

République Algérienne Démocratique Et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université des Frères Mentouri Constantine1
Faculté des Sciences de la Technologie
Département de Génie Mécanique



N° d'ordre : 47/DS/2019

Série : 02/GM/2019

THESE

Présentée pour l'obtention du Diplôme de

DOCTORAT EN SCIENCES

Spécialité : Génie Mécanique

Option : Génie Mécanique

Présentée par :

Dalila BELAID

ETUDE ET MODELISATION DU COMPORTEMENT DE STRUCTURES OSSEUSES SOUS SOLLICITATIONS COMPLEXES

Soutenu publiquement le 27/02/ 2019 à l'Université des Frères Mentouri Constantine

JURY

A. E. BEGHIDJA	Professeur, Université des Frères Mentouri-Constantine1	Président
A. BOUCHOUCHA	Professeur, Université des Frères Mentouri-Constantine1	Rapporteur
A. GERMANEAU	Maître de conférences, Université de Poitiers-France	Co-Rapporteur
S. CHEKROUD	Professeur, E.N.P-Constantine	Examineur
S. KHELFALLAH	Professeur, E.N.P-Constantine	Examineur
B. NECIB	Professeur, Université des Frères Mentouri-Constantine1	Examineur

REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier et exprimer ma reconnaissance à, mon Directeur de thèse Mr. Ali BOUCHOUCHA, Professeur au Département de Génie Mécanique à l'Université des Frères Mentouri Constantine¹, qui m'a permis de mener à bien ce travail de thèse et m'a encadrée pendant toutes ces années. Je voudrais le remercier pour son soutien et son aide. Je voudrais aussi remercier mon Co-Directeur Mr. Arnaud GERMANEAU Maître de conférences à l'Institut Pprime de l'Université de Poitiers, pour m'avoir guidé dans mes recherches, pour sa patience, son énergie, son aide et son soutien. Ses conseils et son expérience qui m'ont beaucoup apportés tout au long de cette thèse.

J'exprime aussi toute ma gratitude aux chercheurs du Laboratoire d'anatomie particulièrement Mr. Tanguy VENDEUVRE orthopédiste au Département de Chirurgie Orthopédique au CHU régional de Poitiers, pour sa contribution, son aide précieuse et son expérience en biomécaniques des implants qui m'a été très utile pour la réalisation de mon travail. Je tiens à remercier également Messieurs Cyril BREQUE maître de conférences et Philippe RIGOARD Professeur en neurochirurgie à l'Université de Poitiers (CHU de Poitiers).

Je voudrais également remercier Mr. Fabrice BREMAND, Valery VALLE Professeurs à l'Université de Poitiers et Jean-Christophe DUPRE, chargé de recherches CNRS pour m'avoir accueilli dans ce Laboratoire.

Je voudrais aussi remercier Mr. A.E. BEGHIDJA Professeur à l'U.F.M-Constantine, pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury. Mes remerciements vont aussi à Mr. S. CHEKROUD et Mr. S. KHELFALLAH Professeurs à l'E.N.P Constantine et Mr. B. NECIB Professeur à l'U.F.M-Constantine pour avoir accepté d'être membres de ma thèse.

Merci beaucoup à tous ceux qui, de loin ou de près, m'ont aidé à réaliser ce travail.

Enfin j'exprime toute ma gratitude à ma famille et mes amis, pour leurs soutiens.

RESUME

Afin d'analyser le comportement biomécanique des structures osseuses, tels le fémur et le tibia, pour des applications biomédicales ou traumatiques, les modèles d'éléments finis sont de plus en plus utilisés dans toute la gamme des dispositifs orthopédiques. Elle est adaptée à l'étude du comportement de toute unité physiologique, malgré sa complexité. La simulation numérique combinées à des techniques d'acquisition de la géométrie de la structure osseuse ont permis de construire des modèles personnalisés. Les modèles éléments finis personnalisés des patients basés sur la tomodensitométrie (CT) sont généralement utilisés pour «prédire» la réponse biomécanique des os humains.

Notre travail consiste à combiner la méthode des éléments finis et la tomodensitométrie afin de modéliser et d'étudier la réponse biomécanique des segments osseux, le fémur et le tibia pour deux cas d'études. Le premier cas, étudie la stabilité du plateau tibial fracturé. La fracture a été réparée par une méthode mini invasive, cette technique utilise un ballonnet et un ciment d'augmentation. Quant au deuxième, il étudie le risque de fracture du fémur sous l'effet d'alignement du membre inférieur.

Les résultats de la simulation du plateau tibial ont montré que le ciment joue un rôle très important. En effet, il permet la réduction de la dépression, la répartition des contraintes dans le plateau tibial et facilite le transfert de la charge. Cependant, les résultats de simulation de fémur ont montré l'influence des anomalies angulaires sur la répartition des contraintes. La déformation du valgus augmente le risque de fracture cervicale. Par contre, la modification de la répartition de la contrainte en fonction de l'alignement de la charge affecte la fracture atypique du fémur.

Ces résultats ont souligné le potentiel de la modélisation par éléments finis personnalisée. Cette modélisation a permis d'analyser la stabilisation du plateau tibial par une nouvelle technique la tibioplastie. En outre, une évaluation des indicateurs de risque de fracture influencés par l'anomalie angulaire du membre inférieur dans le plan frontal a été réalisée.

Mots clés : Biomécanique ; Fracture de fémur ; Stabilisation du tibia ; Eléments finis.

ABSTRACT

In order to analyze the biomechanical behavior of bone structures, such as femur and tibia, for biomedical or traumatic applications, finite element models are increasingly used throughout the range of orthopedic devices. It is adapted to the study of the behavior of any physiological unit, despite its complexity. Numerical simulation combined with techniques of acquisition of the geometry of the bone structure made it possible to build personalized models CT-based. Subject specific finite element models are typically used to "predict" the biomechanical response of human bones.

This biomechanical work combined the finite element method and CT scan to study, first, the stability of the tibial plateau fractured and repaired by a minimally invasive method. This technique uses a balloon and cement augmentation. As for the second, is to study the fracture risk of the femur under the effect of alignment of the limb.

The results of the simulation of the tibial plateau have shown that cement plays a very important role. Indeed, it allows the reduction of the depression, the distribution of the stresses in the tibial plateau and facilitates the transfer of the load. However, femur simulation results have shown the influence of angular anomalies on the distribution of stresses. Valgus deformity increases the risk of cervical fracture. On the other hand, the modification of the distribution of the stress as a function of the alignment of the load affects the atypical fracture of the femur.

These results underscored the potential of custom finite element modeling. This modeling made it possible to analyze the stabilization of the tibial plateau by a new technique tibioplasty. In addition, an evaluation of the fracture risk indicators influenced by the angular anomaly of the lower limb in the frontal plane was performed.

Key words: Biomechanics Femur fracture; Stabilization of the tibia; Finite elements.

ملخص

من أجل تحليل السلوك البيوميكانيكي للهياكل العظمية ، مثل عظم الفخذ والظنوب ، للتطبيقات الطبية الحيوية أو الصدمات ، يتم استخدام نماذج العناصر المحدودة بشكل متزايد عبر نطاق أجهزة تقويم العظام. يتم تكيفه لدراسة سلوك أي وحدة فسيولوجية ، على الرغم من تعقيدها. المحاكاة الرقمية جنباً إلى جنب مع تقنيات اكتساب شكل هيكل العظم جعلت من الممكن بناء نماذج شخصية. تستخدم نماذج العناصر المحدودة للمرضى معتمدة على التصوير الإشعاعي سكانير "اللتنبؤ" بالاستجابة الميكانيكية للعظام البشرية.

هذا العمل البيوميكانيكي يجمع بين طريقة العناصر المتناهية وقياس الجسيمات لدراسة ، أولاً ، استقرار الهضبة الظنبوية المكسورة وإصلاحه بطريقة التوغل الطفيفة. تستخدم هذه التقنية البالون واسمنت التعزيز. أما الثاني فهو دراسة خطر حدوث كسر في عظم الفخذ تحت تأثير استقامة الطرف السفلي للجسم.

أظهرت نتائج محاكاة الهضبة الظنبوية أن الاسمنت يلعب دوراً هاماً جداً في الحد من انخفاضها أو في توزيع الإجهادات في الهضبة الظنبوية ونقل الحمولة. وأظهر فحص نتائج محاكاة عظم الفخذ تأثير التشوهات الزاوية على توزيع الإجهادات. تشوه الطرف السفلي يزيد من خطر حدوث كسر عظم الفخذ حيث يكون للتغيير في توزيع الضغط أو الحمل تأثير على الكسر غير النمطي لعظم الفخذ.

وقد سلط هذا العمل الضوء على إمكانات النمذجة المخصصة باستعمال طريقة العناصر المحدودة لتحليل استقرار الهضبة الظنبوية بتقنية جديدة وتقييم مؤشرات خطر الكسور المتأثرة بالاختلال الزاوي للأطراف السفلية في للجس.

كلمات البحث: الميكانيكا الحيوية. كسر عظم الفخذ؛ استقرار الساق؛ العناصر المحددة

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENT	i
RESUME	ii
ABSTRACT	iii
ملخص	iv
TABLE DES MATIERES	v
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES	viii
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTES DES FIGURES	xi
INTRODUCTION GENERALE	1

I BIOMECHANIQUE ET ANATOMIE DES STRUCTURES OSSEUSES ET DU MEMBRE INFÉRIEUR

I.1 Introduction	5
I.2 L'os, anatomie et physiologie	5
I.2.1 Les types d'os et leurs organisations.....	5
I.2.2 Le tissu osseux : structures hiérarchiques.....	8
I.2.3 Le modelage et le remodelage osseux.....	9
I.2.3.1 Le modelage osseux.....	9
I.2.3.2 Le remodelage osseux.....	10
I.3 Les propriétés mécaniques de l'os	11
I.3.1 Les propriétés mécaniques de l'os cortical.....	12
I.3.2 Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire.....	16
I.4 Biomécaniques des membres inférieurs	18
I.4.1 L'anatomie et mouvements des membres inférieurs.....	18
I.4.1.1 Le bassin (La ceinture pelvienne), la hanche et leurs mouvements.....	19
I.4.1.2 La cuisse, le genou et leurs mouvements.....	20
I.4.1.3 La jambe, la cheville et leurs mouvements.....	22
I.4.1.4 Le pied.....	23
I.4.2 Charges supportées par les membres inférieurs.....	24
I.4.2.1 L'articulation de la hanche.....	25
I.4.2.2 L'articulation de genou.....	28
I.4.2.3 Le pied et l'articulation de la cheville.....	30
I.5 Pathologies et facteurs influençant la biomécanique du membre inférieur	32
I.5.1 Maladies des os.....	32
I.5.1.1 L'ostéomalacie et l'ostéogenèse imparfaite.....	32

I.5.1.2	L'ostéoporose	32
I.5.2	Fracture des os longs	37
I.5.3	Anomalies.....	40
I.5.3.1	L'inégalité de longueur	40
I.5.3.2	Les anomalies angulaires	41
I.6	Conclusion	47

II MODELISATION ET ANALYSE MECANIQUE PAR ELEMENTS FINIS DE LA STRUCTURE OSSEUSE : FEMUR ET TIBIA

II.1	Introduction	49
II.2	Techniques d'imageries	49
II.2.1	Tomographie par rayon X (CT, QCT)	50
II.2.2	Tomographie périphérique (pQCT, HR-pQCT).....	51
II.2.3	Micro-tomographie par rayon X (μ CT, SR μ CT)	53
II.2.4	Imagerie par résonance magnétique (IRM et μ IRM).....	55
II.3	Modélisation de la structure osseuse	56
II.3.1	Modélisation numérique par éléments finis : principe	57
II.3.2	Géométrie et imagerie médicale	60
II.3.3	Le maillage.....	62
II.3.3.1	Génération du maillage	62
II.3.3.2	Entre Le maillage hexaédrique et le maillage tétraédrique	63
II.4	Détermination des propriétés mécaniques à partir de données tomographiques	66
II.4.1	La densité osseuse et le niveau de gris	66
II.4.2	La densité osseuse et les propriétés mécaniques	70
II.4.2.1	L'os spongieux.....	70
II.4.2.2	L'os cortical.....	73
II.5	Modélisations numériques du fémur et du tibia : revue	75
II.5.1	Le tibia in vitro vers in vivo.....	75
II.5.2	Le fémur in vitro vers une vivo.....	79
II.6	Conclusion.....	82

III MODELISATION NUMERIQUE ET ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS DE LA STABILISATION DU PLATEAU TIBIAL

III.1	Introduction	84
III.2	Matériel et Methodes	86
III.2.1	Le cas clinique.....	86
III.2.2	Morphologie de l'os fracturé et le modèle de la plaque	88
III.2.3	Conditions aux limites et chargement.....	92

III.3	Résultats	93
III.3.1	Les champs des contraintes.....	93
III.3.2	Les champs des déplacements.....	99
III.3.3	La contribution de ciment.....	101
III.3.4	L'influence de l'implant.....	102
III.4	Discussion	103
III.4.1	Fracture stabilisée.....	103
III.4.2	Fracture cicatrisée.....	110
III.4.3	L'influence de l'implant.....	113
III.4.4	Limitations.....	113
III.5	Conclusion	114
<hr/>		
IV MODELISATION NUMERIQUE ET ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS DU FEMUR HUMAIN SOUS L'INFLUENCE DE L'ALIGNEMENT DU MEMBRE INFERIEUR		
<hr/>		
IV.1	Introduction	116
IV.2	Matériel et méthodes	118
IV.2.1	Segmentation et maillage.....	119
IV.2.2	Matériaux.....	120
IV.2.3	Axes d'alignement, charge et conditions aux limites.....	121
IV.2.4	Post-traitement.....	123
IV.3	Résultats	124
IV.3.1	Distribution des contraintes.....	124
IV.3.2	Risque de fracture de toutes les configurations de mal-alignement.....	132
IV.3.3	Charge de fracture et site de fracture.....	136
IV.4	Discussion	143
IV.4.1	Risque et site de fracture du fémur en configuration neutre (normale).....	144
IV.4.2	Risque et site de fracture du fémur en configurations valgus/varus.....	145
IV.4.2.1	Risque de fracture du fémur proximal.....	145
IV.4.2.2	Risque de fracture de la diaphyse : implication pour la fracture fémorale atypique.....	150
IV.4.3	Limitations.....	158
IV.5	Conclusion	158
CONCLUSION GENERALE		159
BIBLIOGRAPHIE		163
ANNEXES		189

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

1D	Unidimensionnel
2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
AEF	Analyse par Eléments finis
AFT	Angle fémoro-tibial
BMU	Basic Multicellular Unit : Unité multicellulaire de base
BP	Bisphosphonate
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CAT	Tomographie axiale assisté par ordinateur
CT scan	Tomographie assisté par ordinateur
DMO	Densité Minérale Osseuse
EF	Eléments finis
FFA	Fracture fémorale Atypique
Fr	Fragment osseux (du plateau tibial)
FS-FFA	Fracture Fémorale atypique Diaphysaire
HR-pQCT	Tomographie périphérique à haute résolution (Haut résolution périphérique Quantitative computed tomography)
HU	Unités Hounsfield
Images CT	Image tomodensitométrie
IRF	Indicateur de Risque de Fracture
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MEF	Méthode des Eléments Finis
Micro-CT	Micro-tomographie assistée par ordinateur
NURBS	B-spline rationnelles non uniformes
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
PT	Plateau Tibial
PMMA	Polyméthylméthacrylate
pQCT	Tomodensitométrie Périphérique (peripheric Quantitative computed tomography)
QCT	Tomodensitométrie (Quantitative computed tomography)
RS	Rayonnement Synchrotron
ST-AFF	Fracture Fémorale atypique trochantérienne
X	Rayon X
<i>E</i>	Module d'élasticité
ET	Ecart-type
<i>F</i>	Force nodale globale
<i>G</i>	Module de cisaillement

IRF^C	Indicateur de Risque de Fracture en Compression
IRF_P^C	Indicateur de Risque de Fracture en Compression de la partie proximale
IRF_{Sh}^C	Indicateur de Risque de Fracture en Compression de la diaphyse
IRF^T	Indicateur de Risque de Fracture en Traction
IRF_P^T	Indicateur de Risque de Fracture en Traction de la partie proximale
IRF_{Sh}^T	Indicateur de Risque de Fracture en Traction de la diaphyse
K	Matrice de rigidité globale
r	Coefficient de corrélation
r^2	Coefficient de détermination.
U	Déplacement nodal global
μ	Coefficient d'atténuation linéaire
μ_{eau}	Coefficient d'atténuation linéaire de l'eau
μ_{os}	Coefficient d'atténuation linéaire de l'os
ν	Coefficient de Poisson
ρ_{app}	Densité apparente
ρ_{ash}	Densité de cendre
ρ_{dry}	Densité sèche
$\sigma_{max,Ppl}^T$	Contrainte principale maximale en Traction
$\sigma_{min,Ppl}^C$	Contrainte principale minimale en Compression
$\sigma_{y,Ppl}^C$	Limite élastique en compression
$\sigma_{y,Ppl}^T$	Limite élastique en Traction
σ_{vM}	Contrainte de von Mises

