F3

Figure III-14 : Répartition de la contrainte principale maximale dans le fémur entre les deux matériaux pour trois cas de chargement.

La figure III-14 : montre la comparaison entre la variation des contraintes principales maximales dans le fémur pour les trois cas de chargement et deux types de matériaux on observe que les deux types donnent une même amplitude et même zone de concentration sur la diaphyse fémorale pour le cas F3 et pour les deux cas F1 et F2, on remarque que les contraintes maximales ont été localisées sur le col et la diaphyse.

III.6. Résultat de la fracture du fémur par la X-FEM

Les résultats de la simulation montrent que l'utilisation de la X-FEM nous permet de détecter l'initiation de fissure et de suivre sa propagation dans un fémur qui subit des efforts représentant la force maximale que peut subir le fémur lors d'un choc en fonction des conditions aux limites, de la géométrie fémorale et les propriétés de l'os. Nos résultats sont représentés sur la figure III-15 en fonction des trois différentes orientations de chargement (F1, F2, F3) et les deux types des matériaux supposés (isotrope, orthotrope).

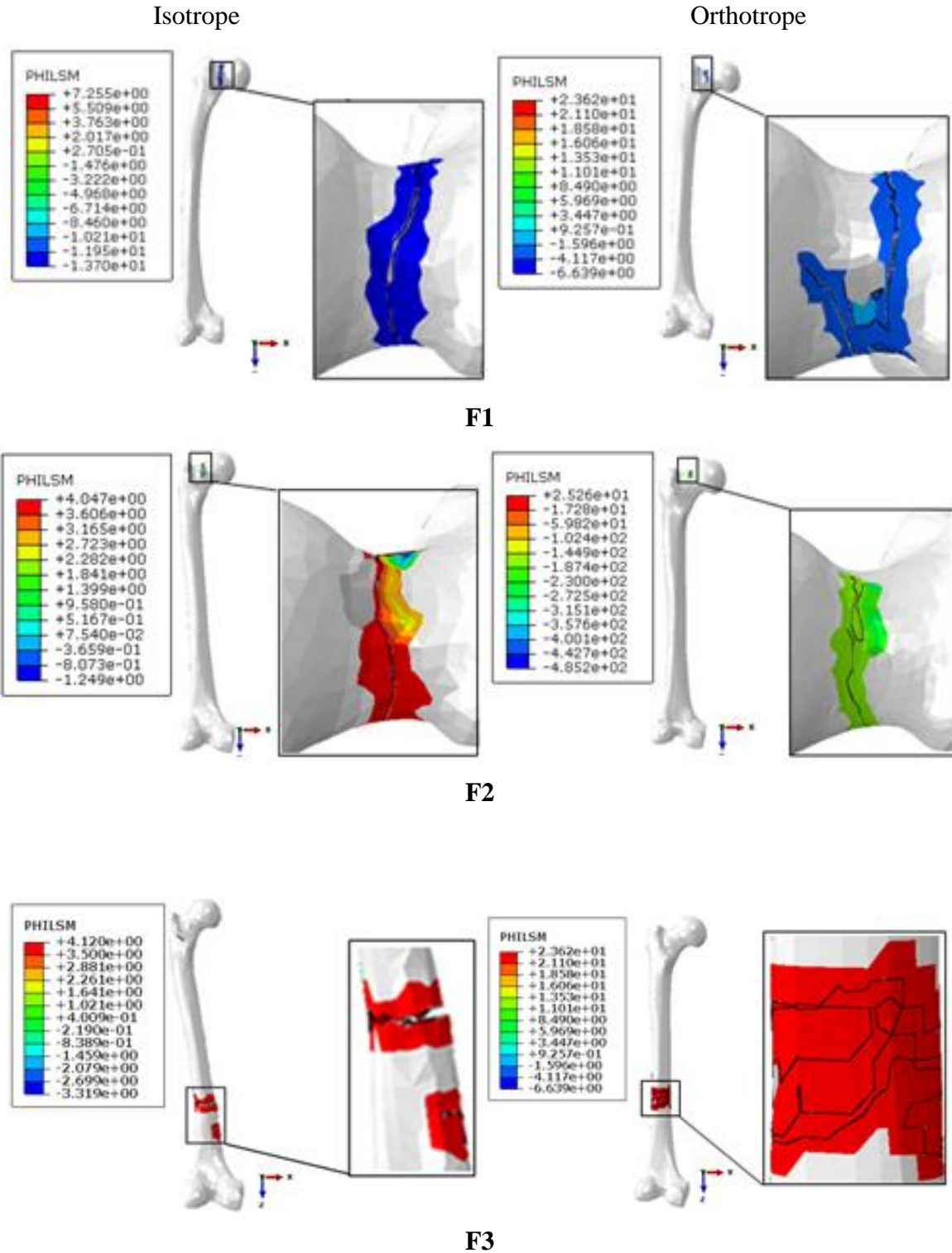


Figure III-15: Comparaison des fractures du fémur entre les deux matériaux pour les trois cas de chargement.

L'os sous l'effet de la première force subit une forte contrainte au niveau du col fémoral, cet état est due à la forme du fémur et le col fémoral qui représente un porte-à-faux, donc par conséquent la concentration des contraintes est localisée sur le col fémoral proche du grand trochanter.

La rupture du fémur se produit sur le col femoral sous forme d'une fissure dans le cas de considération des matériaux élastique homogène, cette fissure se propage jusqu'au plan médiane du col puis elle s'arrête.

Pour le cas ou l'os cortical est considéré comme un matériau orthotrope ; la rupture de ce dernier est de type fragmentation. On remarque l'initiation de l'ensemble de plusieurs fissures sur col fémoral. Ces dernières (les fissures) sous concentre toutes presque sur la même ligne de la fissure principale.

Dans le premier cas de chargement la fragmentation se produit sur deux plans: le première est transversale par rapport au col fémoral et le deuxième est légèrement incliné (Figure III-15-F1). Sous le deuxième type de chargement; la fragmentation existe mais elle se produit presque sur le plan perpendiculaire au col fémoral proche du grand trochanter (Figure III-15-F2). Sous le troisième type de chargement la fragmentation (ou initiation de la fissure) change complètement de site d'initiation, cette fois, l'initiation ou la fragmentation se produit au milieu de la diaphyse fémorale. Cette fragmentation est plus marquée comparée aux deux cas précédents, car il y a une grande surface fragmentée, ce qui traduit la gravité de ce type de charge sur l'intégrité de l'os (une fissure plus facile traité qu'une fragmentation).

Le type de fragmentation est due à la forme du fémur et le type de chargement qui tend à faire flechir l'os, ce qui provoque de fortes contraintes au milieu de ce dernier. Dans ce cas; la fracture passe par la diaphyse fémorale dans son tiers inférieur en suivant un chemin horizontal dans la section de la diaphyse et en conduisant à une séparation complète de la partie diaphysaire du fémur. Pour le matériau orthotrope, on observe une fragmentation complexe dans la partie diaphysaire du fémur. Pour ce cas-là, nous considérons que dans la réalité, il y a un détachement complet de fragments d'os dans cette zone-là.

La figure III-16 montre une comparaison des résultats de notre modèle qui simule l'initiation d'une fissure dans le col fémoral avec les résultats expérimentaux de Azhar .A [129]. Il est clair que notre résultat présente une grande concordance avec trouver expérimentalement.

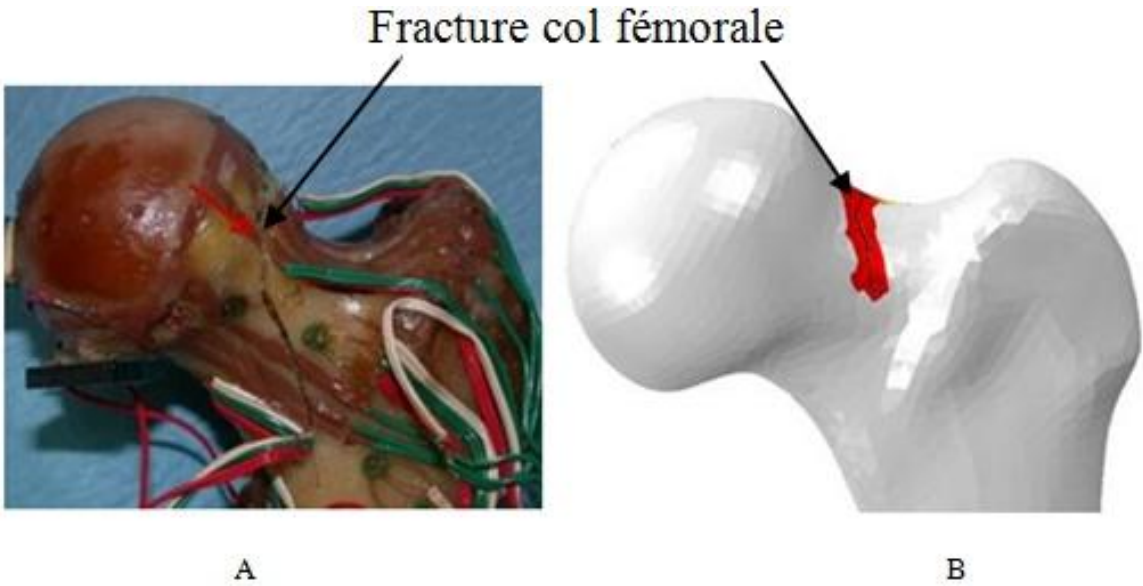


Figure III-16 : Comparaison entre l'emplacement de la fracture avec (A) expérimental et (B) les résultats de la simulation.

Chapitre IV

IV .1.INTRODUCTION

L'utilisation des modèles numériques humains basés sur des données humaines réelles est souvent un avantage dans les études ergonomiques ou biomécaniques. Dans le chapitre précédent, nous avons analysé le comportement mécanique en fracture de l'os et spécialement le fémur sous chargement statique. Cette analyse est très bénéfique mais insuffisante. Les fractures de l'os sont rarement provoquées par des charges statiques, elles sont souvent le résultat d'un choc violent type chute, accident de voiture, accident de sport, traumatise.....etc. Donc, l'analyse dynamique de la fracture de l'os est essentielle pour le l'analyse du comportement dynamique des fractures et ainsi permettre aux cliniciens de bien diagnostiquer les types de fractures. La simulation comporte : la modélisation de la fracture on utilisait le critère d'endommagement de Johnson-Cook. Le modèle géométrique comporte tout le complexe coxo-fémoral. Nous avons simulé la fracture de l'os sous un chargement similaire à celui d'un accident de voiture. Le sujet est en position assise (Figure IV-1). L'impacteur est une plaque rectangulaire associée à une masse correspond un poids humain de 80 kg et une vitesse variable de 7, 14 et 22 m/s.

Le but recherché dans cette simulation est de détecter les endroits dans l'os qui peuvent se fracturer et aussi étudier l'effet de la vitesse du choc sur le type de fracture. Ainsi, notre analyse va permettra aux concepteurs de voiture de mieux appréhender le phénomène d'accident et d'améliorer les conceptions des habitacles afin d'avoir une sécurité maximale au bord des moyens de transport, sachant que le système international de protection est également conçu pour protéger efficacement conducteur jusqu'à une vitesse d'impact de 17.77 m/s [130].



Figure IV-1 : Essai de choc frontal d'un véhicule [135].

IV .2 Scénario de la force exercée sur le fémur durant le choc

La figure IV-2 illustre le chargement associé à des fractures et des dislocations dans un choc frontal. La force exercée sur les genoux est transmise à travers les parties distales et au milieu du fémur dans l'articulation de la hanche. Une collision frontale commence par une accélération provoquée par le contact entre l'extrémité avant du véhicule et un objet tel qu'un autre véhicule ou un arbre.

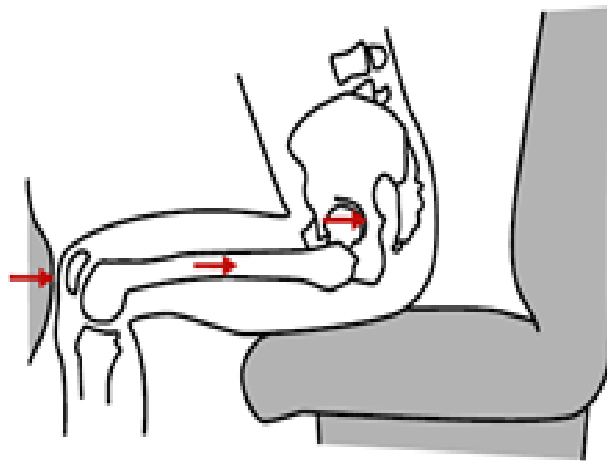


Figure IV-2 : Illustration du scénario de blessures dans des accidents de véhicules à choc frontal.

IV.3 Comportement de l'os sous chargement dynamique

La loi de comportement d'un matériau fournit la relation entre les déformations et les contraintes qui peuvent être linéaires ou pas selon les matériaux. En biomécanique, les lois utilisées sont le plus souvent des adaptations des lois de comportement de matériaux non biologiques tels que les aciers, les composites, les mousses,etc.

De nombreux critères ont été mis au point pour l'initiation de la rupture ductile dans le domaine non linéaire des métaux. Kachanov et al a été le premier à introduire une variable continue liée aux modifications des propriétés mécaniques d'un matériau [158]. Sur la base de plusieurs essais expérimentaux, Rice et al, McClintock et al et Hancock et al ont montré que la triaxiale de la contrainte et la déformation non linéaire sont des facteurs importants dans l'initiation et la propagation des fissures [159-161]. Depuis, plusieurs auteurs ont étudié et proposé d'autres critères et modèles; à titre d'exemple, on peut citer Johnson et Cook et al, Lemaitre et al, Bao et Wierzbicki et al, Hooputra et al, Wierzbicki et al donne un aperçu de l'utilisation des modèles actuels de fracture en explorant les paramètres d'étalonnage de sept d'entre eux [162-166].

IV.3.1.Loi de Johnson-Cook

Cette loi est très répandue a été proposée en 1983 par Johnson et Cook [140]. Depuis lors, elle a été utilisée avec des variantes dans de nombreux cas [141-144].

$$\sigma = (A + b\varepsilon_p^n) \left(1 + c \ln\left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)\right) \quad (\text{IV.1})$$

A, b, n et c sont les constantes définissant le matériau : A est contrainte limite d'élasticité, b est le taux d'écroutissage, n : l'exposant de l'écroutissage, C : le coefficient du taux de déformation et avec $\dot{\varepsilon}_0$ la vitesse de déformation initiale.

Le premier facteur de l'expression donne la dépendance de la limite élastique à la déformation non linéaire, le deuxième facteur représente la sensibilité à la vitesse de déformation. Cette approche ne prend pas en compte les effets dus à l'histoire de la vitesse de déformation.

Ce modèle est une loi purement empirique. Il a rencontré beaucoup de succès vu sa simplicité et la grande disponibilité de paramètres pour différents matériaux. De plus, ces paramètres peuvent être obtenus par un nombre peu élevé d'expériences. Des modèles plus complexes peuvent fournir une description plus précise du comportement du matériau, mais ces modèles plus complexes ne sont pas toujours aisément intégrables dans les codes de calcul commerciaux via les routines utilisateurs. L'inconvénient de ce modèle est la forme imposée de l'écroutissage du matériau (de type puissance).

Le choix de ε_0 influence la valeur du paramètre C : lors du processus d'identification des contraintes, on obtient une valeur différente pour C si la valeur de ε_0 est modifiée. Il n'y a pas d'unanimité dans la littérature concernant le choix de ε_0 , mais une valeur de $\varepsilon_0 = 1s^{-1}$ est couramment utilisée.

La relation suivante a été supposée pour modéliser le comportement du matériau, qui est similaire à l'équation de Johnson-Cook. Cette loi a souvent été utilisée pour représenter le comportement de l'os [145,146]. Il s'agit d'un modèle simple destiné à modéliser le comportement des métaux à de grandes déformations, pour des vitesses de déformation, et utiliser pour décrire le comportement des matériaux soumis à des sollicitations dynamiques.

La loi est élastique linéaire jusqu'à la limite d'élasticité. La figure IV-3 représente la courbe contrainte-déformation dans la partie non linéaire. Quand la déformation maximale est atteinte, l'élément est supprimé.

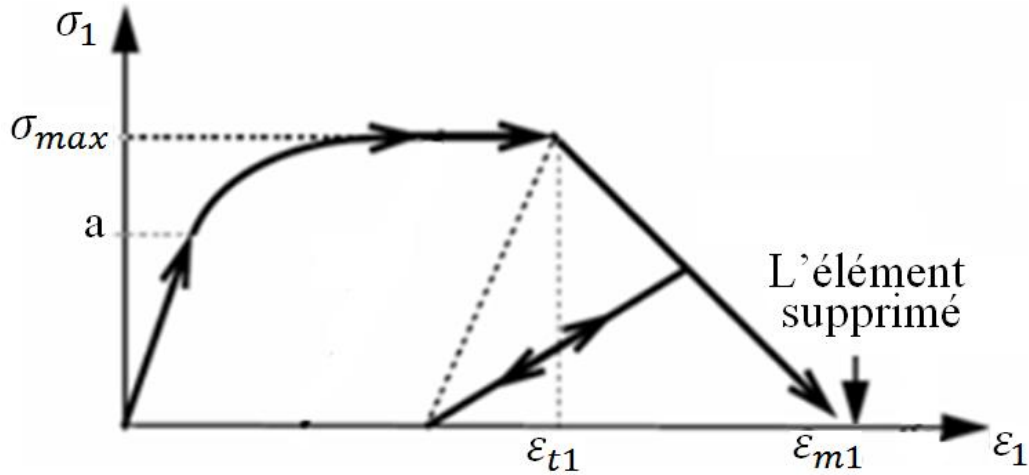


Figure IV-3 : La loi de Johnson-Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l'os.

La loi d'endommagement de Johnson-Cook est fréquemment utilisée pour analyser les structures osseuses sous chargement dynamique. Cette loi de durcissement est généralement mise en œuvre dans les codes EF, y compris ABAQUS / Explicit [147].

Le matériau présente un comportement élastique linéaire avant de subir une phase d'endommagement au delà d'un certain seuil d'endommagement fixé selon les caractéristiques mécaniques du matériau [148].

Les déformations et les contraintes dans chaque direction sont données par :

$$\varepsilon_1 = \frac{\sigma_1}{(1-d_1)E} - \frac{\nu\sigma_2}{E} \quad (IV.2)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{\sigma_2}{E} - \frac{\nu\sigma_1}{E} \quad (IV.3)$$

$$\gamma_{12} = \frac{\sigma_{12}}{(1-d_1)G} \quad (IV.4)$$

$$\sigma_1 = \frac{E(1-d_1)}{[1-(1-d_1)\nu^2]} (\varepsilon_1 + \nu\varepsilon_2) \quad (IV.5)$$

$$\sigma_2 = \frac{E}{[1-(1-d_1)\nu^2]} (\varepsilon_2 + (1-d_1)\nu\varepsilon_1) \quad (IV.6)$$

Les conditions pour ces équations sont :

$$D = \frac{\varepsilon_{m1}(\varepsilon - \varepsilon_{t1})}{\varepsilon(\varepsilon_{m1} - \varepsilon_{t1})} \quad (IV.7)$$

Où $0 < d < 1$ est le facteur d'endommagement.

$$\varepsilon = \varepsilon_t; \quad d=0$$

$$\varepsilon = \varepsilon_m; \quad d=1$$

Cette loi a souvent été utilisée pour représenter le comportement de l'os. Il s'agit d'un modèle simple destiné à modéliser le comportement des matériaux à grande vitesse de déformations. Le comportement est élastique linéaire jusqu'à la limite d'élasticité ensuite, il devient non linéaire jusqu'à ε_{t1} . Au de cette valeur l'endommagement commence jusqu'à la rupture totale de l'os pour la déformation ε_{m1} (Élimination de l'élément du maillage). Les paramètres JC utilisés dans les simulations sont donnés dans le tableau IV-1 [145,146].

Tableau IV-1 : Les paramètres Johnson-Cook utilisés dans la simulation.

A (Mpa)	B (Mpa)	C	n
117	101	0.03	0.08

IV .4.Modélisation :

L'obtention du modèle 3D solide du fémur du patient consiste à prendre des images de la région d'intérêt à l'aide d'une technique d'imagerie médicale (CT-scan). L'épaisseur de chacune des tranches est de 1 mm pour la partie proximale jusqu'au le petit trochanter, et de 8 mm du petit trochanter à la partie la plus distale de la diaphyse. (Voir chapitre III)

Deux régions peuvent être distinguées (os cortical et os spongieux). La reconstruction 3D des deux régions se réalise séparément [149].

IV .4.1.Assemblage:

Afin de simuler la rupture de l'os sous chargement dynamique, nous avons obtenus la représentation complète de la jonction fémur/os coxal figure IV-4.

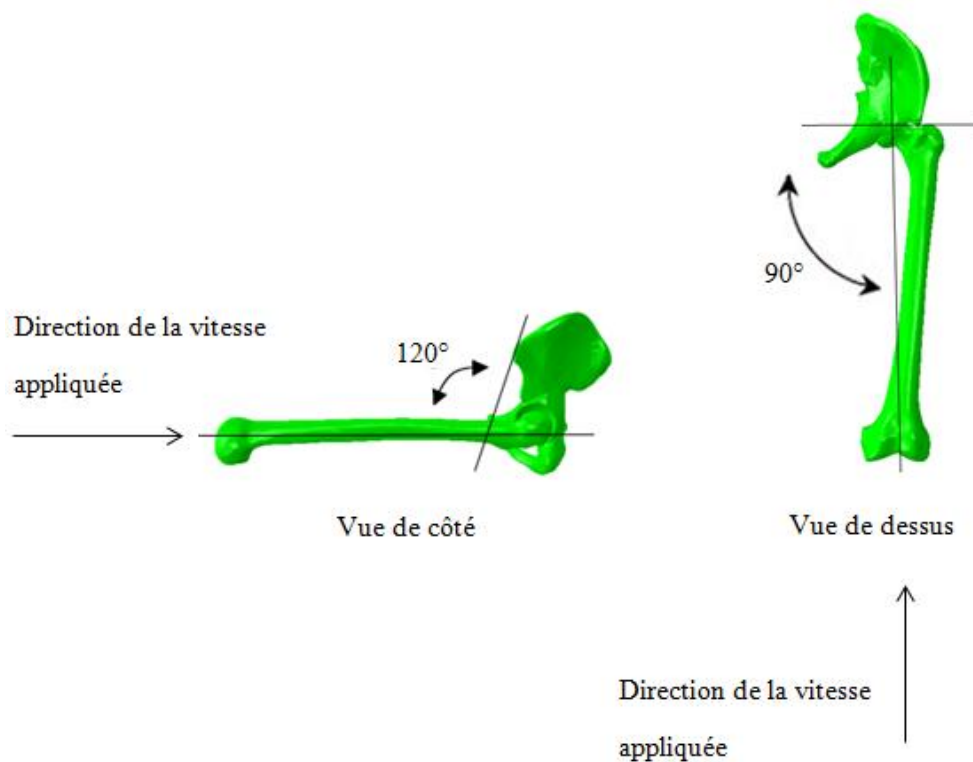
La structure complète permet de simuler la fracture pour différentes positions du corps humain (position assise) et aussi. Elle nous permet aussi de bien structurer les conditions des frontieres (genou/hanche).

La tête fémorale est onboité dans la cavité coxale et l'épiphyse distal vas recevoir l'impact sous forme d'une plaque rigide associe à une masse qui nous permet de simuler l'effet de l'inertie.

La figure IV-4 montre une vue de gauche et une vue de dessous, l'orientation du bassin et le fémur dans la position "neutre". l'angle abduction / adduction du fémur a été fixé de telle sorte qu'une

ligne reliant le point milieu des condyles fémoraux à la hanche et la perpendiculaire à une ligne reliant les centres de hanche gauche, où le centre d'articulations de la hanche a été estimé par la palpation de la tête du fémur.

L'articulation coxo-fémorale est modélisée comme des surfaces liées entre elles, elle est entièrement fixe tandis que la conjointe du pubis a été accueillie en plan sagittal. Les conditions aux limites sont considérées comme représentatives de la configuration anatomique [150] (figure IV-5). Par conséquent, trois simulations paramétriques d'impact frontal sont réalisées pour trouver les différentes zones de fracture.



. Figure IV-4 : Angles fémur bassin utilisés dans de la simulation du modèle.

Le fémoral mi-distale par rapport à l'axe de tête est perpendiculaire au plan coronal du bassin, et l'angle cuisse bassin a été positionné dans une position assise dans l'automobile qui se réfère à 120° entre le grand axe du fémur et le plan défini par les épines iliaques antéro-supérieures et la symphyse pubienne [153].

IV.4.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des matériaux sont prises à partir des études antérieures. L'os cortical et spongieux sont définis comme matériau isotrope (Tableau IV-2) [151-152]. Le fémur est considéré comme un matériau homogène et isotrope avec des propriétés distinctes pour l'os cortical et spongieux. Tout l'os iliaque est supposé matériau rigide.

Tableau IV-2 : Propriétés élastiques de l'os isotrope.

	E (Mpa)	ν	σ_y (Mpa)	ϵ_y (Mpa)	P (kg/m ³)
Os cortical	17000	0.3	117	3.3	2000
Os spongieux	600	0.3	4.5	0.65	0.45

IV.4.3. Condition aux limite

Le modèle de chargement de l'impact est représenté sur la figure IV-5. Conformément à la figure IV-1 qui montre un accident de voiture. Nous avons simulé l'impact du choc sur l'extrémité du fémur. Sur cette figure, le positionnement du fémur par rapport au pelvis représente une position assise du conducteur. Nous avons pris trois vitesses de l'impact: 7, 14 et 22 m/s[148].

L'impacteur est une plaque rigide qui entre en contact avec la surface distale du fémur, cette dernière est un rectangle de 80 mm de longueur et 60 mm de largeur associé à une inertie d'un être humain de 80 kg. L'os sacro-iliaque est pris comme étant un corps rigide indéformable.

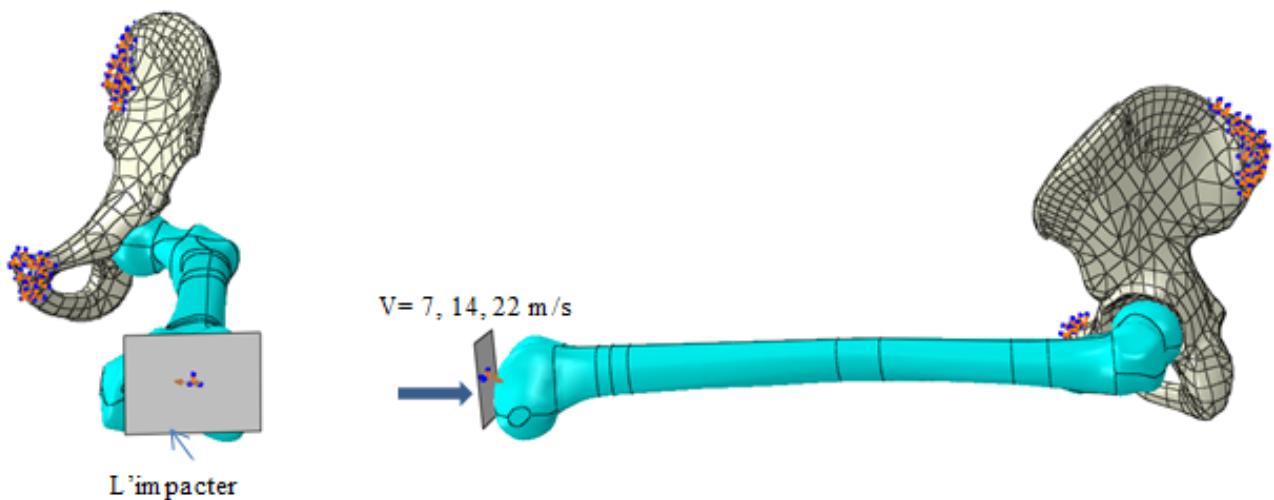


Figure IV-5: Conditions aux limites appliquées et la configuration du modèle d'impact.

IV .4.4.Maillage

La figure IV-6 représente le maillage utilisé autour des deux pointes de la fissure. La fiabilité des résultats nécessite un maillage raffiné. On a utilisé 150000 éléments de type C3D4 tétraèdre pour une meilleure approximation des résultats.

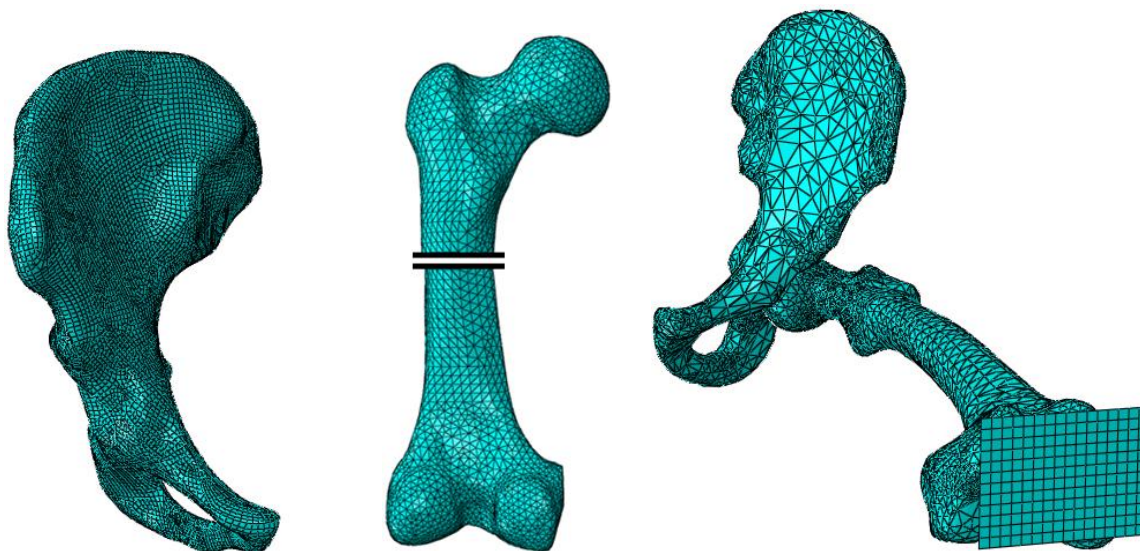


Figure IV-6 : Maillage du modèle.

La technique et la méthode utilisées pour représenté la fracture de l'os est appelé element deletion technique incluse dans le logiciel Abaqus. Lorsque le paramètre d'endommagement atteint une valeur critique « d » égale à 1; l'élément de contribution mécanique à la matrice de rigidité est mis à zéro.