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I-1.	Propriétés élastiques de l'os cortical humain.	14
Tableau I-2.	Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain	18
Tableau I-3.	Diagnostic par densité minérale osseuse DMO.	33
Tableau II-1.	Le module d'Young de l'os spongieux en fonction de la densité osseuse.....	72
Tableau II-2.	Le module d'Young de l'os cortical en fonction de la densité osseuse.....	74
Tableau III-1.	Propriétés des matériaux.....	91
Tableau IV-1.	Les caractéristiques des fémurs considérés dans cette étude	119
Tableau IV-2.	Les moyennes de contrainte maximale de von Mises (MPa), (fémur entier), dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.	125
Tableau IV-3.	Les moyennes des contraintes principales de fémur proximal, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.....	129
Tableau IV-4.	Les moyennes des contraintes principales de la diaphyse fémorale, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.....	131
Tableau IV-5.	Les moyennes d'indicateur de risque de fracture de fémur proximal, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.....	134
Tableau IV-6.	Les moyennes d'indicateur de risque de fracture de la diaphyse fémorale, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.	135

LISTES DES FIGURES

Figure I-1.	Le squelette humain complet.....	7
Figure I-2.	La structure hiérarchique de l'os.....	9
Figure I-3.	Les cellules osseuses.....	11
Figure I-4.	Ceinture pelvienne- Hanche	20
Figure I-5.	Fémur- genou	22
Figure I-6.	Tibia- Péroné- Cheville	23
Figure I-7.	Le pied.....	24
Figure I-8.	Image de reconstruction 3D des réseaux de canaux du cortex du col fémoral inférieur d'un homme de 62 ans (a), d'un homme de 92 ans (b), d'une femme de 62 ans (c) et d'une femme de 92 ans (d) . Il y a plus de canaux élargis dans le groupe de 92 ans que (Chen et al., 2010).....	35
Figure I-9.	La microstructure tridimensionnelle de l'os trabéculaire du col du fémur chez un homme de 62 ans (a), un homme de 92 ans (b), une femme de 62 ans (c) et une femme de 92 ans (d). L'os trabéculaire est plus élevé chez un homme de 62 ans et est plus faible chez une femme de 92 ans (Chen et al., 2010)	36
Figure I-10.	Anomalie de la hanche sur le plan frontal	43
Figure I-11.	Anomalies angulaires de la hanche sur le plan transversal.....	44
Figure I-12.	Anomalies angulaires de genou sur le plan frontal.....	45
Figure I-13.	Anomalies angulaire de genou sur le plan sagittal.....	46
Figure II-1.	Images de tomographique. (a) image de CT scan des fémurs (coupe axiale), (b) image de CT scan des fémurs (coupe coronale), (c) image de QCT scan de la colonne lombaire montrant une coupe axiale du corps, situé au-dessus d'un fantôme d'hydroxyapatite	50
Figure II-2.	Des images représentatives du tibia utilisant : (a) pQCT et (b) HR-pQCT (Lala et al., 2014).....	52
Figure II-3.	Les images HR-pQCT et μ CT du tibia distal humain. La première rangée montre les images μ CT haute résolution, et la deuxième rangée montre les images HR-pQCT correspondantes (Liu et al., 2009).....	53
Figure II-4.	Des images d'une biopsie de crête iliaque reconstruite à partir de SR- μ CT. (a, b) Images 3D. (c, e) des coupes 2D (Nuzzo et al., 2002).....	54
Figure II-5.	Des images de Tibia. (a) HR-pQCT (taille isotropique du voxel de $82 \mu\text{m}^3$), et (b) de l'IRM acquise une taille voxel de $156.25 \mu\text{m}$ dans le plan et $500 \mu\text{m}$ axialement (Krug et al., 2008).....	56
Figure II-6.	L'analyse par la méthode des éléments finis.....	59
Figure II-7.	Reconstruction du modèle géométrique du fémur humain.	61
Figure II-8.	Exemples de maillages d'un fémur. (a) maillage à base de voxel, (b) maillage tétraédrique, (c) maillage hexaédrique.....	65
Figure II-9.	Exemples de modèles de tibia ostéotomisé. Cartographie des contraintes des composants des modèles. (a) (Golovakha et al., 2014), (b) (Raja Izaham et al., 2012).....	77
Figure II-10.	Stabilisation du plateau tibial. Deux modèles comparatifs (Carrera et al., 2016) ...	79

Figure II-11.	Modèles numériques développés pour prédire la force et le profil de fracture. (a) (Hambli and Allaoui, 2013), (b) (Marco et al., 2018).....	81
Figure III-1.	Concept de Diamant. Les facteurs affectant la guérison de la fracture.....	84
Figure III-2.	Coupes d'images du plateau tibial de la patiente . (a) avant la stabilisation. (b) après la stabilisation	87
Figure III-3.	Reconstruction des modèles 3D du plateau tibial et toutes les étapes de processus clinique de guérisons.....	89
Figure III-4.	Les entités du plateau tibial (modèle de base) : (a) maillage ; (b) Géométrie des différentes entités.....	90
Figure III-5.	Distribution des contraintes von Mises dans le ciment. de l'étape 1 à 4.....	93
Figure III-6.	Distribution des contraintes von Mises dans les implants (plaque et vis). De l'étape 1 et 2.....	94
Figure III-7.	Distribution des contraintes von Mises dans l'os cortical de plateau tibial dans toutes les étapes (1, 2, 3, 4 et intact) de blessure jusqu'à la cicatrisation. (Traité avec plaque et ciment d'augmentation et traité avec plaque de verrouillage seulement).....	95
Figure III-8.	Distribution des contraintes von Mises dans l'os spongieux de plateau tibial dans toutes les étapes (1, 2, 3, 4 et intact) de blessure jusqu'à la cicatrisation. (Traité avec plaque et ciment d'augmentation et traité avec plaque de verrouillage seulement).....	97
Figure III-9.	Distribution des contraintes de cisaillement dans le plateau tibial fracturé : (a) plateau tibial traité avec plaque de verrouillage et ciment d'augmentation ; (b) plateau tibial traité avec plaque de verrouillage seulement.....	98
Figure III-10.	Champs de déplacement total dans le plateau tibial.....	99
Figure III-11.	Champs de déplacement caudal dans le plateau tibial.....	100
Figure III-12.	Contraintes de von Mises du plateau tibial dorsal : dans le plateau intact, plateau cicatrisé avec ciment et sans ciment (l'étape 4, le cas sain et le cas ostéoporotique).....	101
Figure III-13.	L'influence de taille de vis sur la stabilisation du plateau tibial, étape 1.	102
Figure III-14.	a) Déplacement à la trajectoire de la fracture ; b) Le déplacement moyen avec ciment et sans ciment (PT Plateau tibial, Fr : fragment).....	105
Figure III-15.	Contrainte de cisaillement maximale dans le plateau tibial fracturé selon le poids partiel du corps.....	106
Figure III-16.	Déplacement caudal du plateau tibial latéral à toutes les étapes.....	108
Figure III-17.	Impact de la DMO sur le déplacement et contrainte de von Mises du plateau tibial fracturé traité avec une plaque verrouillée et une augmentation du ciment et le plateau tibial fracturé traité avec une plaque verrouillée uniquement.	110
Figure III-18.	Impact de la DMO sur la contrainte von Mises du plateau tibial dans les étapes de guérison.....	111
Figure III-19.	Impact BMD dans le déplacement caudal du plateau tibial latéral aux étapes 2, 3 et 4.....	112
Figure III-20.	Contrainte maximale de von Mises dans l'implant- étape1.....	113
Figure IV-1.	Alignement du membre inférieur sur le plan frontal.	117
Figure IV-2.	Modèle tridimensionnel mallé avec des maillages raffinés.....	119
Figure IV-3.	Cartographie de la densité osseuse du fémur (sujet AA).....	121

Figure IV-4.	Alignement et conditions aux limites appliquées au fémur. Dans la position neutre, l'axe de chargement, l'axe mécanique de fémur et l'axe mécanique du membre inférieur sont verticaux (angle 0°).....	122
Figure IV-5.	Contraintes maximales de von Mises en fonction de l'angle de varus/valgus	125
Figure IV-6.	Contraintes maximales de von Mises du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus : de -5° à 5°	126
Figure IV-7.	Contraintes maximales de von Mises du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus: de -10° à -6° et de 6° to 10°	127
Figure IV-8.	Contraintes principales du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus de -10° à 10°.....	128
Figure IV-9.	Contraintes principales du fémur proximal pour le sujet DD.....	129
Figure IV-10.	Contraintes principales de la diaphyse fémorale pour le sujet DD.....	130
Figure IV-11.	Contraintes principales pour tous les sujets à toutes les configurations de malalignement.....	132
Figure IV-12.	Indicateurs de risque de fracture du fémur proximal pour tous les sujets dans toutes les configurations.....	133
Figure IV-13.	Indicateurs de risque de fracture de la diaphyse fémorale pour tous les sujets dans toutes les configurations.....	134
Figure IV-14.	A gauche.(e). La courbe force-déplacement d'AEF pour tous les sujets avec progression de fracture. Au point a, initiation de chargement. Au point b, la limite d'élasticité est atteinte. La rupture se produit au point c. Au point d, l'os est complètement cassé. A droite (f), le modèle EF de fracture pour le sujet AA.	136
Figure IV-15.	Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet AA).....	138
Figure IV-16.	Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet BB).....	139
Figure IV-17.	Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet CC).....	140
Figure IV-18.	Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet DD).....	141
Figure IV-19.	Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet EE).	142
Figure IV-20.	(a), (b), (c), (d) et (e) Effet de la géométrie de fémur sur le risque et la charge de fracture du fémur proximal dans la configuration d'appui bipodal en position neutre.(f) (Holzer et al., 2009).....	149
Figure IV-21.	(a), (b) et (c). Effet de la géométrie de fémur sur le risque de fracture de la diaphyse dans la configuration d'appui bipodal en position neutre.....	153
Figure IV-22.	Les contraintes de traction (rouge) et de compression (bleu) durant les positions -10°, -5°, 0°, 5° et 10° pour le sujet DD le long du médial et du latéral de la diaphyse fémorale.....	154
Figure IV-23.	Moyenne d'indicateur de risque de fracture en fonction de l'angle valgus/varus de configuration.....	155
Figure IV-24.	Correlations sous les configurations varus/valgus. (a) Entre l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse et l'angle varus/valgus. (b) Entre l'indicateur de risque de fracture de fémur proximal et l'angle varus/valgus.....	157

INTRODUCTION GENERALE

Les fonctions principales des os sont de fournir un soutien mécanique au corps et protéger les organes vitaux. Ils constituent l'ossature du corps humain. La géométrie des segments osseux de squelette et l'organisation de leurs structures osseuses particulières leur permettent de supporter des charges importantes et de permettre la mobilité du corps humain. La forme des os est strictement fonctionnelle et peut être vue sur les sites d'attachement musculaire où les arêtes osseuses, comme le trochanter de fémur plus ou moins grand, fournissent des bras de levier aux muscles et améliorent la mobilité. Ainsi, la macrostructure osseuse et l'architecture microscopique ont leurs effets sur leur fonction. En outre, la forme et la microstructure des os ne dépendent pas seulement par notre génétique, mais s'adaptent également en fonction de chargement et de la guérison des blessures. Ainsi, avec l'âge, la masse osseuse diminue. Les os deviennent plus poreux et plus légers. L'ostéoporose et d'autres maladies osseuses rendent l'os moins résistant et augmentent le risque de fracture. Les différentes caractéristiques anatomiques et les propriétés mécaniques de l'os peuvent expliquer leur résistance, leur risque de fracture et leur guérison pour chaque individu.

D'une autre part, la composition de la structure osseuse, ainsi la grande variabilité inter-individus inhérente aux matériaux biologiques ont fait de l'os un matériau très complexe d'où la généralisation d'une loi de comportement est très difficile. L'arrivée des méthodes de simulations numériques et l'essor des ressources informatiques ont permis une nouvelle approche dans l'étude du tissu osseux. De même, le développement de la mécanique numérique et des techniques d'acquisition de la géométrie nous a permis d'étudier la biomécanique des os d'une manière nouvelle. Des méthodes tomographiques de l'imagerie médicale, telle la tomodensitométrie, peuvent être utilisées pour récupérer de manière non invasive la géométrie de l'os et déterminer ses propriétés de matériaux et leurs cartographies. Tandis que les méthodes numériques de la mécanique, telles que la méthode des éléments finis (MEF), sont des outils polyvalents pouvant être utilisées pour analyser des configurations de charges difficiles à répliquer expérimentalement et accéder aux contraintes et aux déformations dues à des zones inaccessibles pour les mesures.

La simulation numérique combinée à des techniques d'acquisition de la géométrie de la structure osseuse ont permis de construire des modèles personnalisés. Les modèles éléments finis personnalisés des patients basés sur la tomodensitométrie (CT) sont généralement utilisés pour «prédire» la réponse biomécanique des os humains. Cette personnalisation des modèles a été utilisée pour évaluer et prévenir le risque de fracture afin d'utiliser des moyens de traitement mieux adaptés. Bien qu'elles permettent d'évaluer le dispositif le plus efficace dans le cas de réparation de ces fractures.

La méthode des éléments finis MEF a été utilisée dans toute la gamme des dispositifs orthopédiques. Elle est adaptée à l'étude du comportement de toute unité physiologique, malgré sa complexité. La simulation numérique est devenue un outil puissant dans le domaine de la chirurgie orthopédique et de la traumatologie, aidant les chirurgiens à mieux comprendre la biomécanique, à la fois dans des conditions saines et pathologiques.

Dans ce cadre, notre travail de biomécanique s'attache à combiner la méthode des éléments finis et la tomodensitométrie pour étudier deux cas particuliers. Les deux cas d'étude sont basés sur des images CT, mais différents par la façon dont les analyses sont exécutées.

Le premier cas concerne l'analyse par modélisation EF personnalisée de la stabilisation du plateau tibial dont la fracture du plateau tibial a été réparée par une méthode récemment utilisée. Cette méthode de réparation est une méthode mini invasive alliant une plaque de verrouillage et du ciment injecté.

Le deuxième cas concerne l'évaluation et la prédiction des risques de fracture de fémur sous l'effet du mal-alignement. Dans la présente thèse, des modèles EF personnalisés de fémurs humains sont utilisés pour simuler le type et la forme de fracture. Ainsi l'estimation de l'effort à la rupture, permettant d'envisager la prédiction du risque de fracture en clinique.

Ce travail a fait l'objet d'une collaboration avec l'institut Pprime de l'Université de Poitiers et le Laboratoire d'Anatomie du CHU de Poitiers.

La structure de mise en œuvre pour cette thèse s'organise autour de quatre chapitres.

Le premier chapitre consiste, tout d'abord, à présenter une revue bibliographique sur des structures osseuses. La physiologie de base de l'os, son comportement et ses

propriétés mécaniques seront abordés. Ainsi une description de l'anatomie des membres inférieurs sera décrite. Un rappel de l'anatomie du corps humain, en particulier le membre inférieur leurs anomalies angulaires et les pathologies de l'os sont évoqués.

Le deuxième chapitre, a été consacré aux outils et la méthodologie de modélisation dans notre étude. Les techniques d'imagerie médicales permettant les mesurer in vivo, l'atténuation des rayons X dans différents matériaux et l'estimation des propriétés mécaniques de l'os à partir des valeurs d'atténuation ont été évoqués. Ainsi, la description de la modélisation numérique des structures osseuse sera expliquée.

Les deux derniers chapitres sont réservés aux deux cas de l'étude.

L'analyse de la réparation du plateau tibial par la méthode mini invasive et l'évaluation de la stabilité des implants par des modèles EF personnalisés au patient sont traitées dans le chapitre trois. L'étude biomécanique met l'accent sur l'effet de l'augmentation du ciment après la réduction par ballonnet des fractures de dépression-séparation du plateau tibial. Comme, elle montre l'impact de certains paramètres tels que les propriétés mécaniques de l'os et la taille des implants.