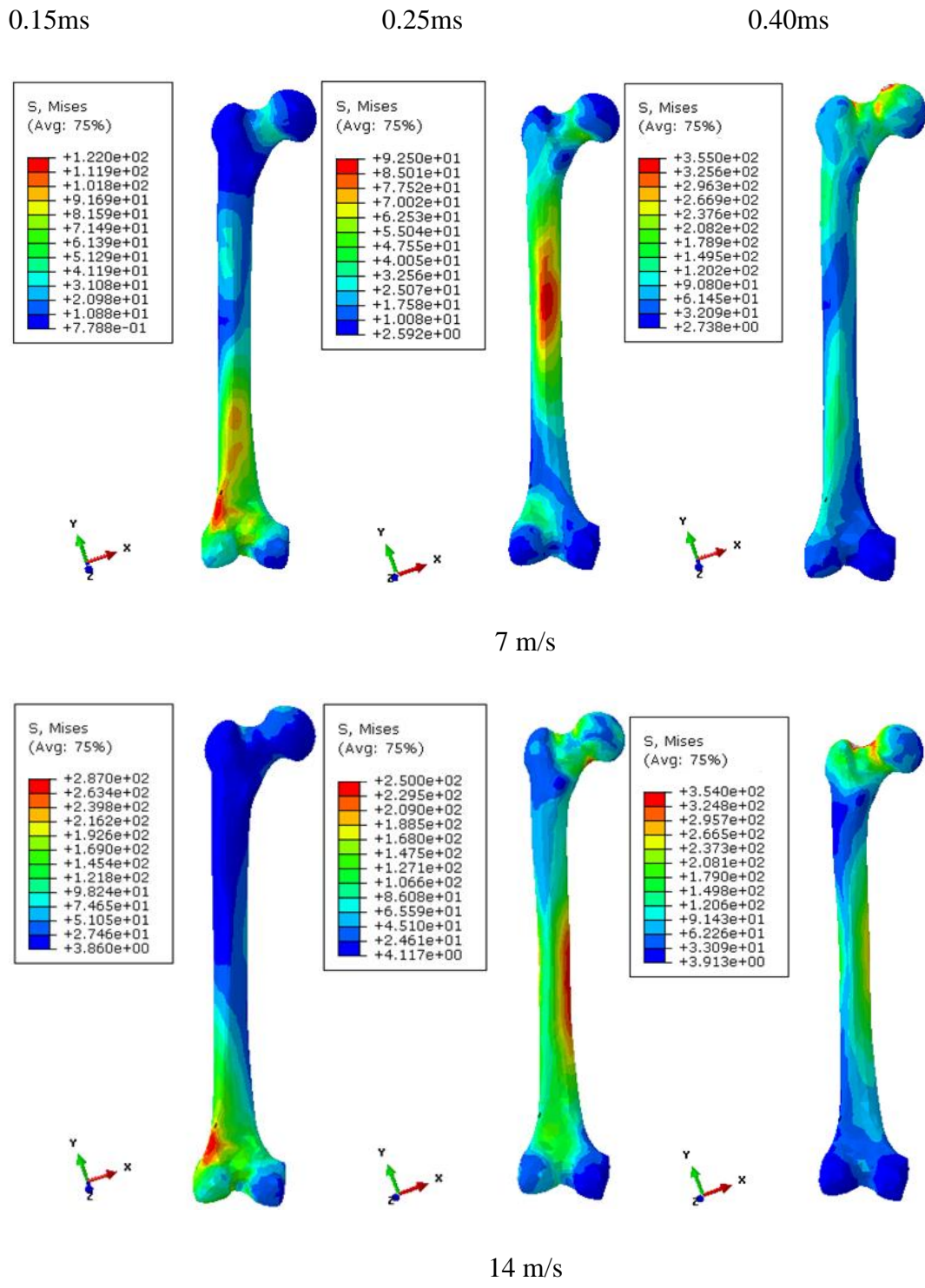
L'élément est supprimé si une couche de l'élément atteint la déformation de la rupture en traction. Les éléments atteints ont été appliqués afin de simuler le processus de fracturation progressive de l'os [155].

IV .5.RÉSULTATS ET DISCUSSION :

IV .5.1.Distribution des contraintes équivalentes dans l'os durant l'impact :

Nous avons analysé la distribution de la contrainte équivalente durant l'impact. Cette analyse nous permet de bien connaître la zone à forte concentration de contrainte pour prédire la zone de fracture de l'os. Puisque que la distribution de la contrainte dans une analyse dynamique dépend le temps, ce dernier (la contrainte) dépend elle aussi du temps. Les sollicitations changent dans l'os durant l'impact et en même temps les contraintes changent aussi en fonction du temps. L'analyse par EF nous permet de connaître la distribution des contraintes pour différentes vitesses d'impact à savoir : 7m/s, 14m/s et 22m/s. Nous avons choisi de présenter cette distribution de contrainte pour trois

instants distincts du temps d'impact, à savoir : 0.15ms, 0.25ms et 0.4ms. les résultats sont donnés dans la figure IV-7.



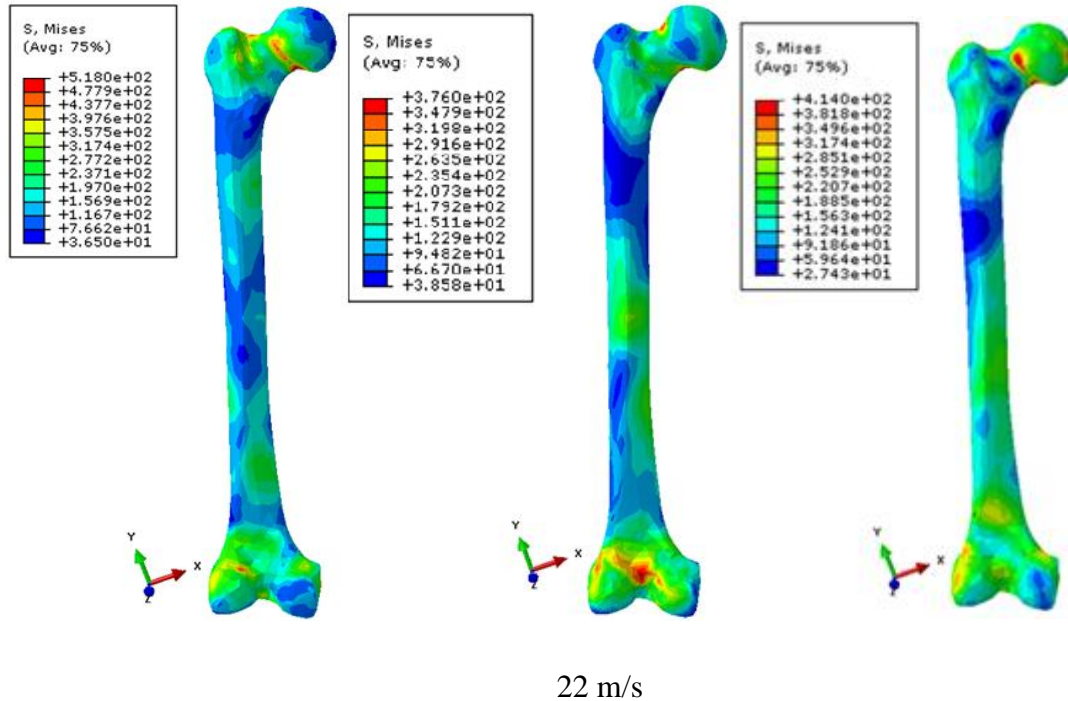


Figure IV-7: Distribution de la contrainte équivalente dans le fémur pour les trois vitesses d'impacts.

La figure IV-7 montre les variations des contraintes équivalentes dans toute la structure de l'os cortical fémoral à différents types d'impact (7, 14 et 22 m/s). Aux premiers instants d'impact, on remarque que la partie distale est celle qui reçoit la première charge de l'impact. Ensuite, c'est le col fémoral qui est le plus sollicité tandis que la diaphyse ne supporte que de faibles contraintes. Les contraintes dans l'os restent relativement faibles par rapport à la contrainte de la rupture de l'os (la contrainte inférieure à la déformation). Donc pour les premiers instants l'os peut supporter cette charge, mais au fur et à mesure que l'impact progresse, les contraintes augmentent au niveau de l'épiphyse distale et se concentrent au niveau du col fémoral ($t = 0.4\text{ms}$).

IV.5.2. Simulation de la fracture du fémur sous chargement dynamique :

L'implémentation du critère de rupture précédemment décrit et incorporé dans le logiciel Abaqus nous permet de visualiser la fracture du fémur au cours de l'impact. La figure présente les fractures du fémur pour différentes vitesses et instants d'impact. Pour simplifier les calculs, l'os est supposé homogène, isotrope et élastique linéaire.

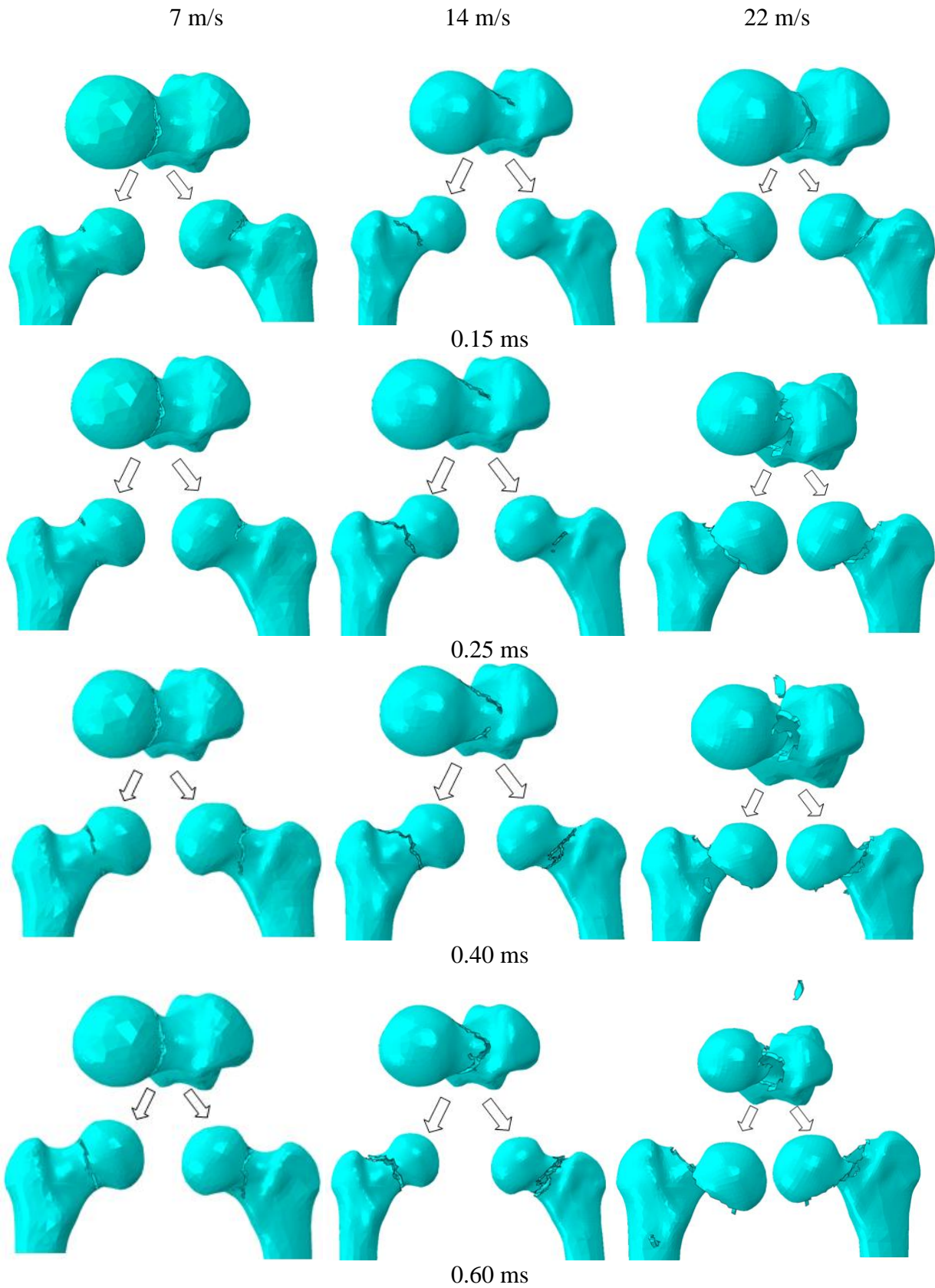


Figure IV-8: Type de fracture prédite à partir de différentes vitesses d'impacts et de la distribution de dommages

Les résultats montrent que la variation de la vitesse d'impact engendre une variété de dommages subis par le col fémoral. L'augmentation des vitesses d'impact mène à différents types de fractures. Comme toujours la rupture commence par fracturation de l'os ensuite et si la vitesse est grand, la rupture se terminent par une fragmentation.

Dans le premier cas (7 m/s), la simulation montre que dès le premier moment de l'impact, la fracture est initiée dans le col du fémur près de la tête du fémur ensuite après 10 ms de l'impact, la fracture se propage toujours à proximité de la tête du fémur jusqu'à atteindre le milieu du col du fémur. Après 25 ms, la fracture commence à dévier sur le milieu du col du fémur. Cela est due à la rotation de la tête du fémur du fait qu'elle commence à décoller du fémur. Enfin, la fracture continue la propagation verticalement pour atteindre le col fémorale. Pour ce type d'impact (vitesse faible) la simulation nous donne une fracturation du col du fémur et non pas une fragmentation. Les résultats sont comparables avec celui trouvés sous chargement statique et donc ont que la fracture de l'os est due à un chargement quasi-statique (tellement lent qu'on peut approximé à un chargement statique).

Si on augmente la vitesse d'impact (14 m/s), le col fémoral commence le premier à se fracturer dans la zone proche du grand trochanter. Au cours de la progression, on remarque que l'os commence à se fragmenter et dans le col fémoral sur sa partie inférieure. A la fin de l'impact toute la tête fémorale (ou presque) est détachée du fémur. Ce type d'impact donne une rupture de la tête fémorale avec une fragmentation du col.

Pour un choc brutal équivalent à 80 km/h (22 m/s) on constate que les premiers instants de l'impact donnent une fracturation complète du col fémoral. Ensuite, la tête du fémur commence à s'écraser contre le grand trochanter. Dans cette simulation, la vitesse du choc est tellement violente que beaucoup de substance osseuse est détruit. La tête fémorale se déplace carrément de sa position initiale. Ce type d'accident provoque la destruction totale du col fémoral. De cela, une reconstitution osseuse est impossible et la seule possibilité de reconstitution mobilité l'être humain après avoir subi ce choc est de procéder à une opération de remplacement par la prothèse de la hanche.

Comme résultats finaux de cette analyse. Les faibles vitesses mènent à une simple fracture (fissure) de l'os plus ou moins récupérable par immobilisation de l'os et par la suite la reconstitution osseuse qui permet de reprendre l'articulation. Pour des grandes vitesses de choc. La vitesse du choc détruit une partie de la substance osseuse qu'on ne peut pas récupéré. La reconstitution de l'articulation ne

peut se faire que par remplacement une articulation artificielle. Donc toujours rouler en voiture à des vitesses faibles est plus sûre et engendre moins de dégâts que rouler avec des grandes vitesses.

Afin de détecter le moment exact de la fracture durant le choc, une mesure de la force d'inertie agissant sur l'élément pendant tout le temps du choc est relevée. L'élément est choisi de telle manière que ce dernier subit lui-même la fracture. Les données récoltées sont données sur la figure IV-9.

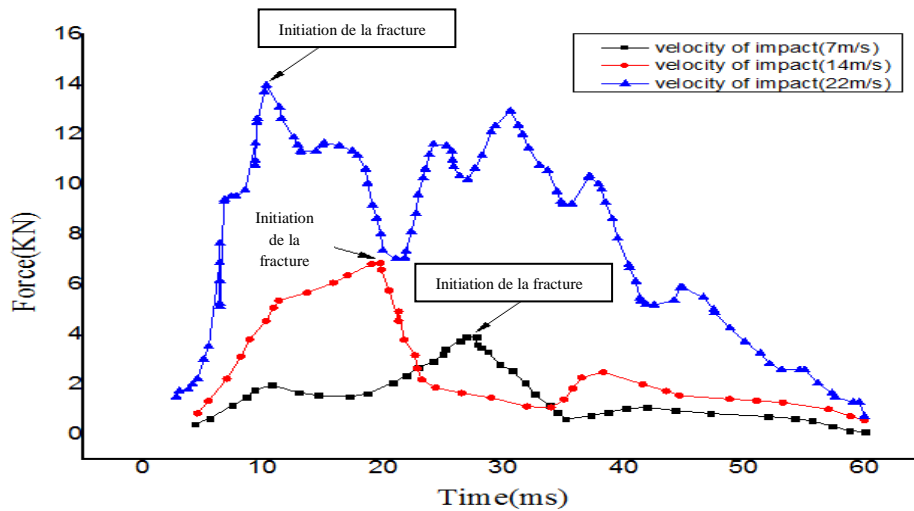


Figure IV-9: Le temps des fractures a été déterminé à partir des histoires de la force pour la vitesse d'impact appliquée (7, 14 et 22 m/s).

La figure montre clairement que plus la vitesse du choc est grande plus la force est grande. Durant les premiers instants du choc (pour toutes les vitesses calculées), la force augmente jusqu'à atteindre une valeur maximale. C'est à ce moment-là que la fracture commence. Ensuite la force diminue durant une fraction du temps du choc. Cette diminution est le résultat du passage de la fracture sur l'élément concerné. Ce dernier subit de forte sollicitation avant de céder. Ensuite il devient le bord libre du front de la fracture et donc il devient libre de toute sollicitation. Après cela la force reprend son ascension c'est-à-dire que la force est ré-exercée sur cet élément. Cela est dû à la position de la fracture qui est loin de l'élément qui a subi des sollicitations puisque la partie fracturée se tourne et tend ces lèvres (l'élément sollicité fait partie des lèvres de la fracture). À la fin, on remarque que le choc et après atteindre son maximum, ce dernier commence à se dissiper et les contraintes commencent à se relaxer du fait que l'on a été absorbé élastiquement et donc le choc s'arrête, ce qui explique que la force tend vers zéro.

IV.6 Validation du modèle numérique :

Nos résultats de simulation ont été comparés aux résultats trouvés par des essais d'impacts frontaux obtenus expérimentaux par Rupp[135]. Ce dernier, à mener des tests d'impact dynamique sur 17 fémurs cadavériques (Figure. IV-10 A). Ses tests consistent à fixer le pelvis en fixant l'os iliaque. Une charge dynamique est alors appliquée sur le genou suivant l'axe de la diaphyse qui représente la force d'un impact frontale. La fracture obtenue par Rupp est représenté sur la figure IV-10.

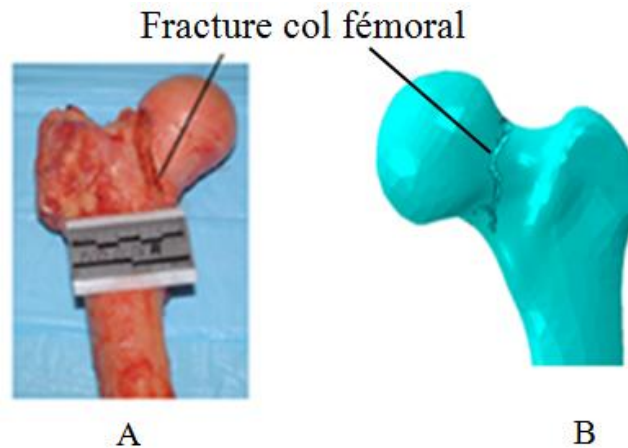


Figure IV-10: Comparaison de l'emplacement de la fracture de la simulation (B) avec les résultats expérimentaux (A).

Nous avons réalisé une simulation d'impact sur le fémur, ont reproduisant les mêmes conditions de tests de Rupp et al. Nous avons obtenu un fracture du col fémoral similaire à celle trouvé par cet auteur. La figure montre une très grande similitude entre notre modèle numérique et celui expérimentale de Rupp et al. Ainsi, nous pouvons dire que notre modèle numérique est validé et peut-être utilisé pour prédire les fractures durant les différents types d'accidents.

Chapitre V

V .1.INTRODUCTION

Une arthroplastie totale de la hanche (PTH) est une procédure extrêmement efficace pour soulager la douleur et le dysfonctionnement chez les patients atteints d'arthrite de la hanche de diverses étiologies. Une complication rare et majeure de PTH est la fracture périprothétique du fémur post-opératoire. Avec le nombre croissant de remplacements de hanche en service et avec le vieillissement de la population, le nombre de fractures fémorales périprothétiques a augmenté proportionnellement dans le monde entier. L'incidence globale des fractures fémorales périprothétiques a été rapportée entre 0,1% et 7,8% de toutes les PTH [158]. Le traitement de ces fractures nécessite souvent des techniques différentes de celles utilisées pour traiter les fractures de fémur de routine. Le chirurgien peut avoir besoin de traiter simultanément le relâchement de l'implant, la perte osseuse et la fracture. Il est essentiel de comprendre les caractéristiques uniques des différents types de fracture et leurs causes sous-jacentes, ainsi que la familiarité des divers dispositifs de fixation, des greffes osseuses et des implants prothétiques.

Dans ce chapitre une modélisation de la fracture du fémur après implantation d'une PTH est conduite pour voir l'effet de cette dernière sur les types ou les cas de fracture que lon peut avoir pour différents types de chargement. La simulation est réalisé en considérant trois cas des chargements qui représentent les cas de traumatismes communément rencontré en réalité et aussi pour différentes propriétés de l'os cortical (isotrope / orthotrope). La modélisation est réalisée en utilisant la méthode des éléments finis étendus (X-FEM).

V .2.Modélisation tridimensionnelle:

V .2.1.Model géométrique

Il existe actuellement plusieurs modèles commercialisés de la prothèse totale de la hanche, parmi lesquels on peut citer : CMK3, BM3.....etc. Dans ce travail, nous avons utilisé le modèle de Charnley-Muller-Kerboul de troisième génération (CMK 3) conçue à l'aide du logiciel Solidworks. La figure V-1 représente une section de la jonction reconstruite de l'assemblage du ciment, implant et fémur réalisé à l'aide du logiciel SolidWorks. Le positionnement de la prothèse par rapport au fémur a été réalisé afin de donner une jonction proche de celle reconstruite réellement par le chirurgien. La position de la prothèse est réalisée de telle sorte que le ciment orthopédique possède une épaisseur uniforme de 2 mm autour de l'implant afin d'homogénéiser le transfert de charges ver l'os.

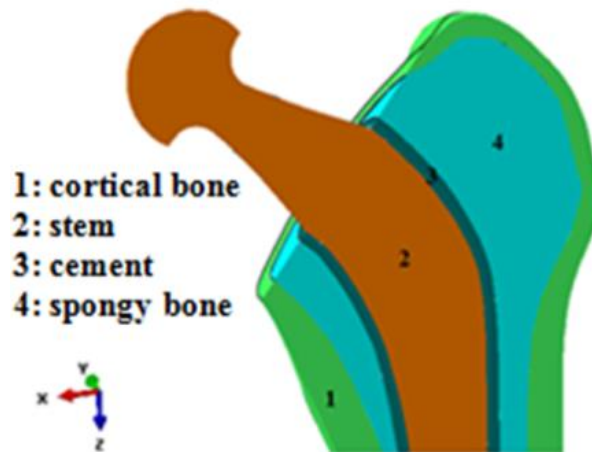


Figure V-1 : Trois dimensions pour la section longitudinale de la prothèse de reconstruction.

Sur la figure V-2 sont représentées les composantes de la prothèse fémorale, on note que le ciment orthopédique est en contact direct avec l'os cortical.

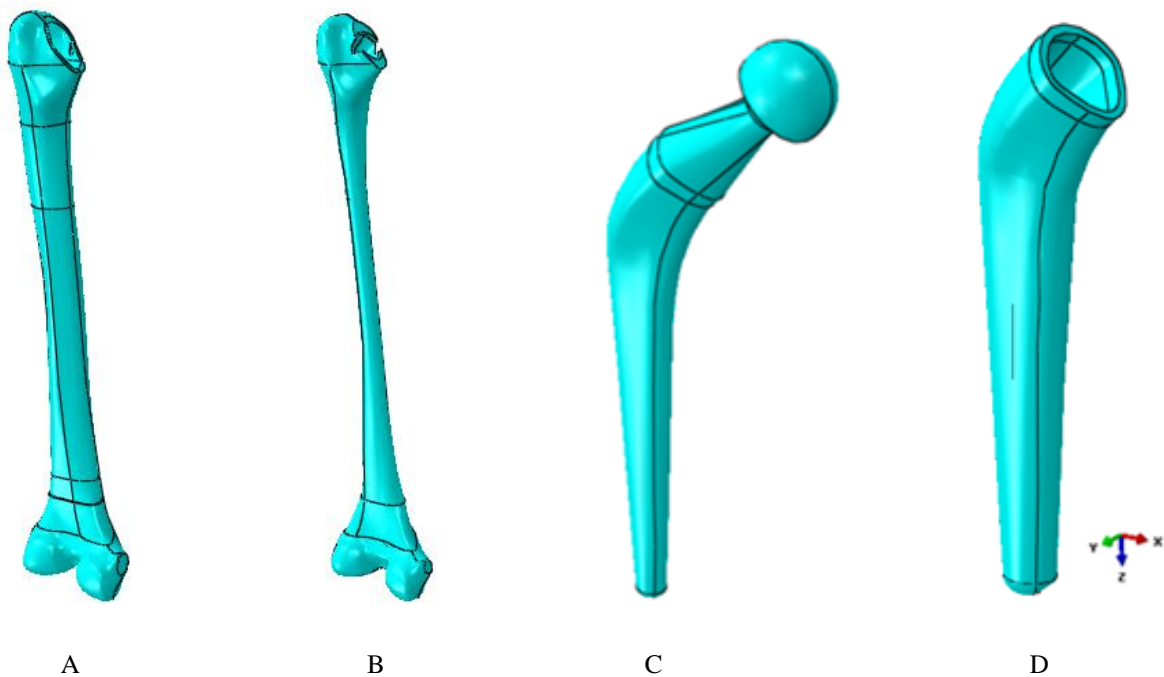


Figure V-2: Modèle 3D de la prothèse total de hanche (A) L'os cortical (B) L'os spongieux (C) implant fémoral (D) ciment orthopédique.

V .2.2.Propriété mécanique

Les propriétés mécaniques des matériaux de l'os cortical et spongieux, du ciment, sont regroupées sur le tableau V-1, elles sont tirées d'études antérieures [159]et sont considérés comme des matériaux élastique et isotropes.

Tableau V-1: Propriétés mécaniques des composantes de la PTH

Matériaux	Module de young E (GPa)	Coefficient de poisson ν	La limite élastique (GPa)	Résistance à la traction (GPa)	Référence
Implant CMK3	210	0.3	0455	0.65	[160]
Os cortical	17	0.36	0.17	0.035	[161]
Ciment (PMMA)	2	0.38	0.0438	0.0353	[162]
Os spongieux	0.6	0.3	0.00389	-	[162]

Tableau V-2: Propriétés mécanique orthotropique

E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	E_3 (GPa)	G_{12} (GPa)	G_{23} (GPa)	G_{31} (GPa)	ν_{13}	ν_{23}	ν_{12}
16.6	17.0	25.1	7.2	8.4	7.1	0.23	0.24	0.33

Les orientations 1, 2, 3 : afficher les directions principales du référentiel. (Axes principaux du matériau composite). E : le module d'élasticité ; G : le module de cisaillement ; ν : le coefficient de Poisson.

V .2.3. Condition aux limites

Le modèle EF du fémur humain a été soumis à trois charges dans trois directions différentes (Figure V-3). La charge appliquée est de 18 KN sur la tête du fémur et l'épiphyse fémorale est fixée selon les conditions aux limites [163].



Figure V-3: Représentation schématique des conditions aux limites imposées à la structure analysée.

V .2.4.Maillage

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. La figure V-4 montre le maillage des différentes composantes de la PTH.

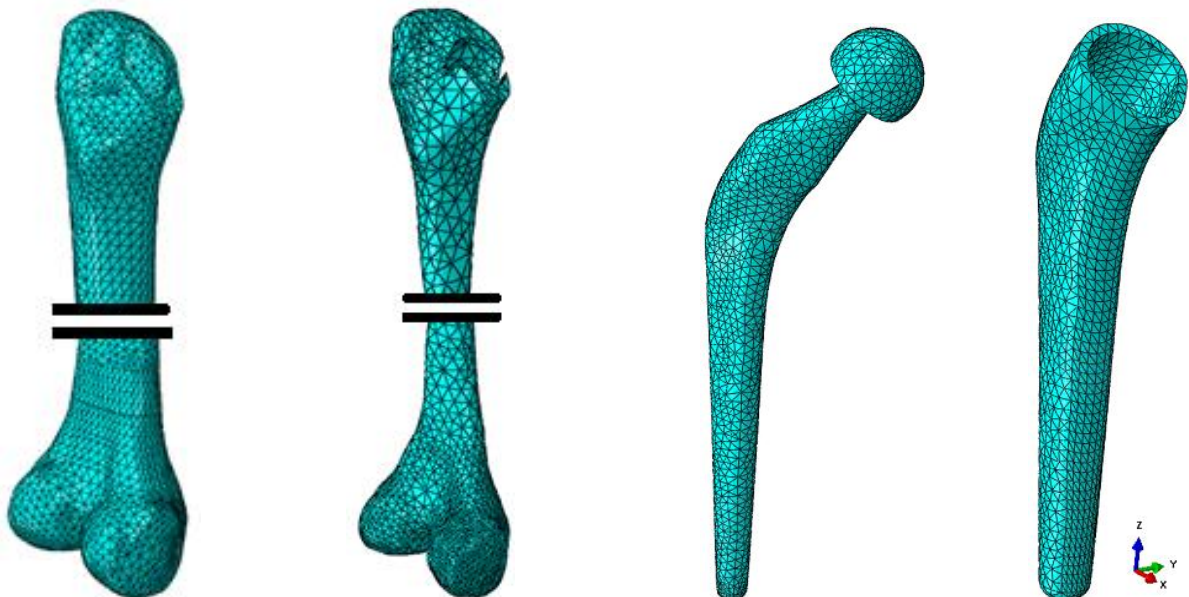


Figure V-4 : Maillage du modèle analysé.

V.3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

V.3.1. Distribution des Contraintes équivalentes dans le modèle

- **Contrainte dans le ciment :**

Le ciment est un élément très déterminant de la prothèse totale de hanche. Cette figure montre clairement la différence du niveau des contraintes engendrées dans le ciment pendant les trois cas de chargement. Sa répartition semble être indépendante de la nature du chargement exercé par le modèle. La figure V-5 est représentée l'intensité et la distribution des contraintes de Van Mises induites dans le ciment orthopédique, ces contraintes sont intensivement concentrées dans les parties proximale latérale et médiale dans ce liant. Dans les autres zones, leur niveau est relativement faible.

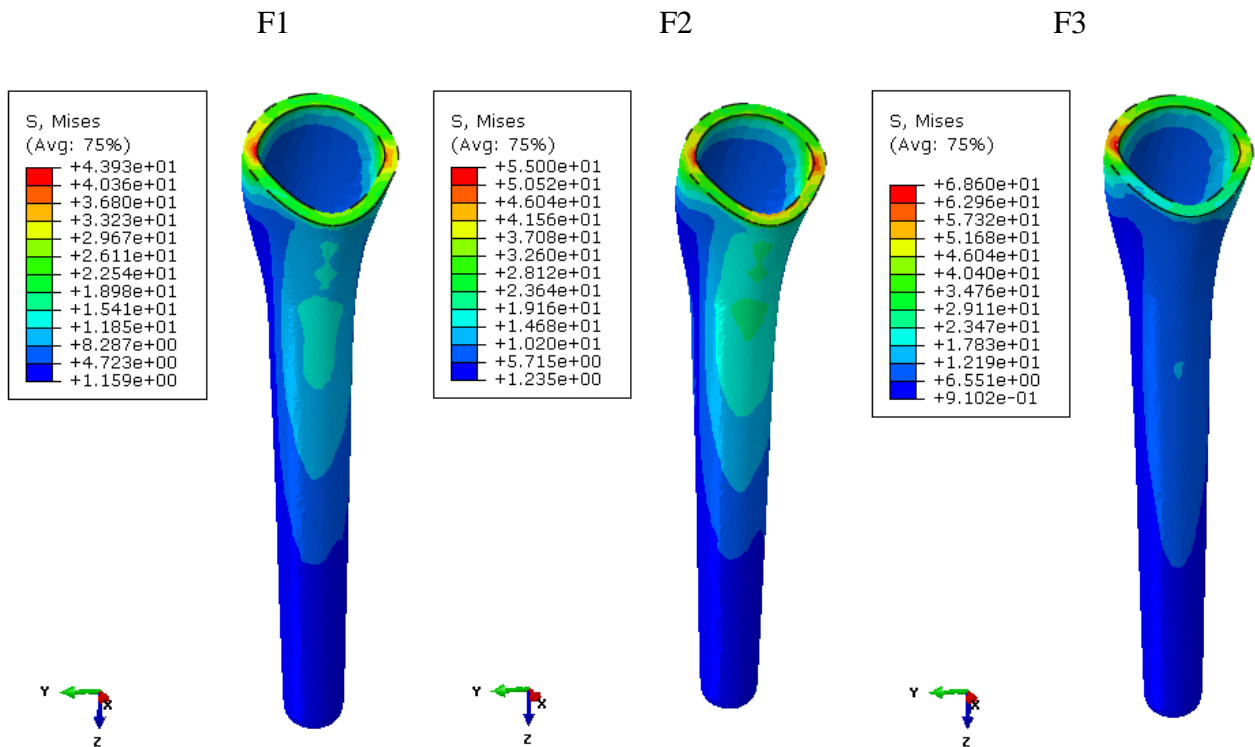


Figure V-5 : Répartition des contraintes équivalentes dans le ciment orthopédique.