Le chapitre quatre est consacré à l'étude et l'analyse de la réponse du fémur sous l'effet des anomalies angulaires du membre inférieur. Des modèles personnalisés ont été utilisés pour prédire la dépendance de l'alignement axial individuel sur la répartition des contraintes. Nous étudierons plus particulièrement l'impact de l'alignement du membre inférieur sur les fractures de fémur. Nous utilisons des indicateurs de risque de fracture pour détermine le risque potentiel de fracture fémorale atypique FFA.

I BIOMECHANIQUE ET ANATOMIE DES STRUCTURES OSSEUSES ET DU MEMBRE INFÉRIEUR

I.1	Introduction	5
I.2	L'os, anatomie et physiologie	5
I.2.1	Les types d'os et leurs organisations	5
I.2.2	Le tissu osseux : structures hiérarchiques.....	8
I.2.3	Le modelage et le remodelage osseux	9
I.3	Les propriétés mécaniques de l'os	11
I.3.1	Les propriétés mécaniques de l'os cortical.....	12
I.3.2	Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire.....	16
I.1	Biomécaniques des membres inférieurs	18
I.1.1	L'anatomie et mouvements des membres inférieurs.....	18
I.1.2	Charges aux membres inférieurs	24
I.2	Pathologies et facteurs influençant la biomécanique du membre inférieur	32
I.2.1	Maladies des os.....	32
I.2.2	Fracture des os longs.....	37
I.2.3	Anomalies.....	40
I.3	Conclusion	47

I.1 INTRODUCTION

L'analyse des segments squelettiques des membres inférieurs nécessite une compréhension des mouvements dans lesquels ces os ont évolué, la capacité des articulations à absorber les forces, des effets des forces au-delà de la capacité de résistance des os et des articulations ainsi des modèles de fractures résultantes par force excessive. Ce chapitre sert d'introduction pour une étude des os isolés de la jambe soumis à des charges physiologiques ou à des traumatismes afin d'évaluer et analyser les réponses de ces éléments pour des raisons cliniques. Il aborde la biomécanique et le comportement mécanique de tissu osseux, la biomécanique des membres inférieurs, les charges que subissent les segments osseux et les pathologies osseuses.

I.2 L'OS, ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE

Les os sont des segments ou pièces de formes complexes soudés, unis ou réunis entre eux par des articulations. Ils forment la charpente du corps, partie passive de l'appareil locomoteur dont les muscles forment les éléments moteurs. Les os ont des fonctions importantes. Plus qu'un rôle de protection de viscères et des divers organes vitaux (tels que le cerveau protégé par le crane, le cœur et les poumons protégés par cage thoracique), les os fournissent le soutien mécanique et le site de fixation musculaire pour la locomotion, et assurent des réserves minérales par voie métabolique et l'homoeostasie.

I.2.1 Les types d'os et leurs organisations

Les os peuvent être classifiés selon deux méthodes. La première classification est basée sur l'organisation et l'emplacement anatomique des pièces osseuses et la seconde sur leurs formes.

Le squelette humain est composé de deux parties principales ([Fig.I-1](#)). Selon l'emplacement des os, dans ces deux parties, on distingue :

Les os axiaux : sont les os qui composent la partie axiale et constituent l'axe du corps (ex : os de crane, os de la cage thoracique, les vertèbres).

Les os appendiculaires : sont les os qui composent les parties bilatérales du squelette (ex : os des membres supérieur, os des membres inférieurs).

Selon leur forme les os peuvent être classifiés en trois groupes.

Les os longs : sont des os de forme tubulaire l'une de ces dimensions (longitudinale) est nettement plus long que les deux autres. Ils se composent d'une partie cylindrique intermédiaire appelée la diaphyse et deux parties distales volumineuses, appelées épiphyses recouverte de cartilage portent les surfaces articulaires, zones d'insertions musculaires et tendineuses (ex. fémur, tibia, humérus)

Les os courts : sont des os plus petits par rapport aux os longs, leurs trois dimensions sont presque égales ils comportent de nombreuses surfaces articulaires (ex. carpes, tarses).

Les os plats : sont les os minces, ils ont une dimension (l'épaisseur) nettement plus petite que les deux autres (crâne).

Les os irréguliers : Ce sont les os de forme et de taille variable qui ne rentrent dans aucun des groupes précédents (ex. les vertèbres).

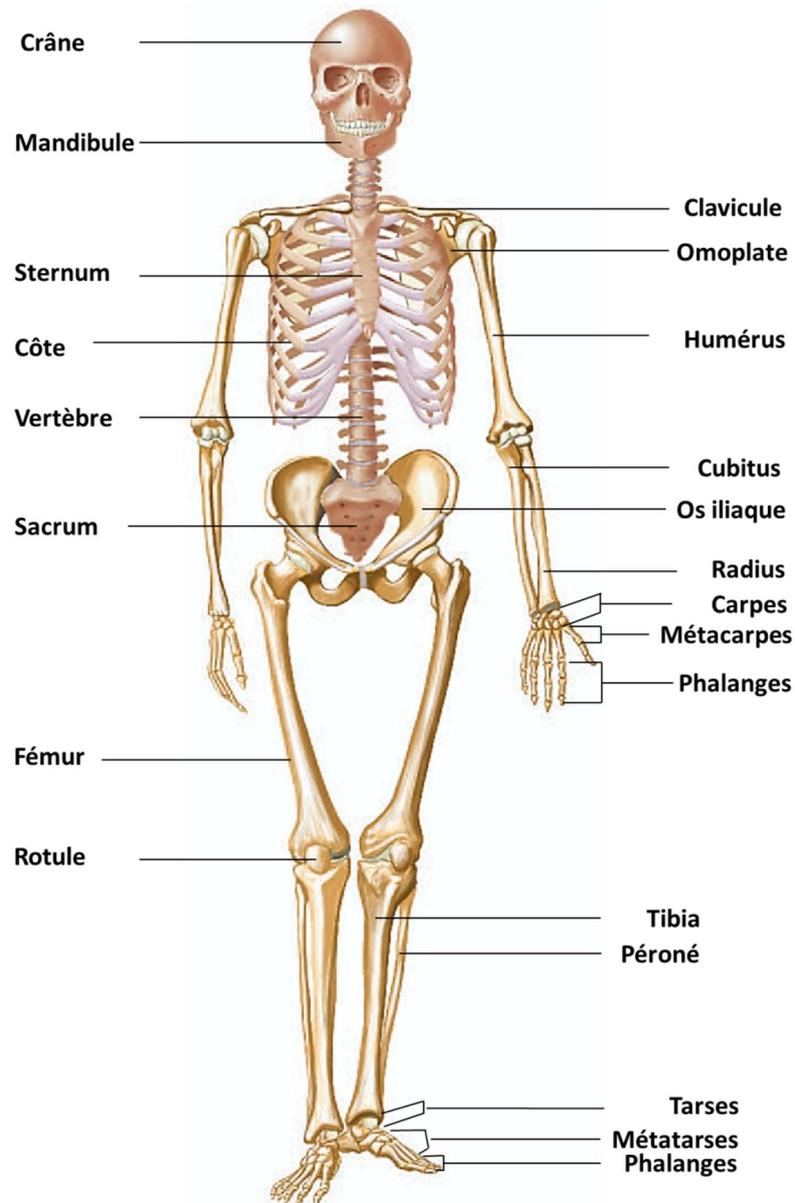


Figure I-1. Le squelette humain complet

Les variétés des formes et de l'architecture des segments osseux, leur agencement et la qualité de la matière osseuse permettent à la charpente squelettique d'accomplir sa fonction locomotive et de protection. La matière osseuse varie selon l'âge et selon le sexe. La masse osseuse augmente de l'enfance à l'adolescence, se stabilise à l'âge adulte puis se diminue en vieillissant. Cette diminution est plus importante chez les femmes à partir de la ménopause. Cela fait augmenter le risque des fractures. D'autre part la qualité de la masse osseuse dépend de sa composition biologique, minérale comme elle est influencée par les mouvements et les actions mécaniques exercées.

I.2.2 Le tissu osseux : structures hiérarchiques

Le tissu osseux est un tissu complexe constitue la partie rigide résistante du segment osseux. Il est continuellement détruit et reconstruit par un mécanisme biologique appelé modelage et remodelage. Ses trois composants essentiels sont : les cellules osseuses, le minéral osseux et la matrice osseuse. Il a une organisation multi-structurelle hiérarchique de l'échelle moléculaire à l'échelle anatomique (Rho et al., 1998). Le tissu osseux est organisé et structuré sous forme architecturale selon leur localisation et selon l'échelle métrique (Fig. I-2) (Weiner and Wagner, 1998).

A l'échelle nanométrique, le tissu osseux est composé essentiellement de cristaux d'hydroxyapatite de calcium (HA) $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ avec quelques impuretés de potassium, magnésium et sodium insérés dans une matrice organique appelée ostéoïde, composée de 90 % de collagènes du type I et de protéines non collagéniques. Le collagène est synthétisé par des cellules osseuses appelées ostéoblastes. Ces molécules s'assemblent de façon périodique pour former les fibrilles ayant un diamètre de l'ordre de 100 nm-1 μ m. Les fibrilles de collagène s'assemblent également pour former les fibres de collagène ayant un diamètre de l'ordre de 1-10 μ m (Rho et al., 1998; Weiner and Wagner, 1998). L'arrangement tridimensionnel des molécules de collagène au sein d'une fibrille n'est pas bien compris.

A l'échelle microscopique, on distingue deux types de tissus. Un tissu osseux (tissé réticulaire) primaire formé par des blocs de fibrilles tissées à orientation aléatoire élaboré à partir de cartilage destiné à être remplacé dans la période de croissance. Et un tissu osseux lamellaire (mature) formé de feuillets ou lamelles (1-10 μ m) contenant des fibrilles unidirectionnelles dans des angles alternés entre les couches.

A l'échelle plus élevée, l'échelle macroscopique, deux types d'os solide distincts. L'os cortical est formé par un tissu lamellaire haversien et un tissu trabéculaire hautement poreux.

Le tissu osseux cortical est une structure compacte et hétérogène composée des unités élémentaires histo-physiologiques formées par des lamelles osseuses concentriques entourant un canal haversien appelées ostéons. Les canaux d'Havers sont reliés par des canaux transversaux de Volkmann jusqu'au périoste. Le tissu trabéculaire est constitué d'un réseau de tiges et de plaques lamellaires de forme irrégulière reliées

entre elles, intercalées avec de grands espaces médullaires et entourés par du tissu adipeux et hématopoïétique richement vascularisé. L'os cortical représente environ 80% du squelette bien que l'os spongieux ne représente que 20% du squelette adulte. L'os cortical est une couche épaisse dans la diaphyse des os longs et moins au moins épaisse dans l'épiphyse. Par contre la structure trabéculaire compose la partie principale dans les épiphyses et les métaphyses des os longs et des corps vertébraux. Chacun des deux types d'os participe à la résistance aux contraintes mécanique en fonction de ses propriétés caractéristiques mécaniques (Cowan, 2001; Hollinger, et al., 2004).

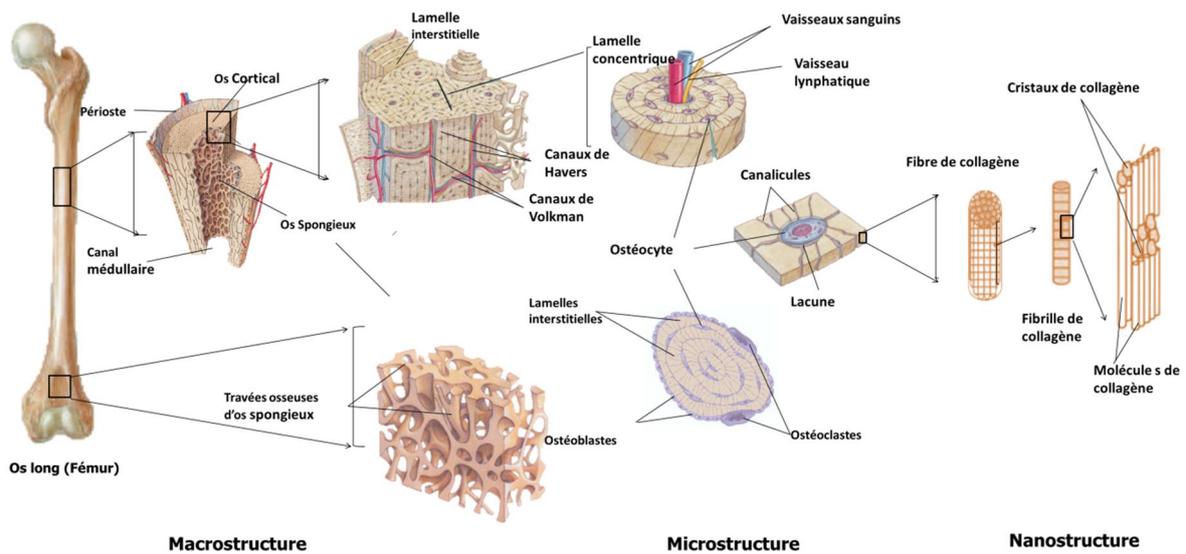


Figure I-2. La structure hiérarchique de l'os

I.2.3 Le modelage et le remodelage osseux

I.2.3.1 Le modelage osseux

Le modelage osseux est un processus par lequel les os immatures se développent, dès les premières semaines de la vie embryonnaire jusqu'à la fin de la croissance, de l'ébauche primitive à la formation de tissus osseux définitif (os). Le modelage osseux est la formation de nouvel os qui n'est pas précédé par la résorption. La première étape de la transformation est l'ossification primaire d'où l'élaboration de tissu osseux primaire à partir d'un tissu cartilagineux ou à partir d'un tissu conjonctif. Les tissus cartilagineux remplacés par l'os fibreux subissent une ossification secondaire formant du tissu osseux lamellaire. Les propriétés osseuses de l'os croissant, sont liées aux exigences de taille et

aux changements des forces de traction et de compression agissant sur le corps (Rogers, 2011; Hamill, et al., 2009).

I.2 3.2 Le remodelage osseux

Le tissu osseux est en permanent renouvellement. Ce renouvellement de tissus osseux qu'on appelle remodelage. Ce processus permet la réformation et la réparation des lésions microscopiques du tissu osseux et leurs accumulations qui pourraient mener à une fracture. Le remodelage entretient l'os et lui permettrait une adaptation aux contraintes extérieures. Les régions soumises à des forts chargements reconnaissent une augmentation de la quantité osseuse afin d'augmenter leur résistance mécanique. Selon la loi de Wolff, les densités, les formes et les dimensions des os d'un être humain dépendent de l'importance et de la direction des contraintes mécaniques qui agissent sur les os. Le chargement mécanique dynamique amène les os à se déformer. Plus les charges sont importantes plus les déformations sont grandes. Ces déformations mènent à des transformations changeant la forme et la résistance de l'os. Le remodelage implique la résorption de l'os plus âgé endommagé par la fatigue et la formation subséquente d'un nouvel os. Les cellules fondamentales participantes au remodelage sont : les cellules ostéogéniques, les ostéoblastes qui produisent la matrice de l'os, les ostéoclastes qui détruisent la matrice de l'os et les ostéocytes qui entretiennent la matrice osseuse (Fig. I-3) Le processus de remodelage est assuré par les ostéoclastes et des ostéoblastes regroupés en des unités de remodelage BMU (Basic Multicellular Unit). Il se produit par la séquence d'activation, résorption et formation dans les sites lésés. L'activation apparaît en formant les ostéoclastes. Les cellules ostéoclastiques résorbent un volume osseux en formant des lacunes. Dans la phase d'invasion, les ostéoblastes remplacent les ostéoclastes. La dernière phase, les ostéoblastes combleront la lacune en apposant une nouvelle matrice collagénique qui sera minéralisée en conférant la solidité du tissu osseux.

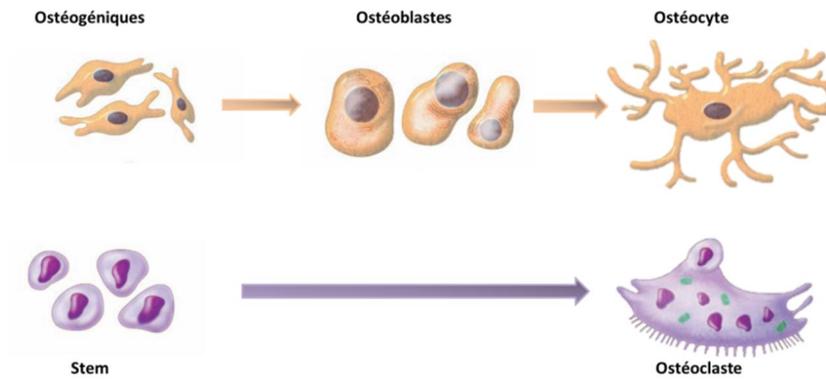


Figure I-3. Les cellules osseuses

Chez les sujets âgés, des anomalies se produisent dans les machines cellulaires. La croissance de la résorption osseuse endocorticale et la réduction de l'apposition périostée entraînent une perte osseuse nette, des altérations de la répartition du reste de l'os et l'émergence de la fragilité osseuse (Greenwald et Haynes, 1972). En outre, chez les sujets adultes lorsque les déformations dépassent un certain seuil, un nouvel os est posé sur les sites de déformation, et la densité et la masse osseuse sont augmentées. Par contre, si les déformations restent en dessous d'un seuil minimum, le remodelage osseux se produit avec un os enlevé près de la moelle.