- **Contrainte dans l'implant :**

L'implant prothétique est un élément essentiel de la prothèse; sa fiabilité et son tenu en fatigue est d'une grande importance pour une PTH qui dure. La figure V-6. Illustrée la distribution et l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant. Nous remarquons que cette contrainte est concertée sur ses parties proximale de l'implant antérieure et postérieure. Dans les autres zones, leur niveau est relativement faible. Le chargement entraîne une très forte contrainte équivalente pour les deux charges F1 et F3 sont congédiable 61.5 Mpa et 59.7 Mpa respectivement. L'amplitude de cette contrainte est considérable, par contre la charge F2 est conciliée 28.1 Mpa.

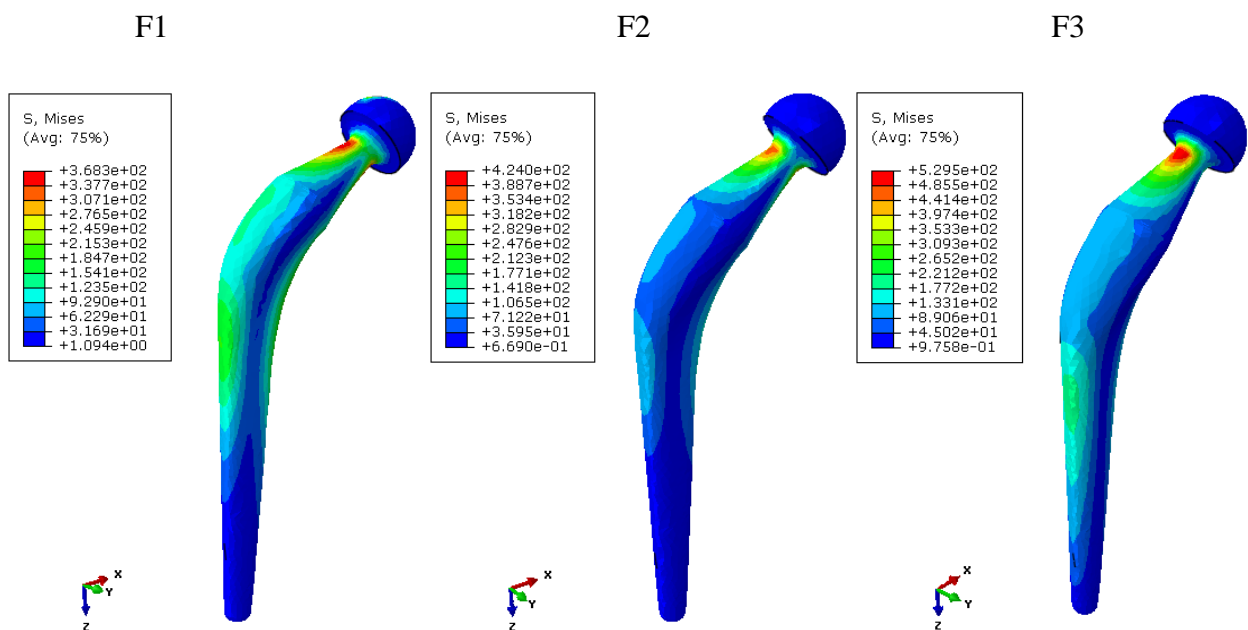


Figure V-6: Répartition des contraintes équivalentes dans l'implant.

- **Contrainte dans l'os cortical :**

Pour compléter cette étude, nous avons déterminé la répartition et l'amplitude de la contrainte équivalente dans l'os cortical. Le chargement conduit à un niveau de contrainte assez élevé dans l'os cortical, essentiellement dû aux conditions aux limites et au chargement imposé. Dans la figure V-7, on constate que les contraintes les plus significatives sont localisées dans la partie diaphysaire vue médiale pour la charge F1 et F3 avec une amplitude de l'ordre 291, 568 Mpa respectivement, et pour la charge F2 les contraintes aussi localisées dans la partie diaphysaire vue latérale à l'ordre de 539 Mpa.

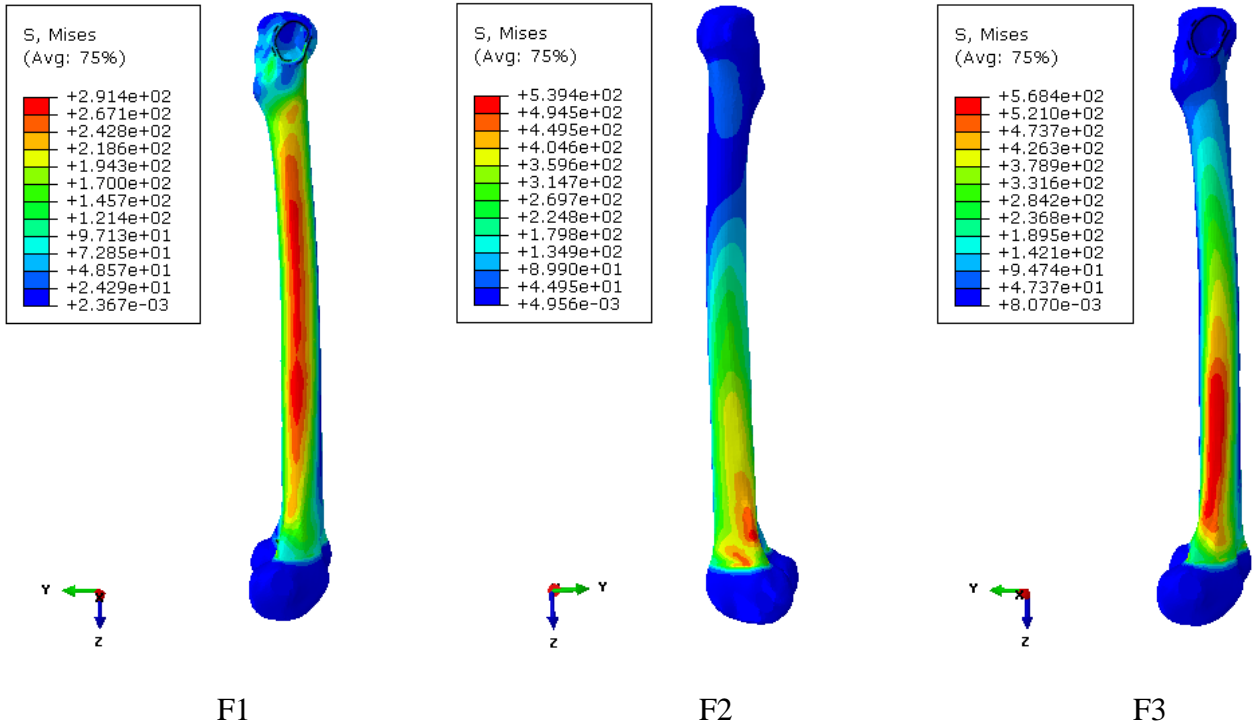


Figure V-7: Répartition des contraintes équivalentes dans l'os cortical.

- **Contrainte principale maximale :**

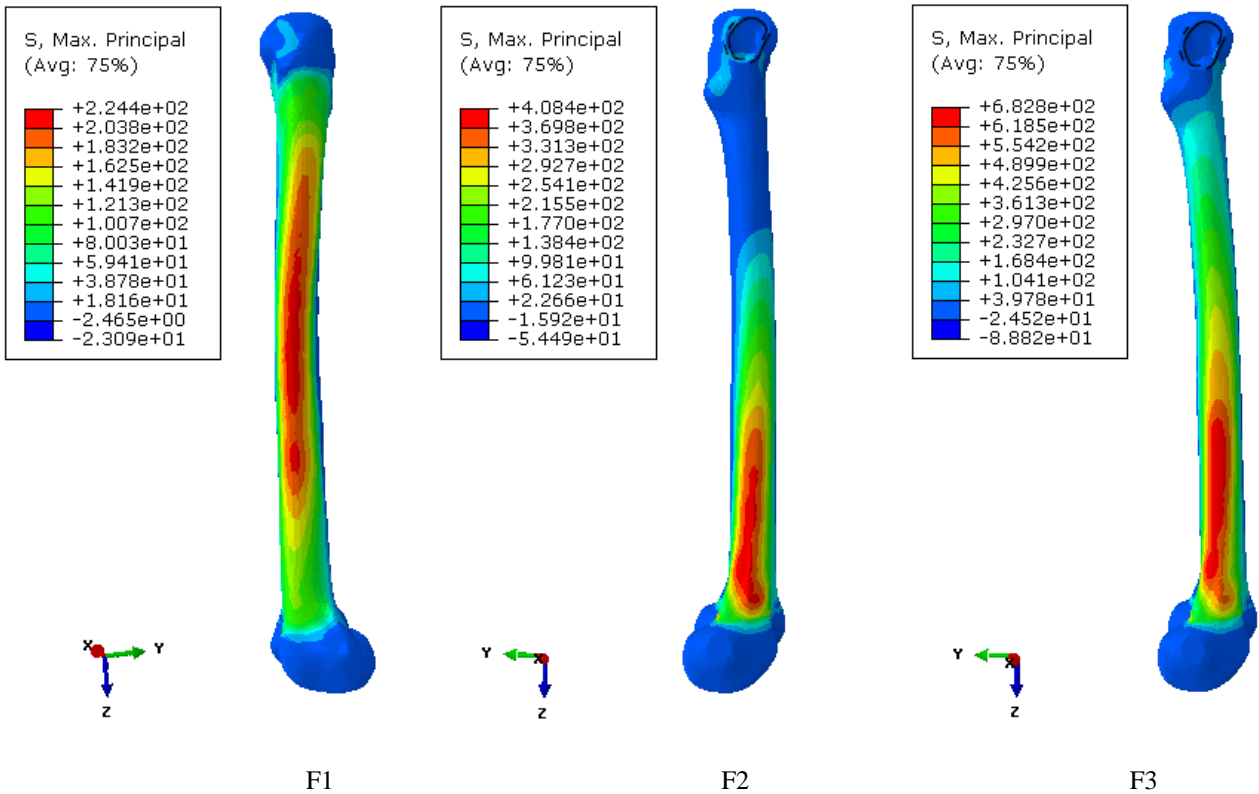


Figure V-8: Distribution de la contrainte principale maximale dans le fémur.

Les contraintes principales maximales engendrées par les trois forces sont représentés sur la figure V-8. En remarque la même distribution que la contrainte équivalente c-à-dire que ses mêmes zones sont fortement sollicitées dans les directions principales, ce qui laisse prédire que la fissure ou l'endommagement sera initiée aux même endroits. Maintenant il faut définir le plant et la direction de propagation de la fissure. Avec cette distribution, on ne peut pas déterminer le plant de propagation. Pour pallier a ce problème, l'affichage des directions principales est nécessaire et il est illustré dans la section suivante.

- **Directions principales maximales :**

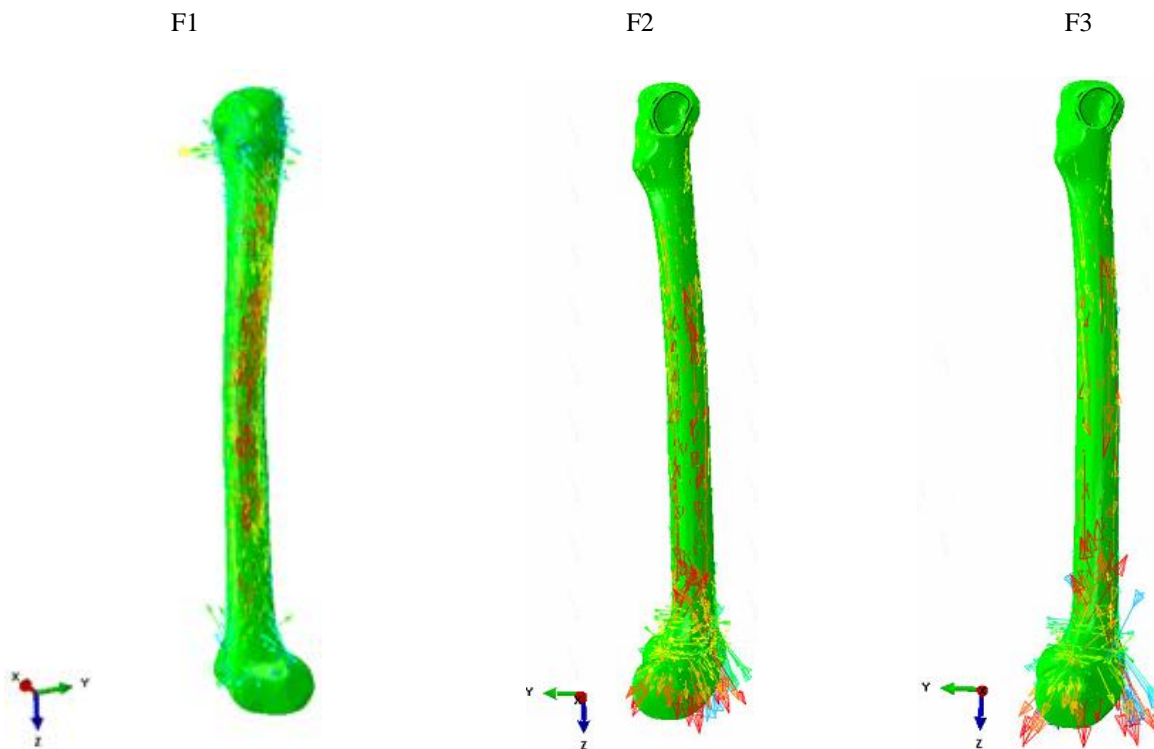
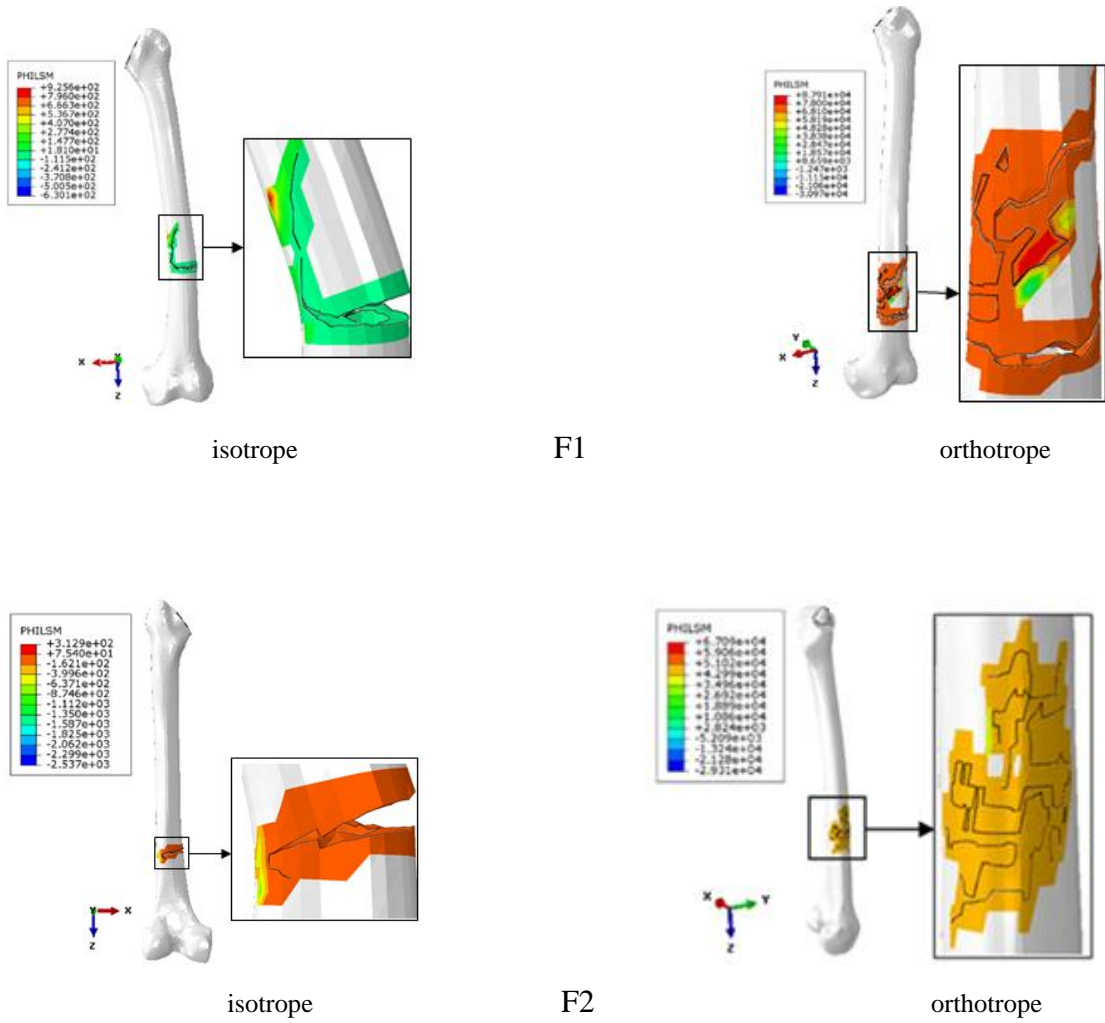


Figure V-9: Distribution de la contrainte principale maximale et ça direction.