Dans la guérison d'os fracturé, les principales phases tissulaires sont les phases de callosité, de remodelage et de modelage, accompagnées d'un phénomène d'accélération régionale. Dans la guérison osseuse, des petites déformations aident à guider les phases de modelage et de remodelage de la guérison osseuse et leur absence, le remodelage se met en mode de désuétude (inactive) et tend à éliminer le cal (Afoke et al., 1987). En outre, les deux processus de modelage et de remodelage dans l'os cortical et spongieux, sont similaires, sont dirigés par des cellules noyées dans l'os des ostéocytes qui sont sensibles aux changements du flux de fluide interstitiel à travers les pores résultant d'une contrainte sur l'os.

I.3 LES PROPRIETES MECANIQUES DE L'OS

L'étude des propriétés mécaniques de l'os est importante puisque l'os est le porteur du corps humain. Les informations sur les propriétés mécaniques des os entiers sont très importantes pour la réparation des fractures osseuses, d'aider à concevoir les implants et les prothèses appropriés dans les os. L'os est un matériau vivant. La diversité de la composition du tissu osseux et l'organisation architecturale des

constituons ainsi l'irrégularité de la structure de l'échelle nanométrique à l'échelle microscopique ont donné les propriétés hétérogènes, anisotropiques et mécaniques de la structure osseuse au niveau macroscopique ([van Rietbergen et al., 2002](#) ; [Weiner et Wagner, 1998](#)). La composition minérale et le reformage du tissu osseux en fonction des actions et réactions et sollicitation mécaniques ont influencé la quantité et la qualité osseuse ainsi le sexe et l'âge (la masse volumique) ([Kopperdahl et Keaveny, 1998](#); [Mcguigan et al., 2002](#)). L'architecture matricielle et l'emplacement des constituons ont fait de l'os un matériau composite, son remodelage et son changement de sa structure et de sa masse volumique et la perte de la quantité osseuse en fonction de temps faisant de l'os un matériaux complexe avec des propriétés assez compliquées. La relation entre les réponses mécaniques des segments entiers de l'os, leurs propriétés matérielles et leur forme est un défi. Le matériau lui-même est complexe, et le segment a une forme géométrique compliquée. En outre, les deux types d'os, cortical et trabéculaire sont composés des mêmes constituants approximativement des mêmes proportions mais des propriétés mécaniques différentes. Ces différentes propriétés mécaniques seront abordées dans les suivants paragraphes.

1.3.1 Les propriétés mécaniques de l'os cortical

L'os cortical forme la diaphyse des os longs et la coquille mince des épiphyses ainsi la couche externe des os irréguliers. L'examen des caractéristiques structurelles et matérielles a montré que l'os cortical est un matériau hétérogène et anisotrope ([Fan et al., 2002](#); [Hoffmeister et al., 2000a](#); [Odgaard et al., 1990](#)). La compréhension du comportement mécaniques et l'évaluation des caractéristiques mécaniques de l'os a été abordé par un grand nombre d'auteurs. Dans la plupart des études les paramètres mécaniques les plus importantes à comprendre sont la rigidité, la résistance, la ténacité et la résistance à la fatigue. Les propriétés mécaniques de l'os cortical dépendent de divers facteurs. Ces propriétés peuvent varier selon sa structure hiérarchique complexe ([Rho et al., 1998](#)), selon la particularité du spécimen ou entre individus ([Eckstein et al., 2002](#)) et selon différents types de charges et des essais mécaniques utilisés, telles que la flexion ou la torsion ([Hoffmeister et al., 2000a](#)). Les essais sont appliqués sur des éprouvettes osseuses in vitro pour déterminer les caractéristiques mécaniques telles que la rigidité de la structure et la charge à la rupture (résistance structurale).

La caractérisation des propriétés mécaniques de l'os cortical se déterminent souvent avec des essais mécaniques effectués sur des échantillons multiples avec des orientations variables des ostéons. Les propriétés mécaniques du cortical de l'os long dépendent de l'orientation du chargement et l'orientation des ostéons (Heat,T et al., 1994; Jackson, 1979; Petrtyl et al., 1996). Aussi, elles sont influencées par d'autres facteurs tel le site anatomique, le degré de minéralisation et la taille de l'échantillon ou l'éprouvette. L'os compact est, à la fois, plus résistant et plus rigide lorsqu'il est chargé longitudinalement le long de l'axe diaphysaire par rapport aux directions transversales, radiales ou circonférentielles. Une faible différence est remarquée entre le module transversal et radial qui a fait de l'os cortical un matériau isotrope transverse (Hoffmeister et al., 2000; Hunt et al., 1998). La différence significative par localisation anatomique a été montrée par Hunt et al. Le module élastique dans le plan longitudinal du tibia (34.1 GPa) a été significativement plus grand que celui du fémur (32.5 GPa). Entre l'os tibial et l'os fémoral, le tibia semble être plus rigide des deux os (Richard et al., 1993). La direction de chargement influe les propriétés mécaniques. La résistance en compression diffère de la résistance en traction (Liu et al, 1999 ; Reilly et Burstein, 1975; Zysset et al., 1999). L'os cortical du tibia montre une rigidité plus grande en traction (tension) quant en compression qui confirme l'influence de mode de chargement (Reilly et Burstein, 1975).

Les effets des changements liés à l'âge sur les propriétés en traction de l'os cortical humain dont lequel les changements associés, la porosité, la minéralisation et la microstructure sont décrits par Richard et all (Richard et al., 1993). L'information sur l'effet de l'âge est importante. Les effets du vieillissement doivent être pris prendre en compte dans la conception et la recherche de produits de génie tissulaire osseux ou de produit chirurgical. Nombreuses études ont montré la dégradation de propriétés mécaniques. La rigidité du sujet jeune est plus grande que la rigidité de l'os cortical chez les plus âgés. Une diminution consécutive avec l'âge pour la plupart des propriétés mécaniques, à l'exception du module plastique, a été observée dans les échantillons fémoraux mais non dans les échantillons tibiaux (Burstein et al., 1976; Reilly et Burstein, 1975).

Tableau I-1. Propriétés élastiques de l'os cortical humain.

Type d'os	Type de test d'essai	Module d'Young (GPa)	Référence
Fémur humain	Compression	4.9-9.5	(Ascenzi et Bonucci, 1967)
		1.33	(Reilly et Burstein, 1975)
	Compression	15.4-18.6	(Burstein et al., 1976)
	Traction	15.6-17.7	(Burstein et al., 1976)
Mid-diaphyse fémorale	Nano-indentation	20.02 ± 0.27	(Turner et al., 1999)
Tibia humain	Compression	24.5-35.3	(Burstein et al., 1976)
	Traction	18.9-29.2	(Burstein et al., 1976)
	Traction	19.7-2.4	(Vincentelli et Grigoroy, 1985)
Diaphyse tibiale	Tension	8.14	(Vincentelli et Grigoroy, 1985)
	Flexion 4 points	6.62 ± 1.30	(Choi et Goldstein, 1992)
Tibial Proximal	Flexion 3 points	5.44	(Choi et al., 1990)
Mid-diaphyse tibial	Traction	18.6 ± 3.5	(Rho et al., 1993)

Autres paramètres qui caractérisent les propriétés mécaniques de l'os : la contrainte maximale ultime, la déformation maximale à la rupture, et l'énergie qu'il peut stocker avant la rupture sont aussi liés à l'âge et à l'orientation des spécimens. Les informations sont obtenues à partir des essais expérimentaux mais ne sont pas assez complètes que celle de la rigidité. Qualitativement, l'os cortical humain est un matériau linéairement élastique marqué par une limite élastique, sa rupture apparaisse après des petites déformations. Le point de la limite élastique se détermine selon des définitions techniques standard tel que la technique de décalage de 0.2% et ne reflète pas nécessairement la plasticité. Cependant, lorsque l'os cortical est chargé à proximité de son limite d'élasticité et ensuite déchargé, des déformations résiduelles permanentes se développent. Par contre, les contraintes maximales ultimes sont plus élevées en compression et les déformations maximales ultimes sont plus élevées en traction (tension) pour le chargement longitudinal (Burstein et al., 1976). D'autre part, la contrainte maximale ultime de traction diminue à un taux d'environ 2% par décennie et le plus important, la déformation maximale ultime en traction diminue d'environ 10% de sa valeur «jeune» par décennie, à partir d'une déformation élevée de près de 5%. Egalement, la résistance en compression diminue pour le fémur et le tibia à des taux de -2.5% et -2.0% par décennie, respectivement (Burstein et al., 1976). Pour le coefficient de Poisson de l'os cortical humain, les échantillons fémoraux en traction (tension) et en compression ont montré un comportement anisotrope avec des valeurs de 0.46 pour la réponse à une charge transversale et de 0.58 pour la réponse à une charge longitudinale (Burstein et al., 1976). Concernant les changements dans les propriétés élastiques,

limites, visqueuses et de rupture les résultats obtenus par Karl jepsen et al ([Jepsen and Davy, 1997](#)), ont montré la corrélation de ces propriétés avec l'accumulation des micro-endommagements lorsque des échantillons d'os fémoraux humains sont soumis à des charges cycliques de torsion. Les conditions d'essais de traction sur des spécimens fémoraux humains en utilisant un protocole de chargement diagnostique avec un délai de récupération entre cycles ont montré la dégradation du module élastique, de la relaxation de contrainte et de la récupération de contrainte ([Joo et al., 2007](#)). Le module d'élasticité a connu des réductions sous la charge de fatigue en s'accompagnant d'une augmentation de la dissipation d'énergie par cycle. D'une autre part, l'os cortical a montré une grande résistance à la fatigue en compression qu'à la tension, et la déformation moyenne sur la durée de vie à la fatigue a eu un effet négligeable ([Zysset et Curnier, 1996](#)).

Afin de déterminer la résistance de l'os cortical à la déformation et la propagation de fissure, différentes techniques et essais expérimentaux de ténacité ont été utilisés, tel que le test à entaille latéral (single-edge-notch). Utilisation des spécimens cylindrique de pointe simple (center notched-cylindrical) et traction-compacte (compact-tension). Similaire aux autres propriétés mécaniques, la ténacité de fracture est influencée par l'orientation en raison de l'anisotropie transversale de l'os de la fissure. Dans les spécimens orientés longitudinalement, la propagation de la fissure se produit le long du grand axe de l'os dont la direction de propagation est parallèle à l'orientation des ostéons. Par contre dans les spécimens orientés transversalement, la fissure se propage perpendiculairement au grand axe de l'os. La ténacité de rupture dans la direction transversale est beaucoup plus grande que dans la direction longitudinale ([Lucksanasombool et al., 2001](#); [Wang and Agrawal, 1996](#)). Quant au facteur de l'âge ([Yeni et al., 1998](#); [Ziopoulos et Currey, 1998](#)) la ténacité de la fracture diminue dans les diaphyses des os longs de 4,1% par décennie dans la diaphyse fémorale ([Ziopoulos et Currey, 1998](#)). En outre, l'investigation des structures hiérarchiques ([Hunt et al., 1998](#)) a montré que chaque couche a ses propres propriétés élastiques uniques via des changements dans l'orientation préférée des fibrilles de collagène ([Garnero et al., 2002](#); [Viguet-Carrin et al., 2006](#); [Weiner et Wagner, 1998](#)) en se percutant sur les propriétés à l'échelle supérieure.

I.3.2 Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire

L'os trabéculaire est un matériau hautement poreux, hétérogène et anisotrope, constitue l'épiphyse des os longs et les corps vertébraux. L'étude des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire est importante, puisque l'os trabéculaire est l'os principal porteur des corps vertébraux et transfère également la charge des articulations à l'os compact du cortex des os longs. Bien que l'os trabéculaire est élastiquement non linéaire à des petites déformations, il est le plus souvent modélisé comme étant linéairement élastique jusqu'à un point limite ([Morgan et al., 2001](#)). L'os trabéculaire présente une large variation dans les propriétés élastiques. Ces propriétés se varient selon les espèces, les types d'os et même selon les emplacements anatomiques dans les mêmes os.

L'anisotropie structurelle est due à la variation de l'orientation des trabécules. Cette variation influence les propriétés architecturales et les propriétés mécaniques de l'os spongieux. Une partie de la recherche sur la mécanique de l'os trabéculaire a été consacrée à l'amélioration de la compréhension des contributions relatives à la porosité, l'architecture et les propriétés des tissus. L'os trabéculaire présente une large variation dans les propriétés élastiques entre les échantillons d'os dépendant des emplacements anatomiques dans les mêmes pièces osseuses. David L. Kopperdahl et al ([Kopperdahl et Keaveny, 1998](#)) ont présenté dans leur étude la grande différence dans les valeurs du module de l'élasticité des éprouvettes de vertèbres testées en traction et en compression. Martens et al ([Martens et al., 1983](#)) ont montré un comportement similaire dans le fémur, où de très grands écarts type ont été observés dans chaque région pour les échantillons prélevés dans la tête, le col et la région inter trochantérienne. D'autres études ont montré que le module d'Young peut varier 100 fois au sein d'une seule épiphyse ([Goldstein et al., 1983](#)) et 3 fois selon la direction de chargement ([Ciarelli et al., 1991a](#); [Townsend et al., 1975](#)).

L'os trabéculaire a montré un comportement d'un degré d'anisotropie similaire que l'os cortical ([Odgaard et al., 1997](#)). Des études ont montré que l'os trabéculaire a présenté une symétrie orthotrope et une forte relation entre les propriétés morphologiques et élastiques ([Zysset et al., 1998](#)). En outre une isotropie transversale a été montrée par Anders Odgaard et al ([Odgaard et al., 1997](#)). Les propriétés élastiques et la résistance de l'os trabéculaire présentent une importante variation en ce qui concerne

l'âge, la santé du donneur, le site anatomique, la direction et le mode de chargement par rapport à l'orientation principale des trabécules. L'orientation des trabécules et l'axe de chargement ont une influence significative sur les propriétés élastiques. Les trabécules orientées verticalement avec un chargement axial dans des spécimens vertébraux ont une rigidité trois fois plus grande que lorsqu'ils sont orientés horizontalement avec un chargement axial (Mosekilde et al., 1987a). Anatomiquement, le module d'Young peut varier 100 fois au sein d'une unique épiphyse (Goldstein et al., 1983) et 3 fois selon la direction de chargement (Ciarelli et al., 1991a; Townsend et al., 1975). Selon le mode de chargement, la résistance a été plus élevée en compression et plus faible en cisaillement. Les rapports de la résistance de compression à la résistance de traction et de la résistance de compression à la résistance de cisaillement ne sont pas constants mais dépendent plutôt du module et de la densité (Keaveny et al., 1994).

Quant à l'âge, plusieurs études ont montré les variations liées à l'âge dans les propriétés mécaniques, la composition et les propriétés physiques de l'os trabéculaire et la relation entre les propriétés minérales et mécaniques (Ding, 2000; Mosekilde et al., 1987b). Ding et al (Ding et al., 1997) ont montré que le module d'Young de l'os trabéculaire tibial était plus élevé entre 40 et 50 ans par contre Mosekilde et al ont montré que le module et la résistance diminuent d'environ 10 pour cent par décennie (Mosekilde et al., 1987b). En outre, la déformation élastique limite (yield strain) ou la déformation à la rupture de l'os trabéculaire humain dépend légèrement du module d'élasticité, et la densité apparente (Kopperdahl et Keaveny, 1998). L'os trabéculaire humain peut se varier d'un site à l'autre, mais la déformation limite peut être considérée comme uniforme malgré une variation substantielle du module d'élasticité et de la contrainte d'élasticité limite (yield stress). Indépendamment du site anatomique, la déformation limite est plus élevée en compression qu'en traction (Morgan et Keaveny, 2001).

Le comportement en fatigue de l'os trabéculaire humain, lors des essais de compression à faible cycle, a montré une augmentation de la rigidité dans les 10 premiers cycles suivis d'une diminution de la résistance ultime prévue et une stabilité de la rigidité après le dixième cycle (Linde et Hvid, 1987).

Tableau I-2. Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain

Type d'os	Type de test	Module d'Young (MPa)	Référence
Fémur distal	Compression	413-1516	(Pugh et al., 1973)
		58.8-2942	(Ducheyne et al., 1977)
		1636	(Ashman et Rho, 1988)
	Nano-indentation	1814 ±1.7	(Turner et al., 1999)
Fémur proximal	Compression	344.7	(Schoenfeld et al., 1974)
		1000-9800	(Brown et Ferguson, 1980)
		58-2248	(Martens et al., 1983)
Tibia proximal	Flexion 3 points	20-200	(Carter et Hayes, 1977)
		100-500	(Williams et Lewis, 1982)
		4.2-430	(Goldstein et al., 1983)
	Flexion 3 points	4590	(Choi et al., 1990)
		5720 ±1270	(Choi et Goldstein, 1992)
Traction	10400 ± 3500	(Rho et al., 1993)	
Tibia	Flexion	7800 ± 5400	(Mente et Lewis, 1989)

La densité apparente influe de façon significative la rigidité. Des études ont montré que de petits changements dans la densité apparente peuvent conduire à de grands changements des modules. Le module d'élasticité et la résistance dépendent fortement de la densité apparente, mais ces relations varient pour les différents types d'os spongieux en raison des variations anatomiques du site, de l'âge et de la maladie de l'architecture trabéculaire (Ding et al., 1997; Haba, 2012). Des relations linéaires et de loi de puissance peuvent être utilisées pour décrire la dépendance du module et de la résistance en compression à la densité apparente.

I.4 BIOMECHANIQUES DES MEMBRES INFÉRIEURS

I.4.1 L'anatomie et mouvements des membres inférieurs

Les membres inférieurs sont des supports d'appui du corps en position debout, ils assurent la stabilité posturale, le soutien, la locomotion et le déplacement. Les membres inférieurs sont formés de quatre segments : le bassin, la cuisse, la jambe, et le pied. Chaque segment est constitué par des systèmes osseux, musculaires et nerveux de commande, reliées entre eux par trois groupes articulaires, la hanche, le genou et la cheville. Ces systèmes complexes, les parties osseuses, y compris les surfaces articulaires couvertes d'un cartilage hyalin et d'autres ligaments, tendons et fascia, orienteraient, réguleraient et modifieraient les forces agissant de différentes façons. Bien que les ligaments et les capsules articulaire allient os à un os, ils agissent comme

des contraintes statiques. Ils augmentent la stabilité mécanique des articulations, guident le mouvement des articulations et empêchent un mouvement excessif. Tandis que les muscles et les tendons agissent comme des contraintes dynamiques.

La structure osseuse du membre inférieur est constituée des os longs en général sont plus lourd et plus épais que d'autres os, sont attachés au corps par une ceinture pelvienne de forme d'anneau. Ces structures reflètent la fonction du membre inférieur dans le soutien et le mouvement du corps.

I.4 1.1 Le bassin (La ceinture pelvienne), la hanche et leurs mouvements

La ceinture pelvienne est une partie du squelette lie le tronc et le membre inférieur. Elle forme la structure osseuse du bassin. La ceinture pelvienne se compose des deux os de la hanche, gauche et droite, appelés aussi les coxa. Les os coxaux se rejoignent antérieurement et postérieurement avec le sacrum et le coccyx en formant un anneau d'os appelé pelvis (bassin) (Fig. 1.4). L'os iliaque ou coxal est un os de forme irrégulière, d'une région élargie au-dessus et d'une région légèrement étroite au centre et d'un anneau osseux expansé inférieur, qui entoure un grand trou obturateur. Chez les sujets jeunes, cet os comprend trois composants : l'ilion, l'ischion et le pubis. A l'âge adulte les os constitutifs se fusionnent ensemble à la cotyle (l'acétabulum) située sur la surface latérale externe de l'os coxal. Postérieurement, chaque os de la hanche s'articule avec le sacrum par la surface articulaire de l'ilium qui forme l'articulation sacro-iliaque. Par contre antérieurement, la fosse acétabulaire constitue le point d'articulation du membre inférieur avec la ceinture pelvienne formant l'articulation coxo-fémorale. Le contact de la tête du fémur-acétabulum est assuré par une capsule fibreuse renforcé par des ligaments afin d'augmenter la stabilité articulaire.

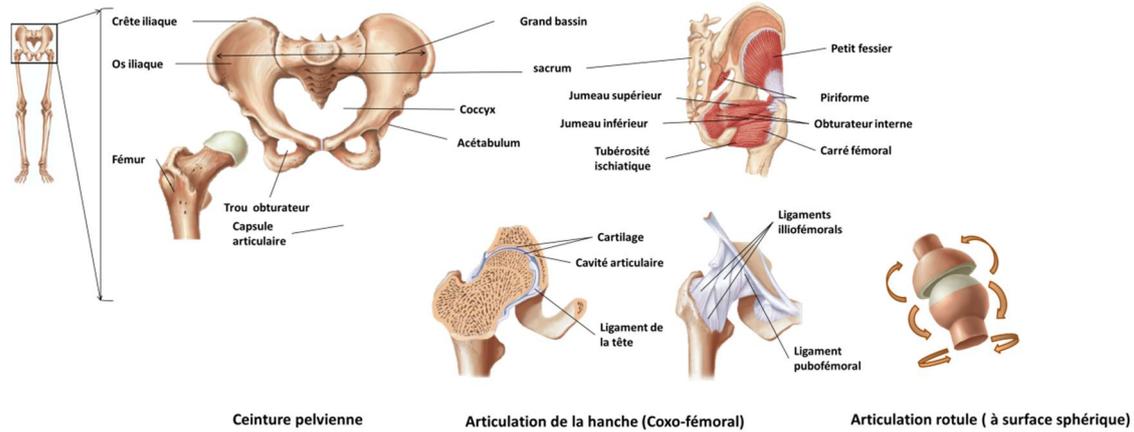


Figure I-4. Ceinture pelvienne- Hanche.

L'articulation rotule permet à la cuisse de mouvoir autour de trois axes principaux : L'axe transversal (flexion-extension), l'axe sagittal (abduction et adduction) et rotation interne et externe autour d'un axe vertical. Ces mouvements sont étayés par un nombre important de muscles peuvent être répertoriés en trois groupes en fonction de leur emplacement dans la cuisse : le groupe antérieur ou ventral (sartorius, quadriceps fémoral), le postérieur (pectiné, long adducteur, gracile, le court adducteur et le grand adducteur) et le groupe médian (demi-membraneux, demi tendineux, biceps fémoral).

I.4 1.2 La cuisse, le genou et leurs mouvements

Le fémur est le seul os qui forme l'ossature de la cuisse. Il est l'os le plus long, le plus gros et le plus solide du squelette humain, sa plus grande partie étendue et presque cylindrique. Dans une posture droite, il est séparé de son analogue par la largeur du bassin. Il n'est pas vertical, il s'incline progressivement vers le bas et vers l'intérieur, de manière à approcher son compagnon vers sa partie inférieure, en vue de rapprocher l'articulation du genou de la ligne de gravité du corps. Le degré d'inclinaison varie selon les personnes, chez la femme est plus grand que chez l'homme, à cause de la largeur du la ceinture pelvienne. Le fémur se distingue par ses caractéristiques géométriques et fonctionnelles. Il se caractérise par deux extrémités appelées épiphyse proximale, et épiphyse distale et une diaphyse de forme cylindrique constitue la longueur de l'os et les relie. L'extrémité proximal ou l'épiphyse proximale se compose d'une tête fémorale arrondie proéminente s'articule avec l'acétabulum pour former l'articulation coxo-fémorale (l'articulation de la hanche), un col fémoral forme un angle de 125° avec la diaphyse fémorale. L'extrémité supérieure de la diaphyse porte, sur le côté externe du

col, une grande irrégulière éminence appelée le grand trochanter et une petite éminence conique appelée le petit trochanter projetée de la partie inférieure et arrière de la base du col. Par ailleurs, l'épiphyse distale ou l'extrémité inférieure comprend les deux condyles fémoraux médian et latéral s'allient avec le tibia. En outre, l'extrémité distale antérieure du fémur s'articule avec un large os sésamoïde appelé patella. Donc, l'articulation de genou est la combinaison des deux articulations : condyles fémoraux-plateau tibial et extrémité antéro-distal du fémur avec la patella. Les deux surfaces articulaires du fémur et du tibia sont renforcé par deux disques fibro-cartilagineux appelés ménisques. Les deux ménisques adaptent les surfaces articulaires du fémur et du tibia l'une à l'autre et en même temps augmentent la surface de transmission de la force. Lorsque l'articulation du genou est fléchie, les condyles fémoraux roulent puis glissent sur la surface articulaire tibiale, au cours de laquelle les ménisques se déplacent en arrière. Tandis qu'en extension les ménisques sont poussés en avant par l'action des condyles et la tension des ailerons ménisquo-rotuliens et du ligament ménisquo-fémoral et la rotule se décolle vers l'extérieur. Les mouvements de l'articulation du genou sont dirigés et stabilisés par deux ensembles de ligaments, les ligaments collatéraux médian et latéral et les ligaments croisés antérieur et postérieur. Cette complexe articulation ellipsoïde permet un mouvement en flexion- extension au tour de l'axe horizontal et une petite rotation de la jambe au tour de l'axe vertical. Les mouvements articulaires sont étayés par des muscles fléchisseurs, extenseurs et rotateurs (biceps fémoral, semi tendineux, demi membraneux, gracile, poplité, jumeaux, sartorius, quadriceps, tractus ilio-tibial).

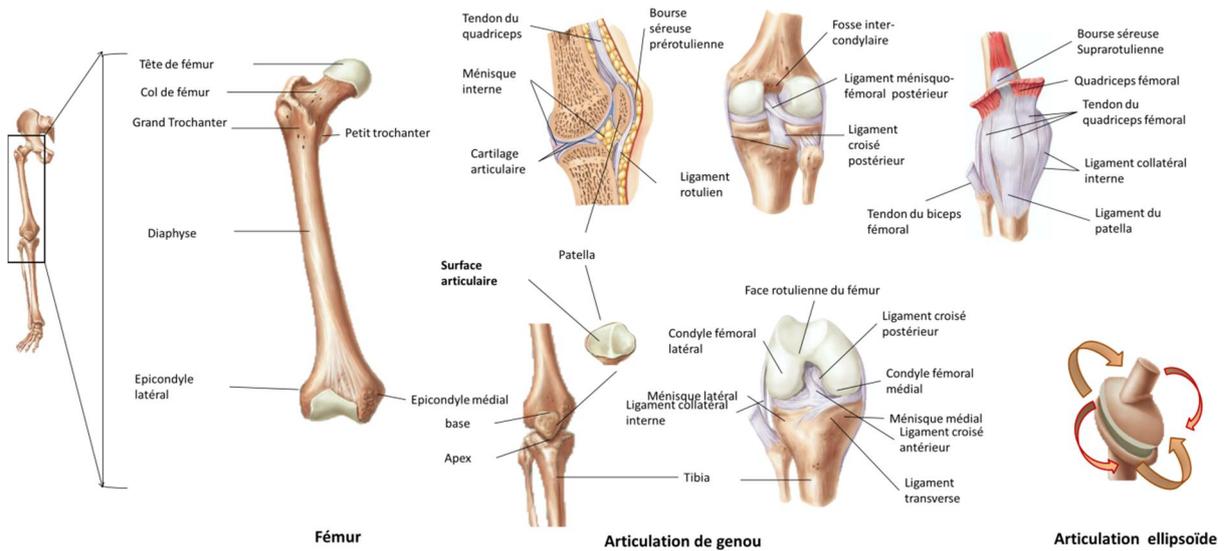


Figure I-5. Fémur- genou.

I.4 1.3 La jambe, la cheville et leurs mouvements

La jambe se compose de deux os. Le plus grand qui se situe à l'intérieur et à l'avant est le tibia, le deuxième est le péroné. Similaire au fémur (os long), le tibia est formé par une diaphyse limitée par deux épiphyses distale et proximale. La diaphyse a une section transversale triangulaire, comprend la tubérosité tibiale située sur la partie proximale et antérieure, sert à la fixation du ligament patellaire. L'extrémité supérieure est grande et étendue de chaque côté en deux éminences latérales. Cette extrémité aplatie du tibia appelée le plateau tibial comprend deux condyles tibiaux médian et latéral s'articulent avec les condyles fémoraux. Les condyles tibiaux sont séparés par une légère saillie vers le haut appelé éminence intercondyloire, sert à un attachement pour les ligaments croisés de l'articulation du genou. L'extrémité inférieure ou distale du tibia est agrandie sur le côté médian pour former la malléole interne médiale, aide à former le côté médian de l'articulation de la cheville. Le tibia s'articule également à la fois proximale et distale avec le péroné. L'extrémité distale du péroné constitue la malléole latérale qui stabilise le talus. Cette extrémité allie une petite extrémité proximale par une diaphyse de section triangulaire. Donc, la cheville formée par le tibia, le péroné et le talus. Cette articulation est une articulation charnière ou trochléenne à un axe de travail sagittal traverse la trochlée du talus et relie les deux malléoles. Les mouvements permis par cette articulation sont : flexion-extension par rapport un point de référence fixe. La cheville subit des contraintes très élevées dues au poids du corps et l'énergie cinétique.

L'articulation est très serrée stabilisée et renforcée par un ensemble solide de ligaments latéraux et du ligament deltoïde médian.

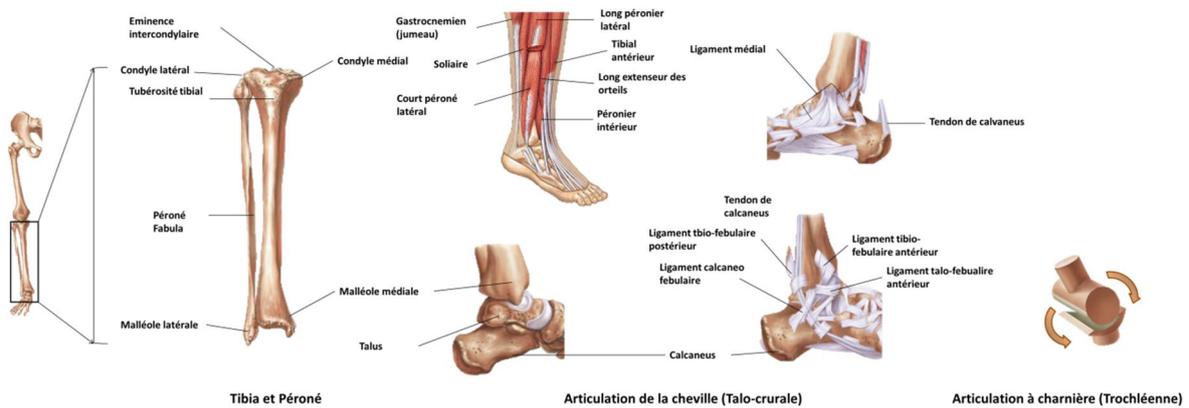


Figure I-6. Tibia- Péroné- Cheville

I.4 1.4 Le pied

Des différences structurelles distinctes caractérisent les os du pied afin de supporter le poids du corps, de maintenir l'appui et également de fournir la mobilité pendant la marche. Les os constituant le pied sont au nombre de 26, regroupés en trois parties : le tarse, le métatarse et les phalanges. La partie proximale du pied qui est le tarse se compose de sept os tarsiens (Fig. 1.6). Le plus haut en position est le talus (os de la cheville), s'articule avec le tibia et le péroné pour former l'articulation de la cheville. Cet os est supporté par le calcaneum en dessous. Le calcaneum fait saillie vers l'arrière permet l'attachement des muscles du mollet, il s'articule avec le talus et l'os cuboïde. Par contre, les deux os cunéiformes, médial, intermédiaire s'articulent avec l'os naviculaire à l'arrière et le métatarse à l'avant. Le cunéiforme latéral s'articule avec l'os cuboïde ainsi qu'avec le métatarse et l'os naviculaire. Le métatarse se compose de cinq os métatarsiens du pied. Le premier os métatarsien est plus grand que les autres en raison de son rôle majeur dans le soutien du poids du corps. En outre, les 14 phalanges sont les éléments squelettiques des orteils. Les phalanges des orteils sont disposées dans une rangée proximale, une rangée du milieu et une rangée distale. Le grand orteil, ou hallux n'a qu'une phalange proximale et autre distale. Les mouvements (abduction-adduction, supination-pronation) du pied proviennent de l'association du mouvement de la cheville et du pied.