La figure ci-dessous montre les contraintes principales maximales et leur direction équivalente. Comme remarqué précédemment, ces contraintes sont localisées sur la diaphyse fémorale. La valeur max est localisée au milieu de la diaphyse, sa direction est parallèle à l'axe de la diaphyse. Sachant que la direction principale nous permet de prédire le plant ou la fracture se propage, car cette dernière s'initie sur le plant perpendiculaire à la direction principale. Dans notre cas, le modèle numérique prédit l'initiation d'une fissure dans le centre de la diaphyse se propageant vers l'intérieur de la diaphyse. Ses résultats seront confirmés ultérieurement par la simulation de la fracture du fémur.

V.4. Fracture du fémur avec implant.

Les résultats de la fracture du fémur en utilisant la méthode des éléments finis étendus (X-FEM) précédemment décrits dans le chapitre III sont présentés dans la figure V-10. Cette figure montre la fracture du fémur pour trois types de chargements (F1, F2, F3) et après implantation d'une PTH et avec un os isotrope et orthotrope.



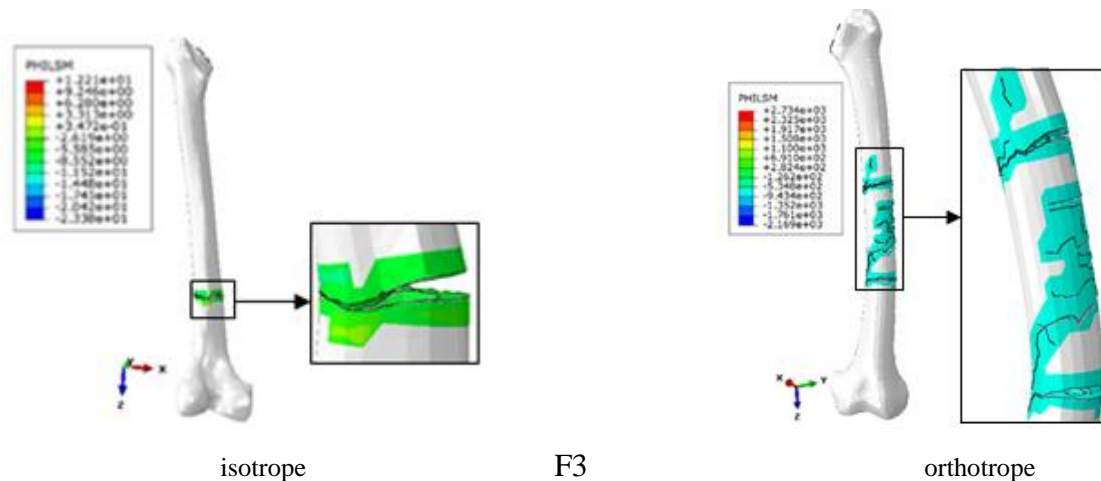


Figure V-10: Comparaison de la fracture de l'os cortical fémoral après PTH pour les trois cas de chargement dans les deux matériaux (isotrope, orthotrope).

Dans le premier cas de chargement (F1); On peut voir l'initiation de la fissure dans la diaphyse fémorale dans un plan perpendiculaire à la section de l'os fémoral et conduisant l'initiation de la fracture total du fémur sur le plan parallèle à la section diaphysaire. À la fin de rupture, la fracture se réoriente et se propage de manière longitudinale. Pour le cas d'un matériau orthotrope, la fissure commence dans le métaphyse inférieure, mais cette fois-ci on constate deux fissures. La principale se propage dans la section de la diaphyse et la deuxième fissure se propage dans un plan incliné de 45° par rapport au premier. Entre ces deux fissures l'os est complètement fragmenté. Ce cas de la fissure donne une fracture osseuse fragmentée au milieu de l'épiphyse fémorale inférieure.

Dans le cas du deuxième chargement; Nous avons constaté que l'initiation de la fracture prend toujours la partie médiane de la diaphyse fémorale comme zone d'initiation. Il n'existe qu'une seule fissure principale qui se propage parallèlement à la section de la diaphyse. Ce type est déjà constaté dans le chapitre III avec un os sain (sans implant), donc l'existence d'implant n'affecte pas le lieu de fracture de l'os sous l'effet du deuxième type de force (F2). Dans un os considéré comme orthotrope; la fissure s'amorce dans la troisième partie distale de la diaphyse fémorale et donne toujours une fragmentation.

Pour le dernier cas du chargement, la fracture se propage dans le plan de la partie inférieure de la diaphyse fémorale parcourt un chemin horizontal dans la section de la diaphyse et donne la fracture complète du fémur. Dans ce dernier cas et pour un os cortical orthotrope, on remarque une fragmentation complexe d'une large partie de la diaphyse fémorale. Dans ce cas, nous considérons qu'en réalité il y a une fragmentation complète de l'os dans la zone diaphysaire.

Conclusion générale

Les fractures du fémur constituent les principales causes d'hospitalisation en chirurgie orthopédique dans le monde.

Dans cette étude; une analyse par la méthode des éléments finis tridimensionnels est réalisée pour étudier le phénomène de fracture de l'os cortical du fémur sous chargement statique et dynamique. Différents types du comportement de l'os cortical ont été analysés. Les résultats obtenus permettent de déduire les résultats suivants :

- La X-FEM permet la prédiction de l'apparition et la propagation des fissures sans connaissances préalables du site d'initiation et de la trajectoire de la fracture.
- Les résultats de la modélisation du fémur fracturé montrent que les propriétés du matériau considéré (isotrope - orthotrope) de l'os cortical affect le type de fracture. Fragmentation pour le cas où l'os est considéré orthotrope et fissure normale dans le cas où l'os comme un matériau isotrope.
- Le site de fracturation dépend de l'emplacement de la charge (la charge appliquée sur la tête fémorale) et de sa direction. Lorsque la charge est perpendiculaire au col fémoral, ce dernier se fractures le première et si la charge est perpendiculaire à la diaphyse, c'est la diaphyse que ces fractures.
- La comparaison entre les deux types d'os (isotrope et orthotrope) nous permet de dire que la considération d'os orthotrope est la plus réaliste. C'est elle qui donne un résultat d'une fragmentation de l'os et non pas une fissure linéaire.
- Notre modèle numérique prédit exactement l'endroit de fracturation de l'os, ce qui a été confirmé, on comparant notre modèle numérique à des travaux expérimentaux et à donné une grande similitude.
- Nos résultats permettent de dire que la loi de Johnson-Cook simule la fracture du fémur d'une manière très précise. Ce modèle d'endommagement par sa simplicité permet de modéliser le comportement dynamique des matériaux pour des grandes déformations et pour différentes vitesses de déformation.
- Les deux chargements statique et dynamique ont été réalisés. L'étude dynamique donne une fracture du fémur proche de celle constatée cliniquement. Par contre, l'étude statique donne seulement une fissuration du site fracturé.
- Les contraintes dans le fémur changent durant la durée de l'impact. Aux premiers instants de l'impact, les contraintes se concentrent dans la zone de contact avec l'impacteur (la plaque). Au fur et à mesure que l'impact progresse, les contraintes les plus élevées se déplacent de la partie épiphyse vers le col fémoral à travers la diaphyse. A la fin du choc,

toute la charge se concentre dans le col fémoral, ce qui se traduit par une rupture de ce dernier. La vitesse du choc influe énormément sur l'état et la distribution des contraintes dans le fémur.

- La vitesse de l'impact donne différents types de fracture du fémur. Des vitesses faibles (7 m/s et 14 m/s) donnent une fissuration du col fémoral. Des grandes vitesses (22 m/s et plus) donnent une rupture complète avec déplacement du col fémoral.
- Ce modèle 3D EF peut être considéré comme un outil fiable destiné aux cliniciens pour prédire les forces à la rupture et le type de fracture.
- Sous chargement statique où quasi-statique, l'os se fracture sous faible sollicitation et se fragmente sous forte sollicitation.
- Notre simulation numérique de la fracture de l'os cortical fémoral après implantation d'une PTH d'une prothèse (CMK3) peut être fournie aux cliniciens et aux thérapeutes pour une représentation précise de la nature des fractures causées par différents types d'accident.
- On espère que des études qui mettent l'accent sur l'utilisation de l'outil numérique 3D est fortement souhaitée. Les travaux en mode chute d'une hauteur ou chute latérale devraient à terme aboutir à la prédiction des fractures diaphysaires et fractures du col fémoral.

Glossaire

Histologie : Branche de la biologie qui étudie les tissus, à mi-chemin entre la cytologie et l'anatomie. Elle a pour but d'explorer la composition, la structure, le renouvellement des tissus, ainsi que les échanges cellulaires en leur sein

Solution alcaline : Une solution basique utilisée pour diminuer l'acidité

Hématome : Une poche de sang apparaissant généralement suite à une hémorragie à la suite d'un choc, décollement et gonflement de la peau.

Phagocytose : Un des rôles principaux des macrophages est le nettoyage de corps nécrotiques et de corps apoptotiques, de débris et de poussières dans le cas des poumons

Ostéoclasie : Résorption osseuse due aux ostéoclastes.

Ostéoclaste : Cellule conjonctive qui détruit les traves osseux.

Fibroblaste : Une cellule présente dans le tissu conjonctif, elle est parfois appelée cellule de soutien.

Collagène : Une glycoprotéine fibreuse dont le rôle peut être comparé à une armature. C'est la protéine la plus abondante de l'organisme. Il est sécrété par les cellules des tissus conjonctifs.

Métabolisme : L'ensemble des transformations moléculaires et des transferts d'énergie qui se déroulent de manière ininterrompue dans la cellule ou l'organisme vivant.

Cytotoxicité : Propriété qu'un agent chimique ou biologique d'altérer des cellules, éventuellement jusqu'à les détruire

Avasculaire : Signifie dépourvu de vaisseau sanguin. Par extension, il indique un défaut d'irrigation d'une région tissulaire

Macrophage : Une variété de globule blanc, de grande taille, ayant la propriété d'absorber et de détruire de grosses particules comme une cellule abîmée ou âgée, mais aussi des éléments étrangers (bactéries, virus, champignons, etc.) par un procédé appelé phagocytose.

Ostéolyse : Destruction osseuse localisée, d'origine inflammatoire, ou tumorale.

Ankylose : limitation totale de la mobilité d'une articulation. Due à des lésions de l'articulation, l'ankylose est presque toujours irréversible et ne doit donc pas être confondue avec la raideur articulaire qui, elle, est transitoire. Elle peut être la conséquence d'un traumatisme (fracture articulaire), d'une inflammation (arthrite aiguë ou chronique, rhumatisme polyarticulaire) ou d'une arthrodeuse (fusion chirurgicale des os de l'articulation). Pour les ankyloses complètes, le seul traitement est chirurgical.

Hémossidérite : Un pigment insoluble du corps humain contenant de l'hydroxyde ferrique. 25-35 % du fer total de l'organisme est contenu dans ces pigments.

Nécrose : Mort tissulaire.

Glossaire

Arthrite : Toute inflammation aiguë ou chronique frappant les articulations.

Muqueuses : Membrane qui tapisse l'intérieur des organes creux communiquant avec l'extérieur.

Homéostasie : Processus de régulation par lequel l'organisme maintient les différents constantes du milieu intérieur (ensemble des liquides de l'organisme) entre les limites des valeurs normales.

Ostéogenèse : Formation du tissu osseux.

Chondrogénèse : Tumeur cartilagineuse bénigne.

Fibrogénèse : Constitution et développement des fibres de collagène.

Histiocytes : Cellules jeune du tissu réticulo-endothélial.

Phagocytose : Capture, ingestion et destruction par une cellule d'une particule ou d'autres cellules.

Carcinogénèse : Naissance d'un cancer à partir d'une cellule transformée par plusieurs mutations.

Granulométrie : Mesure des dimensions des morceaux de matière composant l'échantillon.

Cytotoxique : Toxique pour la cellule.

Organelles : petites organes qui composent la cellule.

Ostéolyse : Destruction osseuse localisée.

Pathogénie : Etude du mécanisme, de la cause et du développement des maladies.

L'os cortical : Partie extérieure de l'os ou la partie dure de l'os.

Arthrose : Affection chronique dégénérative non inflammatoire des articulations.

Varus : Se dit d'une malformation articulaire dans laquelle l'articulation est tournée en dedans.

Valgus : qui s'écarte vers l'extérieur par rapport à l'axe du corps.

Granulome acrylique : Conséquences de la non digestion des fragments de ciment par le corps humain.

Ostéosclérose : accroissement de la densité osseuse, souvent en réaction à une lésion de voisinage.

CHAPITRE I

Tableau I-1: Moyenne des valeurs obtenues sur le fémur humain pour l'ensemble des travaux retenus (os cortical hydraté) 19

Tableau I-2: Paramètres mécaniques et histologiques par types d'os et de sujets..... 22

Tableau I-3 : Résultats moyens de l'ensemble des échantillons (A+B)..... 22

Tableau I-4 : Pourcentage de porosité selon la localisation diaphysaire des prélèvements.... 24

CHAPITRE II

Tableau II-1: Les quatre types du classification de Garden. 49

Tableau III-1 : Propriétés élastiques de l'os isotrope..... 63

Tableau III-2 : Propriétés élastiques de l'os orthotrope..... 63

Tableau III-3 :Les paramètres d'endommagement du modèle (X-FEM)..... 64

CHAPITRE IV

Tableau IV-1 : les paramètres Johnson-Cook utilisés dans la simulation..... 86

Tableau IV-2 : propriétés élastiques de l'os isotrope..... 87

CHAPITRE V

Tableau V-1: Propriétés mécaniques des composantes de la PTH..... 96

Tableau V-2: Propriétés mécanique orthotropique..... 96

CHAPITRE I

Figure I-1 Corps squelettique humain: (a) système squelettique humain; B) les os de la hanche et du bassin; Et (c) l'anatomie du fémur proximal humain..... 4

Figure I-2: Structure d'une molécule de collagène d'après..... 5

Figure I-3: Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats..... 6

Figure I-4 : Représentation des différentes parties anatomiques qui composent un os long, ici le fémur. La diaphyse représente la partie centrale de l'os. A chaque extrémité on retrouve les métaphyses suivies des épiphyses qui servent de surface articulaire. 7

Figure I-5 : Représentation de la ligne épiphylle sur la partie distale du fémur. La ligne épiphylle marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphyse une fois la croissance achevée. 8

Figure I-6 : Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur 8

Figure I-7 : Structure hiérarchique de l'os..... 9

Figure I-8 : Structure et composition de la partie cortical d'un os long..... 10

Figure I-9 : Représentation des canaux de Volkmann et de Havers dans l'os cortical. Les canaux de Volkmann sont disposés verticalement et sont connectés entre eux grâce aux canaux de Havers). 10

Figure I-10 : Orientation et structure des trabécules osseuses..... 11

Figure I-10 : Cellules de l'os trabéculaire..... 11

Figure I-11 : Détails d'une coupe de travée osseuse..... 13

Figure I-12 : Chargements cyclique de l'os. 15

Figure I-13: Courbes contraintes-déformation du fémur. 17

Figure I-14 : Variation de la microdureté ; charge appliquée :P=100Kg..... 18

Figure I -15 : Mise en évidence, d'après Blaimont, des zones de traction et de compression sur le fémur (fémur gauche, vue ventrale) 20

Figure I-16 : Méthode d'extraction des échantillons expérimentaux de Dong et Guo. 23

Figure I-17 : Mode de prélèvement des échantillons corticaux 25

Figure I-18 : Schéma illustrant la répartition du poids du corps sur chaque articulation coxo-fémorale en situation debout bipodale 26

Figure I-19 : Balance de PAUWELS. 27

CHAPITRE II

Figure II-1 Axes du fémur. AA : axe anatomique ; AM : axe mécanique. 30

Figure II-2: Extrémité supérieure du fémur. A : Vue antérieure. B : Vue médiale. C : Vue postérieure. D : Vue latérale..... 33