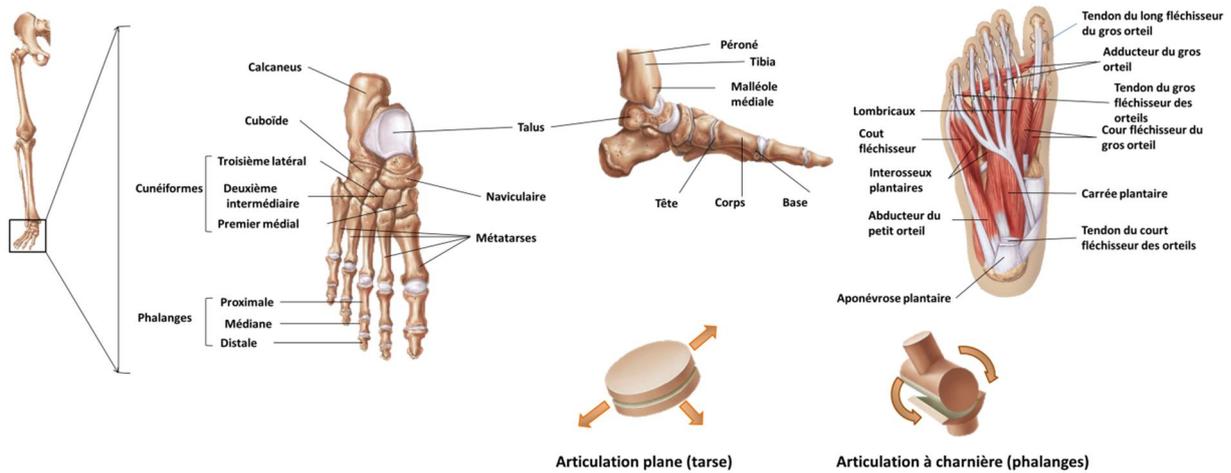


Figure I-7. Le pied

I.4.2 Charges supportées par les membres inférieurs

De nombreux facteurs mécaniques s'interagissent afin d'offrir à l'homme la mobilité au cours de ses activités quotidiennes ou sportives, simples ou complexes. Des articulations offrent la mobilité entre les segments du membre, les os sont les plus importants supports de charge, leurs forme géométrique est d'une importance considérable dans la stabilité de ces articulations, où les muscles s'occupent de la direction de ces mouvements et le maintien des contacts entre les surfaces articulaires. Les articulations de la hanche, de genou et de la cheville doivent être capables non seulement de supporter tout le poids du corps, mais de le transférer, en particulier, pendant le mouvement. Par exemple les articulations de la hanche, aussi bien qu'elles lient les extrémités inférieures et le squelette axial, les hanches transmettent des forces du sol vers le haut, mais portent aussi des forces du tronc, de la tête et du cou et des extrémités supérieures. Les caractéristiques mécaniques, cinématiques et dynamiques des articulations sont données par leurs géométries, les zones de contact et leurs surfaces cartilagineuses.

Afin de comprendre le comportement mécanique de ces constituants, des études sont continuellement effectuées et affinées pour cerner les paramètres influençant et limitant leurs capacités d'accomplir leurs missions. Plusieurs études (Noyes et al., 1992) ont été menées sur la biodynamique, la bio-cinétique et la tribologie des membres. Nombreuses études ont été concentrées sur la détermination des efforts agissants sur les articulations, des forces externes et internes transférées par ces articulations ainsi la

distribution et la cartographie des contraintes dans les segments osseux, la distribution de la déformation dans le membre, leur caractère et leur relation au cours du mouvement dans le temps. Un grand nombre d'études ([Bergmann et al., 2001](#)) ont tenté d'estimer les forces au cours de diverses activités. Plusieurs approches ([Hurwitz et al., 2003](#)) ont été utilisées pour relier la cinématique des articulations et les forces externes aux forces de contact internes, les plus populaires étant les analyses du corps statique et la dynamique inverse. Les estimations de ces paramètres sont très précieuses soit dans les traitements des pathologies et des maladies infectant les membres, soit les fractures touchant les os ou dans la conception des prothèses de remplacement pour la réparation et la récupération de l'articulation. Les études de ce système complexe dépendent de la complexité géométrique des éléments constituant le membre et des surfaces articulaires ou les forces multiaxiales et la cinématique ou l'analyse de mouvement.

I.4 2.1 L'articulation de la hanche

L'articulation de la hanche est soumise à des forces externes et internes. Elle est l'articulation qui allie la partie supérieure du corps aux parties inférieures. Elle est bien conçue pour supporter les grandes charges qu'elle soutient habituellement et les transférer.

Concernant les forces externes et internes, la valeur de force de compression exercée sur la tête du fémur peut être obtenue par la biomécanique classique, à partir du parallélogramme de force du poids de corps et les forces musculaires résultantes qui maintiennent l'équilibre dans la position d'appui monopodal ou bipodal. En position debout sur les deux pieds ou la situation bipodale, le poids corporel est uniformément réparti sur les deux jambes où chaque hanche transmet la moitié du poids des segments corporels au-dessus de la hanche ou environ un tiers du poids corporel total ([basic biomechanics](#)) mais la pression est non uniforme ([Afoke et al., 1987](#)). En outre, dans un cycle dynamique, des calculs plus compliqués sont utilisés, des méthodes mathématiques utilisant les lois fondamentales de la dynamique ou autres méthodes expérimentales permettent de mesurer les forces articulaires et les forces musculaires in vivo. Dans un cycle de marche, les forces articulaires de la hanche sont estimées entre 1.8 et 2.7 fois le poids du corps ([McLeish et Charnley, 1970](#)), et de 2.5 à 3.5 fois à une vitesse librement choisie ([Brand et al., 1994](#)). Alors, les résultats obtenus par Bergmann et al ([Bergmann et al., 2001](#)) pour les activités journalières ont montré que les forces

exercées sur des prothèses fémorales sont de l'ordre de 2.38 du poids du corps pendant la marche, d'environ 2.51 du poids du corps, de 2.6 poids du corps pendant la montée et la descente des escaliers respectivement. Pour les activités sportives, les forces de contact de la hanche calculées pour courir à 3.5 m/s sont de l'ordre de 5.2 du poids du corps. Pour le ski alpin sur une pente abrupte, le ski alpin sur une pente raide, le ski de fond avec technique classique et le ski de fond avec technique de patinage les forces de contact sont d'environ 5.2 fois poids de corps, 4.1 fois poids de corps, 7.8 poids de corps, 4 poids de corps et 4.6 poids de corps, respectivement (Van Den Bogert et al., 1999). Aussi, pendant la plongée de côté par le gardien de but du football, les forces agissant sur la hanche vont de 4.2 à 8.6 fois le poids du corps (Schmitt et al., 2010). En trébuchant la force augmente jusqu'à 7.2 fois poids du corps (Bergmann et al., 2004). Plus que la charge varie selon l'activité, elle est influencé par d'autres paramètres telle la chaussure. La charge de la hanche augmente avec le port d'une semelle dure par rapport aux chaussures à semelles souples. Aussi, une augmentation de la charge articulaire est remarquable avec l'augmentation de la vitesse de la marche (Bergmann et al., 1995). La répartition des muscles et leurs positions entourant la hanche et les forces qu'ils développent seront nécessaires pour dériver les conditions de la fonction de l'articulation de la hanche et des relations de tension et de déformation à l'intérieur du système articulaire. Les contraintes de flexion et de cisaillement dans l'os sont minimisées par l'arrangement et l'agencement particuliers des trabécules d'épiphyse, l'acétabulum, la tête et le col du fémur. L'os spongieux de la tête fémorale et l'acétabulum procure une certaine élasticité à l'articulation. La déformation de l'os sous une charge a un effet significatif sur la protection du cartilage articulaire sus-jacent, elle augmente la surface de contact sur le cartilage sus-jacent. Cependant, une déformation excessive de l'os trabéculaire, en particulier sous une charge répétitive, peut conduire à des microfissures.

Le mécanisme biomécanique du transfert de charge à travers les surfaces articulaires a été abordé par Greenwald (Greenwald et Haynes, 1972). La surface de contact entre la tête fémorale et l'acétabulum augmente avec l'augmentation de la charge. Sous des charges légères, il y a deux régions distinctes sur les aspects antérieur et postérieur de la tête, qui se fondent au-dessus à mesure que la charge augmente. Les résultats indiquent que pendant la phase d'appui du cycle de marche, toute la surface articulaire de l'acétabulum est impliquée et la surface de contact est indépendante de la charge.

Pendant la phase d'oscillation ou de balancement, seules les surfaces antérieures et postérieures sont impliquées et la surface de contact dépend de la charge. La distribution et la valeur de pression maximale ont une relation directe avec la dégénérescence du cartilage, l'usure des articulations humaines ou artificielles et d'autres symptômes cliniques telle que la douleur articulaire, la perte de mouvement ou la stabilité. La pression de contact est influencée par la congruence. Dans le cas d'appui monopodal, Eiichi Genda et al ([Genda et al., 2001](#)) ont montré que la pression maximale de contact normale de l'articulation de la hanche est significativement reliée avec les paramètres qui représentent à la fois la surface de couverture acétabulaire et le rapport tête-trochanter, alors que la valeur de la force résultante de l'articulation n'est affectée que par le rapport tête trochanter. Par contre, elles sont significativement différentes entre les hommes et les femmes. De même, Genda et al ([Genda et al., 1995](#)) ont prouvé que, la pression de contact dans l'articulation de la hanche est liée à la couverture (en trois dimensions 3D) de l'acétabulum, et que la contrainte mécanique à l'intérieur du cartilage augmente à mesure que la pression de contact augmente. Cependant, dans une articulation dysplasique de la hanche, la pression est concentrée sur le bord antérolatéral de l'acétabulum et augmente avec la réduction de la couverture de l'acétabulum. D'après Shepherd et al ([Shepherd et Seedhom, 1999](#)), il y a des différences significatives dans l'épaisseur du cartilage articulaire. Quatre zones distinctes sur la tête fémorale, supérieure, antérieure, postérieure et inférieure ont eu une épaisseur moyenne de cartilage dans les plages de 1.41 à 2.25 mm, 1.46 à 2.09 mm, 1.26 à 1.98 mm et 1.08 à 2.4 mm, respectivement. Aussi l'épaisseur est différente d'une articulation à une autre. Le cartilage mince se trouve dans les articulations congruentes comme la cheville, tandis que le cartilage épais se trouve dans les articulations in-congruentes telles que le genou. En outre, la géométrie du cartilage de l'acétabulum contribue à la répartition des contraintes de contact articulaire et la diminution de la contrainte de contact maximale. Les résultats de Matej Daniel et al ([Daniel et al., 2005](#)) suggèrent que la forme caractéristique en fer à cheval du cartilage articulaire dans l'acétabulum humain optimise la distribution de contrainte de contact dans l'articulation de la hanche.

La surface de contact articulaire et la distribution de la pression durant huit activités de la vie quotidienne ont été calculées par Yoshida et al ([Yoshida et al., 2006](#)). Pendant la marche rapide, normale et lente, la pression maximale d'une amplitude modérée est située au niveau de la région de toit latéral de l'acétabulum pendant la position

monobopodale. En se levant et en s'asseyant, et pendant la flexion du genou, les pressions maximales sont situées au bord du cornet postérieur, la pression maximale lors de l'assise est de 2.8 fois celle de la marche normale. Lors de l'ascension des escaliers la pression maximale a été observée au niveau du toit latéral et elle est plus élevée que celui lors de descendre les escaliers.

I.4 2.2 L'articulation de genou

L'articulation du genou est la plus grande et l'une des articulations les plus complexes du corps. Il s'agit d'une articulation bicondyalaire synoviale entre les condyles du fémur et ceux du tibia avec la patella antérieurement. L'articulation du genou est un porteur, permettant un mouvement libre dans un seul plan associé à une stabilité considérable, en particulier en extension. Les forces de l'articulation du genou, sont celles qui agissent sur le compartiment fémorotibiale et le compartiment fémoro-patellaire. L'articulation tibiofémorale est chargée en compression et en cisaillement au cours des activités quotidiennes. Ces charges sont la contribution du poids et la tension musculaires de genou. Lorsque le genou est complètement étendu la compression sera la charge dominante.

Les forces transmises au tibia par le fémur peuvent être de 2 fois à 4 fois le poids du corps pendant la marche selon Morrison ([Morrison, 1970](#)). Et selon Kevin Shelburne et al ([Shelburne et al., 2006](#)), la force résultante tibiofémorale peut atteindre 2.7 fois le poids du corps. En raison de l'angulation entre le fémur et le tibia, les deux parties de l'articulation fémoro-tibiale, médiale et latérale, ne sont pas chargées d'une façon égale. La force de contact est répartie principalement sur le côté médian pendant l'appui monopodal où elle atteint 2.4 fois le poids du corps, tandis que sur le côté latéral était beaucoup moins, elle atteint 0.8 de poids du corps. D'après Kutzner et al([Kutzner et al., 2010a](#)) la force moyenne est de 2.61 fois le poids du corps pendant l'appui monopodal dans un cycle de marche. Mais dans les autres activités quotidiennes, la force est plus élevée en descente d'escalier (3.46 poids du corps), suivies de l'ascension des escaliers (3.61 poids du corps), appui monopodal (2.59 poids du corps), flexion de genou (2.53 poids du corps), se mettre debout (2.46 poids du corps), s'asseoir (2.25 poids du corps) et l'appui bipodal 1.07 poids du corps. Afin de résister à ces charges et protéger l'articulation de l'usure, et parce que la répartition de la charge est plus grande sur le plateau tibial médial que sur le plateau latéral, le cartilage articulaire également sur le

plateau médial est plus épais que celui du plateau latéral (Faber et al., 2001). En outre, l'épaisseur du cartilage dans les régions de contact était en moyenne 1.4 et 1.1 fois plus épaisse que l'épaisseur moyenne des surfaces du cartilage tibial et fémoral, respectivement (Bingham et al., 2008). Quant aux ménisques ont leur rôle particulier, ils prennent part dans le mode de chargement et la congruence. Ils agissent pour répartir les charges au niveau de l'articulation tibiofémorale sur une zone ou une surface plus large, et renfoncent l'articulation en réduisant ainsi l'ampleur de la contrainte articulaire et augmentent la stabilité de l'articulation. Les ménisques participent également directement à l'absorption de la force au niveau du genou. Les contraintes dans le genou avec des ménisques redondants ont été de trois à cinq fois plus grand dans le genou avec des ménisques intacts (Fukubayashi et Kurosawa, 1980; Seedhom, 1979; Taylor et al., 1998; Walker et Erkman, 1975). La surface de contact varie aussi en fonction de la charge, elle augmente avec l'augmentation de la charge. Ainsi, la contrainte de contact moyenne augmente lorsque la charge appliquée augmente (Fukubayashi et Kurosawa, 1980). Cependant, les forces internes et les moments générés par les muscles et les ligaments ont leurs effets sur ce mécanisme articulaire. L'étude de Winby et al (Winby et al., 2009) a estimé les forces musculaires et les forces de contacts du genou pendant une marche saine. Les résultats obtenus ont indiqué que, le compartiment médian supporte la partie majoritaire de la charge pendant l'appui monopodal et les muscles ont fourni une stabilité suffisante pour contrer la tendance du moment d'adduction externe à décharger le compartiment latéral. Les quadriceps, les ischio-jambiers et les muscles gastrocnémiques ont été les principaux muscles assurant cette stabilité bien que la contribution du tenseur fascia-lata ait été significative.

Dans des conditions similaires à la marche normale, la force de compression sur l'articulation fémoro-patellaire est de l'ordre de la moitié du poids du corps. Et elle augmente jusqu'à plus de trois fois le poids du corps pendant la montée des escaliers (Reilly et Martens, 1972). La force de réaction de l'articulation patello-fémorale, dépend non seulement de la force du muscle quadriceps, mais aussi de l'angle de flexion du genou. Pendant l'exercice de squat chez des femmes jeunes, une force de réaction de l'articulation fémoro-patellaire a été de l'ordre de 6 à 7 fois le poids du corps (Salem et Powers, 2001). Le squat peut être efficace pour développer la musculature de la hanche, du genou et de la cheville, car des activités modérées à des activités élevées du

quadriceps et des ischio-jambiers (hamstrings) ont été produites pendant le squat (Escamilla, 2001).

En général, les résultantes des forces de contact au cours des activités dynamiques étaient inférieures à celles prédites par de nombreux modèles mathématiques, mais se trouvaient dans une gamme similaire mesurée in vivo par d'autres. Certaines composantes de la charge observées étaient beaucoup plus élevées que celles actuellement appliquées lors du test des implants de genou (J. P. Paul, 1976; Kutzner et al., 2010b). Le chargement dépend des facteurs internes, tels que l'alignement entre le fémur et le tibia et toute déformation résiduelle, et des facteurs externes, tels que la vitesse de marche et les conditions environnementales (Taylor et al., 1998).

I.4 2.3 Le pied et l'articulation de la cheville

Le pied est le point de contact direct du corps humain au sol. Plus qu'il est un appui, il transfère les forces de réactions aux autres articulations, segments osseux et muscles. La force de réaction verticale du sol appliquée au pied pendant la marche ou la course est bimodale, avec un pic d'impact initial maximum suivi immédiatement d'un pic propulsif, lorsque le pied repousse le sol. Ces forces de réactions connaissent une augmentation en augmentant la vitesse. De 3m/s à 5m/s les forces du mode d'impact varient de 1.6 à 2.3 fois le poids du corps et les forces de propulsion vont de 2.5 à 2.8 le poids du corps (Munro et al., 1987). Autant que la marche peut être une source critique de charges biomécaniques et de pathologie musculo-squelettique, Raymond Browning et al (Browning et Kram, 2007) ont montré que la force de réaction du sol est significativement plus élevée chez les sujets obèses que chez les sujets de poids normal et ont diminué significativement à des vitesses de marche plus lentes dans les deux tranches d'âge (jeune et âgé). Durant la position debout avec des pieds nus, l'étude de Cavanagh et al (Cavanagh et al., 1987) sur les distributions de pression plantaire a montré que les pressions maximales sous le talon ont été, en moyenne, 2,6 fois supérieures aux pressions de l'avant-pied. Ainsi, Hessert Mary Josephine et al (Hessert et al., 2005) ont montré que la répartition de la pression des pieds est significativement différente entre les sujets jeunes et les sujets plus âgés (vieux).

Aussi, l'articulation de la cheville est soumise à une combinaison des forces, musculo-squelettiques internes, des forces externes, des forces tangentielles de cisaillement et

des forces de compression durant un cycle de marche. Les forces de compression à travers l'articulation de la cheville augmentent jusqu'à trois fois le poids du corps entre le contact talon et le contact complet du pied. Suite de l'élévation du talon, ces forces augmentent jusqu'à cinq fois le poids corporel, puis décroissent au lever des orteils. La force de l'articulaire de la cheville atteindra 5.2 fois le poids du corps selon Seireg (Seireg et Arvikar, 1975). C'est un peu plus que les forces déterminées pour l'articulation de la hanche et du genou. Alors que, Richard Stauffer et al (Stauffer et al., 1977) leurs résultats confirment que la cheville supporte des forces de compression dépassant 5 fois le poids du corps, pendant la marche normale.

Par ailleurs, la compréhension de transfert de charge et les surfaces de contact sont très importantes en biomécanique. Les changes et leurs surfaces de contact influencent tout le membre. Afin de comprendre et calculer les surfaces de contact, nombreuses études ont été effectuées. Kura et al (Kura et al., 1998) ont mesuré les surfaces de contact articulaires de neuf cadavres dans diverses positions. Trois zones distinctes de la surface totale de contact ont été mesurées sans charge et sous une charge axiale de 667 N. Les surfaces articulaires, centrale, médiane et latérale, mesurées dans les chevilles non chargées ont été de $922 \pm 120 \text{ mm}^2$, $178 \pm 66 \text{ mm}^2$ et $308 \pm 60 \text{ mm}^2$, respectivement. Mais les surfaces mesurées après l'application de la charge n'ont pas présenté de changements significatifs. En flexion plantaire, il y avait une diminution de la surface de contact. Tandis que, l'étude de Jason H. Calhoun et al. (Calhoun et al., 1994) réalisée sur des différentes charges et dans diverses directions a montré que la zone de contact augmente lorsque la cheville est déplacée de la flexion plantaire à la dorsiflexion, avec une diminution de la pression. Alors que Mamori Kimizuka, et al (Kimizuka et al., 1980) ont porté que le contact de l'articulation talo-crurale (la cheville ou tibio- tarsienne) à la position neutre est principalement antérolatéral et la surface moyenne de contact, sous une charge de 1500 N, est de 483 mm^2 quant à la pression maximale moyenne et de 9.9 MPa.

Au cours de la marche, une déformation significative du cartilage de contact se produit dans l'articulation de la cheville selon Wan et al, qui ont utilisé une technique combinée de fluoroscopie double et d'IRM. L'épaisseur moyenne du cartilage dans les chevilles sans appui était de $1.43 \pm 0.15 \text{ mm}$ et de $1.42 \pm 0.18 \text{ mm}$ dans les surfaces distales du tibia et du cartilage du talon proximal, respectivement. Après application du

chargement complet, des augmentations supérieures à 15 % des contraintes de contact ont été observées dans plus de 40 % de la zone de contact, montrant que le cartilage de la cheville sur les deux sites, tibial et talaire, a subi une déformation importante lors de la transmission de la charge dans l'articulation de la cheville.

I.5 PATHOLOGIES ET FACTEURS INFLUENÇANT LA BIOMECHANIQUE DU MEMBRE INFERIEUR

I.5.1 Maladies des os

De nombreuses maladies peuvent toucher les os et en modifier leurs structures. De nombreuses pathologies affectent l'os. Ces maladies entraînent des altérations de la fonction osseuse normale et peuvent diminuer la résistance mécanique de l'os et le rend plus fragile. Parmi ces maladies : l'ostéomalacie, l'ostéogenèse imparfaite et la plus commune et la plus fréquente est l'ostéoporose.

I.5 1.1 L'ostéomalacie et l'ostéogenèse imparfaite

L'ostéomalacie : est une maladie caractérisée par la déminéralisation de l'ensemble du squelette. Les minéraux, en particulier, le calcium et le phosphore ne se fixent pas d'une quantité assez suffisante par manque de la vitamine D. L'insuffisance des minéraux fragilise la structure osseuse. Cette maladie est généralement appelée rachitisme, chez l'enfant.

Ostéogenèse imparfaite : appelée aussi, « maladie des os de verre », cette affection génétique due à des anomalies du collagène type I. Se caractérise par une fragilité osseuse et une faible masse osseuse à l'origine de fractures à répétition, survenant à la suite de traumatismes bénins. Cette maladie regroupe un ensemble d'affection.

I.5 1.2 L'ostéoporose

L'ostéoporose est une maladie qui affecte le squelette. Ces principales caractéristiques sont la diminution de la densité osseuse, l'altération de la microarchitecture du tissu osseux et la modification de la structure. L'ostéoporose peut être traduite par la porosité et la densité osseuse. Cette maladie se manifeste par une fragilité de l'os, dégradation de sa résistance et augmentation du risque de fracture (Peck, et others, 1993). Selon l'OMS (WHO study group, 1994), plusieurs approches sont

utilisées pour caractériser cette altération. Ses caractéristiques sont stabilisées sur quatre catégories de diagnostics basés sur la densité osseuse [Table 4](#). La mesure de la densité du patient sera comparée avec deux indices. Le premier, T-score est une référence évaluée chez l'adulte jeune appartenant à la classe d'âge 20-30 ans du même sexe. Tandis que le deuxième indice Z-score représente la différence entre la valeur mesurée du patient et la valeur moyenne de la population de référence de même âge.

L'ostéoporose est souvent une évolution de *l'ostéopénie* qui est caractérisée par une diminution de la masse osseuse d'un seuil entre -1 et -2.5 de T-score. Par contre, une diminution dépassant -2.5 T-score avec fracture de fragilité est appelée ostéoporose sévère. Alors, pour l'ostéoporose sévère R. Nuti et al ([Nuti et al., 2009](#)) ont proposé de tenir compte non seulement des mesures densitométriques telles qu'indiquées dans la définition de l'OMS, mais aussi du nombre et de la gravité des fractures de fragilité. Les auteurs, prenant en compte les bases structurelles de la fragilité du squelette, suggèrent que la densité osseuse ne représente qu'un des facteurs contribuant à la résistance des os. Une ostéoporose sévère peut être désignée par le nombre et la gravité des fractures, indépendamment de la densité osseuse. Bien que l'alliance entre la densité osseuse et la fracture soit prouvée, il reste qu'il est nécessaire de développer un autre outil d'évaluation et d'utiliser d'autres prédictors cliniques que l'utilisation d'un T-score inférieur ou égal à 2.5 pour identifier les sujets qui finiront par subir une fracture ([Cranney et al., 2007](#); [Schuit et al., 2004](#)).

Tableau I-3. Diagnostic par densité minérale osseuse DMO.

Catégorie	Diagnostic par densité minérale osseuse DMO
Normal	Une valeur de la DMO qui n'est pas supérieure à 1 T-score au-dessous de la moyenne des adultes jeunes (sup -1)
Ostéopénie. (faible masse osseuse)	Une valeur de la DMO comprise entre 1 et 2.5 T-score au-dessous de la moyenne des adultes jeunes (-1 à -2.5)
Ostéoporose	Une valeur de la DMO qui est supérieure à 2.5 DS au-dessous de la moyenne des adultes jeunes (sup -2.5)
Ostéoporose sévère	Une valeur de la DMO qui est supérieure à 2.5 DS au-dessous de la moyenne des jeunes adultes en présence d'une ou plusieurs fractures de fragilité (sup -2.5 avec fracture)

L'ostéoporose se retrouve chez la plupart des personnes âgées, avec un début plus précoce chez les femmes, et de plus en plus fréquente avec l'âge moyen croissant de la population.

Le taux de réduction osseuse liée à l'âge dans le col fémoral semble être environ deux fois plus élevé chez les femmes que chez les hommes d'après H. Burger et al (Burger et al., 1994). Pour les deux sexes la densité osseuse reconnaît sa hausse à jeune âge puis se baisse avec l'avancement de l'âge (Riggs et al., 1981). La plupart des adultes âgés ayant une faible densité minérale osseuse DMO sont des femmes (Looker et al., 1997). Le résultat rapporté dans l'étude de B. Krolner (Krolner et Nielsen, 1982) montre la relation entre l'âge et l'ostéoporose. Une perte osseuse est remarquée dans l'âge de 30-35 ans, probablement accélérée dans les années immédiatement après la ménopause chez les femmes. Bien que l'ostéoporose est considérée comme un problème de santé pour les femmes, avec l'âge. Elle est également commencée de devenir une préoccupation grave pour les hommes en matière de santé. Il a été estimé qu'environ un tiers de toutes les fractures ostéoporotiques se produisent chez les hommes et que le risque de fracture résiduel chez un homme âgé de 60 ans peut être aussi élevé de 30% (Kanis et al., 2009; Meier and Kraenzlin, 2007; Thomas-John et al., 2009). Les fractures de la hanche, du poignet et de l'humérus supérieur sont les fractures les plus fréquentes chez les hommes et les femmes (Riggs et al., 1982). En outre, l'ostéoporose touche les deux types d'os trabéculaire et cortical. Plus que les changements quantitatifs de la masse osseuse, l'ostéoporose se manifeste qualitativement par des changements architecturaux du tissu osseux représenté par l'amincissement des travées, l'accroissement de la porosité et la diminution de la connectivité du réseau trabéculaire (Fig. I-8).

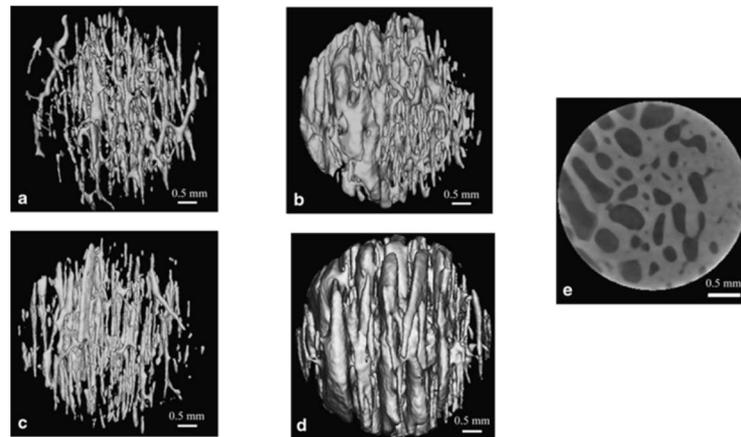


Figure I-8. Image de reconstruction 3D des réseaux de canaux du cortex du col fémoral inférieur d'un homme de 62 ans (a), d'un homme de 92 ans (b), d'une femme de 62 ans (c) et d'une femme de 92 ans (d) . Il y a plus de canaux élargis dans le groupe de 92 ans que (Chen et al., 2010).

H. Chen et al (Chen et al., 2010), en utilisant la tomodensimétrie (micro-CT) 3D, ont identifié les changements de la microstructure tridimensionnelle (3D) de l'os cortical et trabéculaire dans le col fémoral humain en fonction d'âge et de sexe. Dans l'ostéoporose, la perte osseuse spongieuse précède typiquement la perte d'épaisseur osseuse corticale. La perte osseuse trabéculaire se produit également plus rapidement que la perte osseuse corticale. En conséquence, la perte d'os spongieux est plus dominante que la perte d'os cortical chez les sujets ostéoporotiques.

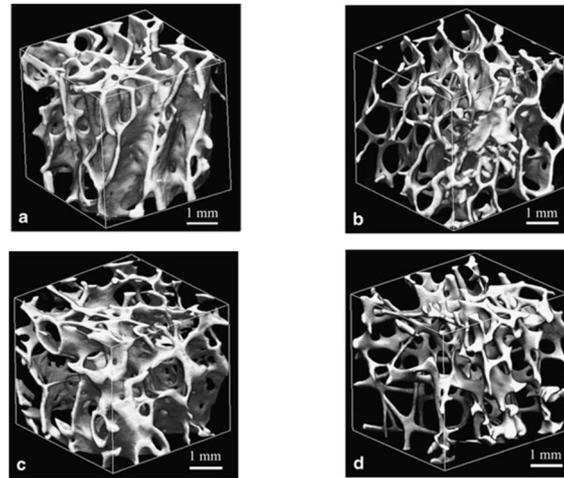


Figure I-9. La microstructure tridimensionnelle de l'os trabéculaire du col du fémur chez un homme de 62 ans (a), un homme de 92 ans (b), une femme de 62 ans (c) et une femme de 92 ans (d). L'os trabéculaire est plus élevé chez un homme de 62 ans et est plus faible chez une femme de 92 ans (Chen et al., 2010).

L'analyse de la microstructure tridimensionnelle des sites des fractures ostéoporotiques fréquentes (les vertèbres, le col du fémur et le radius), a montré que l'épaisseur corticale du tibia tend à diminuer davantage avec le vieillissement chez les femmes que chez les hommes. Tandis que la porosité de cortical dans le tibia varie de 0.3% à 7.1%, ce qui est inférieur à celui du fémur et supérieur à celui du radius. En outre, les hommes ont une zone corticale plus large et des cortex plus épais que les femmes. Chez les sujets âgés, femmes et hommes ont une porosité corticale plus élevée par rapport aux sujets plus jeunes. Par contre, l'augmentation de la porosité corticale liée à l'âge est plus marquée chez les femmes. La différence de sexe dans la résistance du tibia est due à une plus grande masse osseuse trabéculaire et à une porosité corticale inférieure. La résistance vertébrale est principalement maintenue par l'os trabéculaire où la masse osseuse trabéculaire vertébrale est inférieure au périphérique. Les trabécules vertébrales sont hétérogènes aux microstructures (Chen et al., 2013). Selon Parfitt et al (Parfitt et al., 1983) la diminution du volume osseux trabéculaire observée chez des sujets normaux à un âge croissant était principalement due à une réduction de la densité des plaques trabéculaires, sans diminution significative de l'épaisseur de ces plaques. La réduction supplémentaire du volume osseux trabéculaire observée chez les sujets atteints de fracture vertébrale ostéoporotique était principalement due à une réduction supplémentaire de la densité des plaques. Chez les sujets atteints de fracture

de la hanche l'amincissement trabéculaire contribue substantiellement à la perte supplémentaire d'os trabéculaire dans l'ostéoporose par rapport à l'âge.

1.5.2 Fracture des os longs

Bien que la santé osseuse soit altérée par des pathologies différentes, la fracture, la fissuration ou la rupture sont souvent la blessure de l'os.