Figure II-3 : : Diaphyse et extrémité distale du fémur. A : Vue latérale. B : Vue antérieure. C : Vue postérieure. D : Coupe du fémur au niveau de la diaphyse	34
Figure II-4 : (A) Essai de compression mécanique de l'os cortical. (B) Schéma des courbes de contrainte / déformation de compression pour l'os cortical suivant l'axe d'un os long	35
Figure II-5 Comportement osseux sous différentes vitesses de déformation (a) Courbes force-déplacement sous charges de traction (b) courbes contrainte-déformation compressive pour l'os cortical fémoral humain en fonction de la vitesse de déformation	36
Figure II-6 : Mécanismes de trempe intrinsèque et extrinsèque dans l'os.....	38
Figure II-7 : La courbe contrainte-distension et la courbe charge-déformation illustrent la caractéristique de résistance à la performance d'un matériau lorsqu'il est soumis à la charge. Lorsque la charge est appliquée, il y a une (A) réponse élastique initiale qui atteint finalement un point de déformation (B), entrant dans la réponse plastique (C) lorsque le matériau est déformé en permanence ou est brisé. La résistance du matériau est déterminée par l'énergie (D) ou la surface sous la courbe. La dureté d'un matériau, appelé module d'élasticité, est déterminée par l'inclinaison (E) de la courbe pendant la phase de réponse élastique	40
Figure II-8: Fracture transversale du tiers moyen du fémur droit (A à C). Noter la translation antérieure sur la vue de profil.....	41
Figure II-9 : Fracture oblique courte du fémur gauche. Obliquité de la solution de continuité par rapport à la diaphyse fémorale supérieure à 30°	42
Figure II-10 : Fracture à troisième fragment. La topographie postéro médiale du troisième fragment aggrave l'instabilité	43
Figure II-11 : Accident de moto. A, B. Fracture bifocale avec cylindre intermédiaire intact. C. Fracture associée de la patella.....	44
Figure II-12 : Figure II-2: Luxation fracture de la tête fémorale... ..	48
Figure II-13 : Classification de DELBET.	50
Figure II-14 : Classification de PUUWELS.....	51
Figure II-15: Classification des fractures comminutives. Selon Winquist et Hansen.....	55
Figure II-16: Classification des fractures du fémur selon l'AO.....	56

CHAPITRE III

Figure III-1: Numérisation de l'os fémorale.....	61
Figure III-2 : Modèle tridimensionnel de la fémur	61
Figure III-3: Modèle tridimensionnel de fémur (A) os cortical (B) os spongieux.	62
Figure III-4 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.	64
Figure III-5 : Maillage de la fémur (A) os cortical (B) os spongieux	65
Figure III-6 : Distribution de la contrainte équivalente dans le fémur.....	68
Figure III-7 : Distribution de la contrainte σ_{xx}	69
Figure III-8 : Distribution de la contrainte σ_{yy}	70
Figure III-9 : Distribution de la contrainte principale maximale dans le fémur.. ..	70

Figure III-10 : Distribution de la contrainte principale maximale et sa direction.....	71
Figure III-11 : Répartition de la contrainte équivalente dans le fémur pour trois cas de chargement.	72
Figure III-12 : Répartition de la contrainte principale maximale dans le fémur pour trois cas de chargement.....	72
Figure III-13 :Répartition de la contrainte équivalente dans le fémur entre les deux matériaux pour trois cas de chargement.....	74
Figure III-14 :Répartition de la contrainte principale maximale dans le fémur entre les deux matériaux pour trois cas de chargement.....	76
Figure III-15 : Comparaison des fractures du fémur entre les deux matériaux pour les trois cas de chargement.....	77
Figure III-16 : Comparaison entre l'emplacement de la fracture avec (A) expérimental et (B) les résultats de la simulation.....	79

CHAPITRE IV

Figure IV-1 : Essai de choc frontal d'un véhicule	82
Figure IV-2 : Illustration du scénario de blessures dans des accidents de véhicules à choc frontal..	82
Figure IV-3 : La loi de Johnson – Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l'os.	85
Figure IV-4 : Angles fémur-bassin utilisés dans de la simulation du modèle.	88
Figure IV-5: Conditions aux limites applique et la configuration du modèle d'impact.	89
Figure IV-6: Maillage du modèle.	
Figure IV-7: Distribution de la contrainte équivalente dans le fémur pour les trois vitesses d'impacts.	91
Figure IV-8: Type de fracture prédite à partir de différentes vitesses d'impacts et de la distribution de dommages..	92
Figure IV-9: Le temps des fractures a été déterminée à partir des histoires de la force pour la vitesse d'impact appliquée (7, 14 et 22 m/s).....	93
Figure IV-10: Comparaison de l'emplacement de la fracture de notre modèle simulant (B) avec les résultats expérimentaux (A).	

CHAPITRE V

Figure V-1 : Trois dimensions pour la section longitudinale de la prothèse de reconstruction.	
Figure V-2: Modèle 3D de la prothèse total de hanche (A) L'os cortical (B) L'os spongieux (C) Implant fémoral (D) Ciment orthopédique.....	95

Figure V-3: Représentation schématique des conditions aux limites imposent à la structure analysée.....	97
Figure V-4 : Maillage du modèle analysée.....	97
Figure V-5 : Répartition des contraintes équivalentes dans le ciment orthopédique.....	98
Figure V-6: Répartition des contraintes équivalentes dans l'implant.....	99
Figure V-7: Répartition des contraintes équivalentes dans l'os cortical.....	100
Figure V-8: Distribution de la contrainte principale maximale dans l'os cortical.....	100
Figure V-9: Distribution de la contrainte principale maximale et ça direction.....	101
Figure V-10: Comparaison de la fracture de l'os cortical fémorale appris PTH pour les trois cas de chargement dans les deux matériaux (isotrope, orthotrope).....	103

- [1] Gullberg B, Johnell O, Kanis JA (1997) World-wide projections for hip fracture. *Osteoporos Int* 7:407.
- [2] Cooper C, Campion G, Melton LJ, 3rd (1992) Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporos Int* 2:285.
- [3] JB Lauritzen. (1996). Hip fractures: incidence, risk factors, energy absorption, and prevention. *Bone* 18(1 Suppl): 65S-75S.
- [4] SR Cummings, LJ Melton. (2002). Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. *The Lancet* 359(9319): 1761.
- [5] LJ Melton, 3rd, EA Chrischilles, C Cooper, AW Lane, BL Riggs. (1992). Perspective. How many women have osteoporosis? *Journal of Bone and Mineral Research* 7(9): 1005-1010.
- [6] JB Lauritzen. (1996). Hip fractures: incidence, risk factors, energy absorption, and prevention. *Bone* 18(1 Suppl): 65S-75S.
- [7] B Gullberg, O Johnell, JA Kanis. (1997). World-wide projections for hip fracture. *Osteoporos Int* 7(5): 407-413.
- [8] HK Genant, C Cooper, G Poor, I Reid, G Ehrlich, J Kanis, BE Nordin, E BarrettConnor, D Black, JP Bonjour, B Dawson-Hughes, PD Delmas, J Dequeker, S Ragi Eis, C Gennari, O Johnell, CC Johnston, Jr., EM Lau, UA Liberman, R Lindsay, TJ Martin, B Masri, CA Mautalen, PJ Meunier, N Khaltsev, et al. (1999). Interim report and recommendations of the World Health Organization Task-Force for Osteoporosis. *Osteoporos Int* 10(4): 259-264.
- [9] Nyman, J. S., M. Reyes, et al. (2005). "Effect of ultrastructural changes on the toughness of bone." *Micron* 36(7-8): 566-582.
- [10] <http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/parts-longbone.php>.
- [11] <http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/parts-long-bone.php>.
- [12] http://213.139.108.123/media/images/planches_anatomiques/rhumatologie/arthrose_du_genou_legendee.
- [13] Cowin, S., 2001. *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton, FL: CRC Press
- [14] Rho, J., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P., 1998. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics* 20, 92–102.

- [15] Liebschner MA, W. M. (2003). Optimization of Bone Scaffold Engineering for Load Bearing Applications. Topics in Tissue Engineering. N. A. P. Ferretti, University of Oulu.
- [16] [http:// www.lecorpshumain.fr](http://www.lecorpshumain.fr)
- [17] (U.S. National Cancer Institute's Surveillance, Epidemiology and End Results (SEER) Program)
- [18] Bayraktar, H. H., E. F. Morgan, et al. (2004). "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue." *Journal of Biomechanics* 37(1): 27-35.
- [19] Tortora GJ, Grabowski SR. Principes d'anatomie et de physiologie Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique, c2007. 2e édition. ISBN: 9782761318402.
- [20] Majeska .R.J., cell biology of bone, in bone mechanics Handbook, Second Edition S.C Cowin, Editor 2001, CRC Press.
- [21] SOUR R. Fractures of the limbs. The relationship between mechanism and traitement.Bruxelles:"la clinique Orthopédique", 1981
- [22] KOCH JC. The laws of bone architecture. *Am J Anat* 1917; 21:177-298
- [23] WOLFF J. Das Gesetz der Transformation des Knochen. Berlin: Hirschwald, 1892
- [24] ROHLMAN A, MÖSSNER U, BERGMAN G, KÖLBEL R. Finite-element-analysis and experimental investigation of stress in a femur. *Biomed Eng* 1982; 4: 241-246
- [25] Smaïl Benbarek 'Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum' *Materials Science and Engineering: C*, Volume 33, Issue 1, 1 January 2013, Pages 543-549
- [26] M.M. Bouziane, Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis. *Materials & Design*, Volume 31, Issue 1, January 2010, Pages 545-550
- [27] RAUBER A. *Elasticität und Festigkeit der Knochen*. Leipzig: W. Engelmann, 1876
BONFIELD W and LIC J-I. Anisotropy of nonelastic flow in bone. *JappiPhys* 1967; 38:2450-2455
- [28] Bonfield W, O'CONNOR P. Anelastic deformation and the friction stress of bone. *J Mater Sci* 1978; 13:202-207
- [29] ASCENZI A, BONUCCI F. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967;158: 375-386 –

- [30] ZIMMERMAN R. Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes. 1976;[thèse de médecine n°3 07], Bordeaux
- [31] CURREY JD, BUTLER G. The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975; 79: 8 1-89
- [32] MARQUIS P. Etudes sur le fémur. Bruxelles: Stoop. 1945
- [33] EVANS GF. Stress and strain in bones. Springfield: CC Thomas, 1957
- [34] S. Benbarek, Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from
- [35] microvoid in cement of reconstructed acetabulum. *Materials Science and Engineering: A*, Volume 457, Issues 1–2, 25 May 2007, Pages 385-391
- [36] BURSTEIN AH, REILLY DT, FRANKEL VH. Failure characteristics of bone and bone tissue. Kenedi RM ed. *Perspectives in biomedical engineering* London: The MacMillan press, 1973; 131-134
- [37] WEAVER JK, CHALMERS J. Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48: 289-298
- [38] BLAIMONT P, HALLEUX P, OPDECAM P, COUTELIER L. Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage. *Acta Orthop Belg* 1973 ; 39 :393-422
- [39] F GUILLEMOT Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales. Thèse Doctorat de Sciences des Matériaux - option Métallurgie. Institut National des Sciences Appliquées de Rennes. 2000
- [40] Espinoza Orias AA, Deuerling JM, Landrigan MD, Renaud JE, Roeder RK. Anatomic variation in the elastic anisotropy of cortical bone tissue in the human femur. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2009;2(3):255-63.
- [41] Rudy DJ, Deuerling JM, Espinoza Orias AA, Roeder RK. Anatomic variation in the elastic inhomogeneity and anisotropy of human femoral cortical bone tissue is consistent across multiple donors. *Journal of Biomechanics*. 2011;44(9):1817-20.
- [42] Malo MKH, Rohrbach D, Isaksson H, Töyräs J, Jurvelin JS, Tamminen IS, et al. Longitudinal elastic properties and porosity of cortical bone tissue vary with age in human proximal femur. *Bone*. 2013;53:451-8.

- [43] Yamada S, Tadano S. Effects of growth on residual stress distribution along the radial depth of cortical cylinders from bovine demurs. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(13):2130-6.
- [44] Abdel-Wahab AA, Alam K, Silberschmidt VV. Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011;4(5):807-20.
- [45] Duchemin L, Bousson V, Raossanaly C, Bergot C, Laredo JD, Skalli W, et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering and Physics*. 2008;30:321-8.
- [46] Katsamanis F, Raftopoulos DD. Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique. *J Biomech*. 1990;23(11):1173-84.
- [47] Ferreira F, Vaz MA, Simoes JA. Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate. *Materials Characterization*. 2006;57:71-9.
- [48] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*. 1993;26:111-9.
- [49] Pithioux M, Lasaygues P, Chabrand P. An alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*. 2002;35:961-68.
- [50] Bensamoun S, Ho Batho MC, Luu S, Gherbezza JM, De Belleval JF. Spatial distribution of acoustic and elastic properties of human femoral cortical bone. *Journal of Biomechanics*. 2004;37:503-10.
- [51] Huang HL, Tsai MT, Lin DJ, Chien CS, Hsu JT. A new method to evaluate the elastic modulus of cortical bone by using a combined computed tomography and finite element approach. *Computers in Biology and Medicine*. 2010;40:464-8.
- [52] Bala Y, Depalle B, Douillard T, Meille S, Clément P, Follet H, et al. Respective roles of organic and mineral components of cortical bone matrix in micromechanical behavior: An instrumented indentation study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011;4:1473-82.
- [53] Carnelli D, Lucchini R, Ponzoni M, Contro R, Vena P. Nanoindentation testing and finite element simulations of cortical bone allowing for anisotropic elastic and inelastic mechanical response. *Journal of Biomechanics*. 2011;44:1852-8.

- [54] Ascenzi MG, Kawas NP, Lutz A, Kardas D, Nackenhorst U, Keyak JH. Individual-specific multi-scale finite element simulation of cortical bone of human proximal femur. *Journal of Computational Physics*. 2013;(244):298-311.
- [55] Yamada H. *Strength of biological Materials*. Baltimore, MD, USA: Evans, Williams and Wilkins; 1970.
- [56] Reilly DT, Burstein A.H, Frankel VH. The elastic modulus for bone. *J Biomech*. 1974;7:271-5.
- [57] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechanics*. 1975;8(6):393-405.
- [58] Patten CA, Caler WE, Carter DR. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J Biomechanics*. 1996;29(1):69-79.
- [59] Kaneko TS, Pejcić MR, Tehranzadeh J, Keyak JH. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Medical Engineering and Physics*. 2003;25:445-54.
- [60] Currey JD. Tensile yield in compact bone is determined by strain, post-yield behaviour by mineral content. *Journal of Biomechanics*. 2004;37:549-56.
- [61] Blaimont P. Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain - Etude mécanique du fémur normal et prothésé, vérification de la loi de Wolff, rôle du remaniement Haversien dans l'adaptation de l'os aux sollicitations mécaniques. *Acta Orthopaedica Belgica*. 1968; 34(4):665-844.
- [62] Lindhal O, Lindgren AGH. Cortical bone in man II. Variation in tensile strength with age and sex. *Acta Orthop Scandinav*. 1967;38:141-7.
- [63] Evans FG. *Mechanical Properties of Bone*. Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher;1973.
- [64] Dong XN, Guo XE. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. *Journal of Biomechanics*. 2004;37:1281-7.
- [65] Schaffler MB, Burr DB. Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *Journal of Biomechanics*. 1988;21:13-6.
- [66] Wachter NJ, Augat P, Krischak GD. Prediction of strength of cortical bone in vitro by microcomputed tomography. *Clinical Biomechanics*. 2001;16:252-6.
- [67] Wachter NJ, Krischak GD, Mentzel M, Sarkar MR, Ebinger T, Kinzl L, et al. Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro. *Bone*. 2002;31(1):90-5.

- [68] Duchemin L, Bousson V, Raossanaly C, Bergot C, Laredo JD, Skalli W, et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering and Physics*. 2008;30:321-8.
- [69] PAUWLS F. Atlas zur biomechanik gesunden und kranken Huft. Springer Verlag; Berlin; Heidelberg; New-York ; 1973.
- [70] CHEVROT A., GIRES F., VALEE C., WYBER M, SIALA M, et PALLARDY G. Imagerie de la hanche : anatomie, physiologie, biomécanique. EMC (Paris, France), Radiodiagnostic 30450 A10, 12- 1988, 14p.
- [71] Schatzker J, Houlton JEH (1999) Concepts of fracture stabilisation. *Bone in Clinical Orthopaedics*
- [72] Bartel DL (2006) *Orthopaedic Biomechanics : Mechanics and Design in Musculoskeletal Systems*. Pearson/Prentice Hall.
- [73] Schiessel A, Zweymuller K. The nutrient artery canal of the femur: a radiological study in patients with primary total hip replacement. *Skeletal Radiol* 2004;33:142-9.
- [74] Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's « law »: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *American Journal of Physical Anthropology*. 2004;125(39):63-99.
- [75] Tardieu C, Damsin J. Evolution of the angle of obliquity of the femoral diaphysis during growth - correlations. *Surg Radiol Anat* 1997;19:91-7.
- [76] Egol K, Chang E, Cvitkovic J, Kummer F, Koval K. Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur. *J Orthop Trauma* 2004;18:410-5
- [77] Zuber K, Schneider E, Eulenberger J, Perren S. Shape and dimension of the femoral cavity with regard to fit of intramedullary implants. *Unfallchirurg* 1988;91:314-9.
- [78] Alonso C., Curiel M. et al. (2000) Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fracture in men and women. Multicenter Project for Research in Osteoporosis. *Osteoporosis International*, (8):714-20.
- [79] Forwood MR, Turner CH. Skeletal adaptations to mechanical usage: Results from tibial loading studies in rats. *Bone*. 1995;17(4):197-205.
- [80] RICHARD L. DRAKE, WAYNE VOGL, ADAM W.M.MITCHELL. *Gray's Anatomie pour les étudiants*. Edition française 2006

- [81] ROUVIERE H, DELMAS.A. Anatomie Humaine. Description Topographie et Fonctionnelle. Tome III: Membres, système Nerveux central. 14ème Edition.
- [82] KAMINA .P. Précis d'anatomie clinique. Tome I. Maloine, Paris, 2003
- [83] Chen JH, Liu C, You L, Simmons CA. Boning up on Wolff's Law: Mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(1):108-18.
- [84] Burstein, A.H., D.T. Reilly, and M. Martens, Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Joint Surg Am*, 1976. 58(1): p. 82-6.
- [85] Yamada, H., Strength of biological materials. 1970: The Williams and Wilkins Company Baltimore
- [86] Beillas, P., Modélisation des membres inférieurs en situation de choc automobile. 1999, ENSAM.
- [87] Mercer C., He M., Wang R., Evans A. (2006) Mechanisms governing the inelastic deformation of cortical bone and application to trabecular bone. *Acta Biomaterialia*, (2):59–68.
- [88] Viano, D.C., Biomechanics of Bone and Tissue: A review of material properties and failure characteristics, in Symposium on biomechanics and medical aspects of lower limb injuries. 1986, SAE international: San Diego.
- [89] Winkquist R.A., Hansen S.T. Comminuted fractures of the femoral shaft treated by intramedullary nailing *Orthop. Clin. North Am*. 1980 ; 11 : 633-648
- [90] Winkquist R.A., Hansen S.T., Clawson D.K. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases *J. Bone Joint Surg. Am*. 1984 ; 66 : 529-539.
- [91] S. C. Cowin, *Bone Mechanics Handbook*, Informa Healthcare, 2001.
- [92] Iowa State University, "Toughness," The Collaboration for NDT Education, 2012. [Online]. Available: www.ndt-ed.org. [Accessed May 2013].
- [93] M. Launey, M. Buehler and R. Ritchie, "On the Mechanistic Origins of Toughness in Bone," *Annual Review of Materials Research*, vol. 40, pp. 25-53, 2010.
- [94] Hay, E.D. (editor). (1982). *Cell biology of extracellular matrix*. Plenum.
- [95] Holtrop, M.E. (1975). The ultra structure of bone. *Ann Clin Lab Sci*, 5:264.
- [96] Bankoff, A.D.P. (2007). *Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano*. Editora.Guanabara Koogan, Rio de Janeiro- Brasil.
- [97] 2T<http://www.em-premium.com/article/223944#top>.

- [98] Marcelli C, Lafage-Proust MH. Physiologie et pathologie de l'adaptation de l'os à l'effort : douleurs osseuses d'effort et fractures de contrainte. *Encycl Méd Chir* (Elsevier SAS, Paris), Appareil locomoteur, 15-904-A-10 2000:12p.
- [99] 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;54:1143–1156.
- [100] Radin EL, Rose RM, Blaha JD, Litsky AS. *Practical biomechanics for the orthopedic surgeon*. New York: Churchill Livingstone; 1992.
- [101] FRACTURES DE L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR U. L.P.- Faculté de Médecine Strasbourg - DCEM1 2004/ 2005 - Module 12B - Appareil Loco-Moteur.
- [102] FRACTURES-LUXATIONS DE LA TÊTE FÉMORALE VIELPEAU. C.*, LANOE. E.*, DELBARRE. J.-C.*, HULET. C.* Département d'Orthopédie, C.H.U. Caen, avenue de la Côte-de-Nacre, 14033 Caen. Les demandes de tirés à part sont à adresser au Pr C.Vielpeau.
- [103] Dr Mourad Kassab, Centre Avicenne Médical, 2 Av Tahar Sfar, 2092 El Manar 2, Tunis Tunisie.
- [104] Histoire du traitement des fractures du col du fémur. *Rhumatologie pratique*, 2009, 33-36.
- [105] Gupta HS, Zioupos P (2008) .Fracture of bone tissue: The 'hows' and the 'whys'.*Medical Engineering and Physics* vol. 30, (10) 1209-1226.
- [106] Launey, M. E., Buehler, M. J. & Ritchie, R. O. On the mechanistic origins of toughness in bone. *Annual Review of Materials Research* 40, 25–53 (2010).
- [107] Belytschko, T., Black, T., 1999. Elastic crack growth in finite elements with minimal remeshing. *Int. J. Numer. Meth. Engng.* 45 (5), 601–620.
- [108] Sukumar, N., Chopp, D. L., Moës, N., Belytschko, T., 2001. Modeling holes and inclusions by level sets in the extended finite-element method. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering.* 190 (46-47), 6183 – 6200.
- [109] Muller M., Nazarian S., Koch P. *Classification AO des fractures* Berlin: Springer-Verlag (1987).
- [110] Gupta HS, Zioupos P (2008) .Fracture of bone tissue: The 'hows' and the 'whys'.*Medical Engineering and Physics* vol. 30, (10) 1209-1226.
- [111] Launey, M. E., Buehler, M. J. & Ritchie, R. O. On the mechanistic origins of toughness in bone. *Annual Review of Materials Research* 40, 25–53 (2010).

- [112] Bessho M, Ohnishi I, Matsumoto T, Ohashi S, Matsuyama J, et al. (2009) Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method: differences in predicted fracture load and site with changing load and boundary conditions. *Bone* 45: 226–231. doi: 10.1016/j.bone.2009.04.241.
- [113] Hansen U, Zioupos P, Simpson R, Currey JD, Hynd Det al., 2008, The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone, *JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING-TRANSACTIONS OF THE ASME*, Vol: 130, 011011-8.
- [114] T.Achour. Etude du comportement mécanique en rupture d'une prothèse totale de hanche. Thèse de doctorat de l'institut de génie mécanique, université Djillali Liabes de Sidi Bel-Abbes.
- [115] Reilly D.T. and Burstein A.H. (1975) The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechanics*, pp.393-405.
- [116] Lotz J.C., (1988) Hip fracture risk predictions by X-ray Computed Tomography, Ph.D. Dissertation, Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology.
- [117] Keyak J.H., Skinner H.B. Three-dimensional finite element modeling of bone: effects of element size. *Journal of Biomed. Eng*, Vol.14, pp.483-489.
- [118] Carter D.R., Hayes W.C (1977) The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The journal of Bone and Joint structure*.Vol.59-a, pp.954- 962.
- [119] Burstein A.H., Reilly D.T., Martens M. (1976) Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Joint Surg*, Vol.59, pp82-86.
- [120] Keyak J.H., Fourkas, M.G., Meagher J.M., Skinner, H.B.(1990) Validation of an Automated Method of Three-dimensional Finite Element Modeling of Bone. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.15, pp.505- 509.
- [121] Reilly D.T. and Burstein A.H. (1975) The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechanics*, pp.393-405.
- [122] Ashman R.B., Corin J.D., Turner C.H. (1987) Elastic properties of cancellous bone: measurement by ultrasonic technique. *J.Biomechanics*, Vol.20, pp.979- 986.
- [123] Lotz J. C., Cheal, E.J.,& Hayes W.C. (1991) Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part 1- Linear analysis. *Journal of Biomechanics*, Vol.113, pp.353-360.
- [124] Yoon Y, Cowin S. An estimate of anisotropic poroelastic constants of an osteon. *Biomech Model Mechanobiol* (2008). 7(1):13–26.

- [125] Susan Mischinski and Ani Ural "Interaction of microstructure and microcrack growth in cortical bone: a finite element study" *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (2013) Vol. 16, No. 1, 81–94.
- [126] Ridha Hambli, "finite element prediction of proximal femur fracture pattern based on orthotropic behaviour law coupled to quasi-damage," *medical engineering and physics* 34 (2013) 202-210.
- [127] Moës, N., Dolbow, J., Belytschko, T., 1999. A finite element method for crack growth without remeshing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 46 (1),131–150.
- [128] ABAQUS/Standard Version 6.13-1. (2013). Analysis user's manual, Dassault Systèmes Simulia Corporation, Providence, RI, 2013. Hibbitt, Karlsson, Sorensen. Abaqus 6.13.1 Manual.
- [129] Moës, N., Dolbow, J., Belytschko, I., 2001. The finite element method for crack growth without remising. *International journal for numerical method in Engineering*. 46 (1),131-150.
- [130] Daux, C., Moës, N., Dolbow, J., Sukumar, N., Belytschko, T., 2000. Arbitrary branched and intersecting cracks with the extended finite element method. *Int. J. Numer. Meth. Engng*. 48 (12), 1741–1760.
- [131] Azhar, Ali., Cristofolini, L., Schileo, E., Hu, H., Taddei, F., Kim, R.H. ... and Laz, P.J. (2014), "Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair", *J. Biomech.*, 47, 536-543.
- [132] EEVC. 2003. "Report on recent activities. 2003." European Enhanced Vehicle-Safety Committee.
- [133] Shashi Kuppa, Osvaldo Fessahaie. An Overview of Knee-Thigh-Hip injuries in frontal crashes in the United States. 2003 18th ESV Conference, paper# 03- 0416.
- [134] Jonathan D, Rupp, Reed M.P. and al. "The tolerance of the human hip to dynamic knee loading", *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 46, pp211-228
- [135] Jonathan D. Rupp, Carl S. Miller, et al. "Characterization of Knee-Thigh-hip response in Frontal Impact Using Biomechanical testing and Computational Simulations", *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 52, pp. 421-474, 2008.
- [136] <http://fr.euroncap.com/Content-Web-Page/3934a47f-2d3b-4d1d-b693-69478787d646/choc-frontal.aspx>

- [137] Rupp, J. D., Reed, Mr. P., Van EE, C. A., Kuppa, S., Wang, S. C., Goulet, J. A., et al.(2002). The tolerance of the human hip to dynamic knee loading. *Stapp Car Crash Journal* , 46, 211-228.
- [138] <http://fr.euroncap.com/Content-Web-Page/3934a47f-2d3b-4d1d-b693-69478787d646/choc-frontal.aspx>
- [139] Jialou Hu Jay Z. Zhao Amy Klinkenberger .modeling and prediction of occupant knee-thigh-Hip injuries TK Holdings Inc. United States Paper Number 09-0334.
- [140] Ridha HAMBLI and Samir Allawi a robust 3D finite element simulation of human proximal femur fracture Progressive sous stance load with experimental validation Prism Institute, MMH, 8, rue Leonard de Vinci, 45072, ORLEANS CEDEX 2, France (Received 6 May 2013; accepted 6 July 2013; published online 18 July 2013).
- [141] Jonathan D. Rupp, Matthew P. Reed, Chris A. Van ee "The tolerance of the Human hip to dynamic knee loading". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 46 (November 2002), pp. 211-228.
- [142] G.R. Johnson and W.H. Cook. A constitutive model and data for metals subjected to large strains high strain rates. In *Seventh International Symposium on Ballistics*, pages 541–547, The Hague, The Netherlands, April 19-21 1983.
- [143] A.S. Khan, Y.S. Suh, and R. Kazmi. Quasi-static and dynamic loading responses and constitutive modeling of titanium alloys. *International Journal of Plasticity*, 20 :2233–2248, 2004.
- [144] A. Gavrus, E. Ragneau, and P. Caestecker. Analysis of a constitutive model for the simulation of dynamic forming processes. *International Journal of Forming Processes*, 6 (1) :33–52, 2003.
- [145] H.W. Meyer Jr. and D.S. Kleponis. Modeling the high strain rate behavior of titanium undergoing ballistic impact and penetration. *International Journal of Impact Engineering*, 26 :509–521, 2001.
- [146] W.K. Rule and S.E. Jones. A revised form for the Johnson-Cook strength model. *International Journal of Impact Engineering*, 21 :609–624, 1998.
- [147] Johnson GR, Cook WH. A constitutive model and data for metals subjected to large strains high strain rates and high temperatures. In: *Proceedings of the Seventh International Symposium on Ballistics*, 1983.

- [148] Labe A. Study of the mechanisms of the wounds of the region abdomino-pelvis. Application to the virtual trauma and road safety. Thesis of the Biomechanics Laboratory applied. University of the Mediterranean (France) 2008.
- [149] ABAQUS documentation version 6.13.
- [150] Pauwels F. Biomechanics 0/ The normal and diseased hip. New York: Springer-Verlag,1976:83.
- [151] Schneider, L.W., Robbins, D.H., Pflüg, M.A., and Snyder, R.G. (1983) Development of anthropometrically based design specifications for an advanced adult anthropomorphic dummy family, Volume 1. Report No. DOT-HS-806-715.U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, Washington, D.C.
- [152] Nerubay, J., Glancz, G., and Katznelson, A. (1973). Fractures of the acetabulum. Journal of Trauma, 13:1050-1062.
- [153] S. Benbarek, Bachir Bouiadjra, T. Achour, Mr. Belhouari, B. Serier: Finite element analysis of the behavior of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum Materials Science And Engineering: a, Volume 457, from 1-2, 25 May 2007, pages 385-391:
- [154] Pauwels F. Biomechanics 0/ The normal and diseased hip. New York: Springer-Verlag,1976:83.
- [155] Ural has, Vashishth D (2007) anisotropy of age-related toughness loss in human cortical bone: Has finite element study. I Biomech 40:1606-1614.
- [156] Arnoux, P.J., et al., Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: a finite element approach. Traffic Inj Prev, 2005.6 (3): p. 288-97.
- [157] Yoon Y, Cowin S. 2008. Year Estimate of anisotropy constant poroelastic of year osteon. Biomech Model Mechanobiol. 7(1):13-26.
- [158] Kachanov, L. M., 1958. On the creep fracture time. Izv Akad Nauk USSR Otd Tekh, 8, 26-31.
- [159] Rice, J., Tracey, D., 1969. On ductile enlargement of triaxial stress field. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 17, 201-217.
- [160] McClintock, F., 1968. A criterion for ductile fracture by growth of holes. Journal of Applied Mechanics - Trans ASME, 35, 363-371.
- [161] Hancock, J., Mackenzie, A., 1976. On the mechanisms of ductile failure in high-strength steels subjected to multi-axial stress-states. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 24, 147-169.

- [162] Johnson, G., Cook, W., 1985. Fracture characteristics of three metals subjected to various strains, strain rates, temperatures and pressures. *Journal of Eng. Fracture Mechanics*, 21, 31–48.
- [163] Lemaitre, J., 1992. *A course on damage mechanics*. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- [164] Bao, Y., & Wierzbicki, T., 2004. A comparative study on various ductile crack formation criteria. *Journal of Eng. Materials and Technology*, 126, 314-324.
- [165] Hooputra, H., Gese, H., Dell, H., & Werner, H., 2004. A comprehensive Failure Model for Crashworthiness Simulation of Aluminium Extrusions. *International Journal of Crashworthiness*, 9(5), 449-464.
- [166] Wierzbicki, T., Bao, Y., Lee, Y., & Bai, Y., 2005. Calibration and evaluation of seven fracture models. *International Journal of Mechanical Sciences*, 47, 719-743.