La fracture est une rupture qui perturbe la continuité de l'os, elle est de nature différente. La cause principale de cette discontinuité est une charge interne ou externe dépassant la résistante limite des tissus osseux. La fracture dépend de la direction, de l'amplitude, du taux de charge et de la durée de la charge mécanique subie et la vitesse de chargement, ainsi que de la maturité de l'os, l'âge et la santé de l'individu au moment de la blessure. Les fractures peuvent être classées de plusieurs façons. Les fractures pathologiques résultent de maladies qui affaiblissent les os (ostéoporose). Cependant, la plupart des fractures sont des fractures traumatiques causées par des blessures. Les fractures peuvent être classifiées selon la relation de la fracture au site de la blessure. Selon le point d'impact, deux fractures directe et indirecte peuvent être produites. La fracture indirecte se distingue de la fracture directe par le point d'impact qui sera un peu plus loin du point de la rupture. Les impacts directs produiront des fractures au point où il y a contact entre une surface de l'os et le corps externe. Les forces directes produiront, en grande partie, des fractures transversales dans lesquelles la ligne de fracture est approximativement perpendiculaire au grand axe de l'os.

Aussi, on peut distinguer la fracture complète de la fracture incomplète par la séparation de l'os en deux fragments. Quant à la fracture ouverte se défait de la fracture fermée par l'atteinte tégumentaire. Une fracture dans laquelle les fragments d'os ne sont pas en alignement anatomique est appelée fracture déplacée et en opposition la fracture non déplacée. Aussi le nombre de fragments peut être un critère de classification, il donne la fracture simple et la fracture multiple. D'autres fractures prennent ou non la forme de la zone de fracture telle que la fracture transversale, oblique ou spirale. Une flexion excessive et des charges de torsion peuvent produire des fractures en spirale des os longs. L'application simultanée de forces de directions opposées en différents points le long d'un segment osseux long génère un couple de moment de flexion, qui peut provoquer une flexion et finalement une fracture de l'os.

Dans le cas de chargement combiné de cisaillement et de traction il se produit une fracture oblique par rapport à l'axe longitudinal de l'os.

D'autre part, les classifications des fractures de chaque segment osseux du membre inférieur peuvent se diviser dans des sous-groupes. Des classifications morphologiques basées sur l'emplacement et le type de fracture sont souvent utilisées pour classer les fractures des os longs du membre inférieur. Les fractures de fémur et de tibia sont diaphysaires ou apophysaires. Les sources des fractures de fémur et de tibia sont multiples. Les principales causes de fracture de diaphyse fémorale sont les chutes simples, les chutes de hauteur, les accidents de véhicules motorisés et les blessures par balle. Les causes moins fréquentes sont les blessures sportives et les agressions directes ou les coups. L'étude de Augusto Sarmiento ([Sarmiento et al., 1989](#)) a montré que pour 780 fractures (1979-1985), au Centre médical de l'Université du Sud de la Californie, de diaphyse du tibia, 53.7 % ont été produites par accident de voiture, 29.3% par chute, 12.9% par un coup direct et 4.1% par un coup de feu. Les fractures diaphysaires du type transversal, oblique ou spiral se produisent dans les groupes d'âge les plus jeunes et les plus âgés. Les plus âgés se blessent dans les chutes simples. Les plus jeunes ont une qualité osseuse meilleure. Quant aux fractures de fémur distal à haute énergie, plus couramment, se produit à un traumatisme direct à un genou fléchi comme la position de la jambe contre le tableau de bord d'un véhicule. Les causes des fractures tibiales sont nombreuses. Des chutes simples et des forces de torsion conduisent à des fractures diaphysaires spirales. Les fractures en spirale simples peuvent être produites par des accidents de ski et les chutes dans la rue ou à la maison. Les accidents de circulation peuvent causer des fractures obliques et les fractures transversales peuvent résulter de ski ou de football ([Johner et .Wruhs, 1983](#)).

Aussi, Bauer et al ([Bauer et al., 1962; Edwards, 1965](#)) ont montré dans leur étude que les diaphyses du tibia seront fracturées par un traumatisme direct à haute énergie (véhicule motorisé) ou un traumatisme indirect à basse énergie indirecte (chute à un niveau bas ou à une faible hauteur comme un accident de bicyclette ou par participation au football). Les traumatismes à haute énergie peuvent aussi causer des fractures du plateau tibial. Mais, les fractures du plateau tibial se produisent par un traumatisme à faible énergie lorsque la qualité osseuse est médiocre. Si le traumatisme est axial, la compression se répartit sur les deux plateaux tibiaux médian et latéral ce qui détermine

une fracture-séparation. Un traumatisme en valgus ou un traumatisme en varus engendre une fracture du plateau tibial externe ou interne. Lors un traumatisme mixte, compression axiale et latérale, il en résulte des forces de compression et de cisaillement. Les fractures qui résultent sont de trois types principaux : la fracture-séparation, la fracture-tassement (l'enfoncement) ou la fracture mixte. L'ampleur de la force détermine non seulement le degré de fragmentation mais aussi le degré de déplacement. Chez les sujets plus jeunes, les fragments ont tendance à être plus grands et dans les coins en raison des forces de cisaillement impliquées. Autre part, chez les patients âgés, les fractures de dépression pure sont les plus fréquentes, généralement causée par un traumatisme inférieur d'énergie. Les fractures du plateau tibial latéral sont causées généralement par des chutes à la maison chez les femmes (Porter, 1970). Le mécanisme principal causant la fracture du plateau tibial latéral est l'impact du condyle fémoral sur le plateau du tibia article (Bradford et al., 1950). Une fracture de condyle tibial latéral (ou de pare-chocs) peut être causée par une combinaison de force d'abduction (valgus) et de compression. La ligne de fracture s'écoule vers le bas à partir du fragment du condyle latéral, ce fragment peut être déprimé ou incliné et parfois fragmenté (Apley, 1956).

Par ailleurs *les fractures de fatigue* se produisent à la suite des forces répétées de faible intensité. Si les fractures résultent d'une activité musculaire normale sur un os d'une faiblesse anormale cette fracture est appelée *fracture d'insuffisance*. L'augmentation de l'amplitude ou de la fréquence de la charge osseuse produit des contraintes excessives, qui peuvent impliquer un micro-endommagement. Les fractures de fatigue commencent par une petite perturbation dans la continuité des couches externes de l'os cortical, mais peuvent s'aggraver avec le temps, aboutissant finalement à une fracture corticale complète.

Les fractures de fatigue se développent au niveau des sites squelettiques soumis à des charges mécaniques répétitives au cours d'une activité particulière et sont plus fréquentes dans les os des membres inférieurs en particulier le tibia suivi du deuxième et cinquième métatarses puis le fémur (Matheson et al., 1987). Dans les activités sportives, les fractures de fatigues sont une des blessures courantes, telles les activités de maintien de poids, course ou saut. La course est l'une des activités les plus répandues au cours desquelles des fractures de fatigue du membre se produisent (Bennell and Brukner, 1997; Orava et al., 1978). Les coureurs qui présentent des forces d'impact

relativement importantes et rapides lors de courir risquent de développer une blessure due à la sur utilisation du membre inférieur. Des blessures aux membres inférieurs sont élevées pour les coureurs habituels et que pour ceux qui sont nouveaux ou ceux qui ont été blessés précédemment. La réduction de la distance hebdomadaire est un comportement préventif raisonnable d'après Macera Caroline A et ([Macera et al., 1989](#)). Des modifications dans les programmes de formation pourraient aider un coureur blessé à reprendre la course avec un temps de réadaptation réduit, mais il serait préférable de le conseiller de voir son potentiel de blessure avant d'entreprendre un programme de course d'après Alan Hreljac ([Hreljac, 2004](#)).

Les traitements de ces blessures sont souvent chirurgicaux. La réparation des fractures dépend du type de fracture, sa gravité, le traumatisme ainsi l'âge du patient et s'il y a eu une maladie osseuse. Une opération chirurgicale peut être menée avec la pose de plaque vissée, des vis ou encore d'un fixateur externe. Le but essentiel de la réparation est de réinstaurer la stabilité et la congruence articulaire ainsi la mobilisation après un minimum de temps de consolidation.

I.5.3 Anomalies

Les anomalies au membre inférieur sont variées. Des anomalies peuvent être dues à la malformation de l'os et d'autres résultent de l'alliance des segments osseux. Les anomalies, notamment osseuses, dues à des malformations faisant suite à des fractures ou immobilisations. L'importance des membres inférieurs fait de la connaissance de ces déformations une nécessité clinique pour le diagnostic et les applications thérapeutiques. Ainsi pour savoir et cerner les effets de ces déformations sur le rendement des membres inférieurs. Les membres inférieurs peuvent avoir deux genres d'anomalies, des anomalies en rapport avec les asymétries de longueurs et les anomalies angulaires.

I.5 3.1 L'inégalité de longueur

L'inégalité de longueur du membre inférieur s'interprète par un écart de longueur des membres qui se définit par la condition d'une jambe plus courte que l'autre. Etiologiquement cet écart des jambes peut être un écart structurel dû à raccourcissement du squelette d'origine congénital, traumatique ou issu d'une maladie.

Un écart fonctionnel se développe d'une mécanique modifiée de la partie inférieure du corps, comme l'hyperpronation ou supination du pied, l'obliquité pelvienne, les déséquilibres musculo articulaires.

Trois catégories de l'égalité de longueur ont été identifiées en fonction de la valeur de l'écart. L'inégalité légère si la différence est inférieure à 3 cm, modérée si la différence est entre 3 et 6 cm et si la différence dépasse les 6 cm l'égalité est sévère (McCaw et Bates, 1991). Par contre, des différences existent sur ce qui constitue une inégalité significative de la longueur des membres. Concernant la valeur de l'inégalité de la longueur des membres, jugée cliniquement significative, est très variée et contrariée entre les auteurs (Brady et al., 2003). D'après Gary A Knutson (Knutson, 2005), l'inégalité anatomique des jambes est presque universelle avec une prévalence estimée à 90 % et une ampleur moyenne de l'écart de 5.2 mm (ET 4.1) qui suggère que, pour la plupart des personnes, l'inégalité anatomique de longueur de jambe ne semble pas être cliniquement significative jusqu'à ce que la grandeur atteigne 20 mm. Bien que la valeur inférieure de 20 mm cliniquement non significative pour Gary A Knutson, la valeur de 5 mm est un critère cliniquement significatif pour Friberg et al (Friberg et al., 1988). Aussi les valeurs d'inégalité dépendent des méthodes d'évaluation de l'écart (Sabharwal et Kumar, 2008). Par ailleurs, les effets biomécaniques ont leurs influences sur ce qui constitue la signification clinique. L'inégalité de la longueur des jambes altère l'amplitude et la répartition des contraintes mécaniques au sein du corps. Elle a été liée aux fractures de stress des membres inférieurs, à la lombalgie, à la douleur de la hanche et aux problèmes des disques vertébraux. Pour les coureurs, un chargement asymétrique causé par l'inégalité de longueur pendant le fonctionnement, provoque une source de contrainte accrue à la jambe ainsi des fractures de fatigue (Friberg et al., 1988).

I.5 3.2 Les anomalies angulaires

Les anomalies angulaires sont souvent multidimensionnelles suivant les trois plans, frontal, sagittal et horizontal. Ces anomalies sont nombreuses et très variées, on se limite à quelques-unes.

La hanche : L'anomalie angulaire de la hanche consiste à la déformation de la partie supérieure du fémur (hanche). Le col fémoral est positionné à un angle spécifique dans

les plans frontal et transversal pour faciliter la congruence avec l'acétabulum et maintenir la diaphyse fémorale loin du corps.

Sur le plan frontal, un angle d'inclinaison du col fémoral par rapport à l'axe du fémur dans le plan frontal mesure 125° (âge adulte) dans les cas habituels ou normaux. Cet angle peut varier entre 90° à 135° . Cet angle d'inclinaison détermine l'efficacité des abducteurs de la hanche, la longueur du membre et les forces imposées sur l'articulation de la hanche. Habituellement ou normalement, ([Basic of biomechanic](#)), un angle cervico-diaphysaire supérieur à 125° caractérise la déformation appelée **coxa valga**. L'ouverture exagérée de l'angle cervico-diaphysaire allonge le membre, réduit l'efficacité des abducteurs de la hanche, augmente la charge sur la tête fémorale et diminue la contrainte sur le col fémoral. **Coxa vara** se caractérise par un angle d'inclinaison inférieur à 125° . Cette diminution de l'angle raccourcit le membre, augmente l'efficacité des abducteurs de la hanche, diminue la charge sur la tête fémorale et augmente la contrainte sur le col fémoral. D'après Renato Bombelli ([Bombelli et al., 1984](#)) une augmentation considérable de la densité des trabécules est remarquée dans le cas de coxa vara par rapport à la densité lorsque l'angle d'inclinaison est normal. Dans le cas de coxa valga, ces trabécules sont moins distinctes et même la surface de contact est diminuée. Les résultats obtenus par Kenneth J Fischer et al ([Fischer et al., 1999](#)) indiquent que la direction de charge moyenne varie constamment de plus verticale pour coxa valga à plus horizontale pour coxa vara. Les différences dans les directions de chargement réduisent le risque de glissement épiphysaire ou de fracture du col fémoral dans la coxa vara et augmentent la tendance à la subluxation ou la dislocation dans la coxa valga. Alors les résultats Carpintero et al ([Carpintero et al., 2003](#)) suggéraient que la coxa vara prédispose à la fracture du col du fémur.

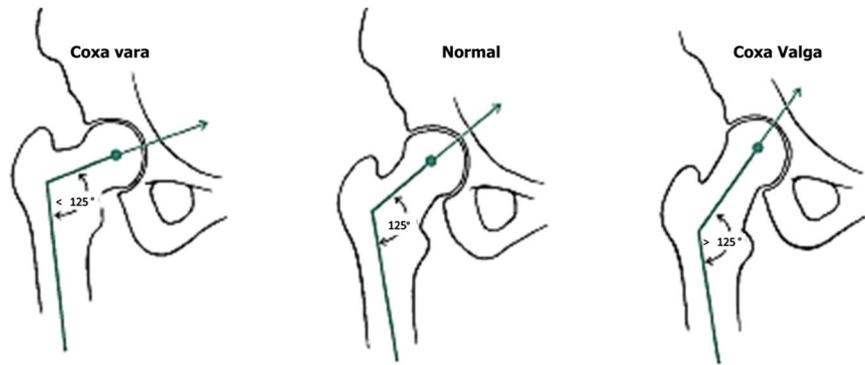


Figure I-10. Anomalie de la hanche sur le plan frontal.

Les déformations angulaires du col fémoral (Fig. I-10) peuvent généralement être dues par deux causes principales, par un déséquilibre musculaire pendant la croissance (une maladie neuromusculaire et une amputation) ou par une anomalie intrinsèque du col (Fracture, rachitisme, dysplasie fibreuse et arrêt de croissance partiel).

Sur le plan transversal, le col fémoral est normalement tourné en avant de 12° à 14° par rapport au fémur formant **l'angle d'antéversion**. L'antéversion de la hanche augmente l'avantage mécanique du fessier maximal, ce qui le rend plus efficace en tant que rotateur externe. S'il y a une antéversion excessive dans l'articulation de la hanche, où elle tourne au-delà de 14° par rapport au côté antérieur, la tête du fémur est découverte et la personne doit adopter une posture ou une marche interne pour maintenir la tête fémorale dans l'articulaire. Inversant l'angle d'antéversion vers l'arrière, l'angle devient **l'angle de rétroversion**, elle crée une marche tournée de l'extérieur et un pied en supination. L'antéversion fémorale influence les muscles dans un cycle de marche d'accroupissement. L'étude de Lisa M. Schutte (Schutte et al., 1997) a montré l'effet de l'antéversion fémorale, la longueur du muscle psoas a été sensible à l'antéversion fémorale alors que le calcul de la longueur des ischio-jambiers a été jugé relativement insensible à cette déformation osseuse. En outre, les résultats obtenus par J. Nyland et al (Nyland et al., 2004) ont montré qu'une diminution de la dynamique frontale et transversale de la hanche est remarquée dans les femmes athlétiquement actives avec une grande antéversion fémorale.

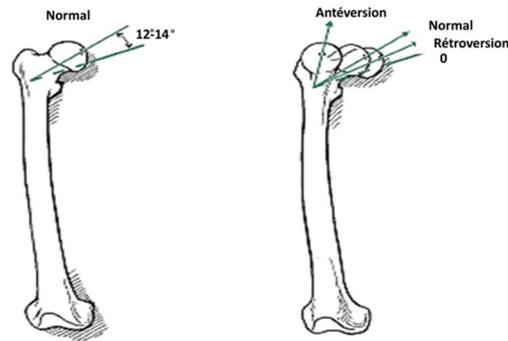


Figure I-11. Anomalies angulaires de la hanche sur le plan transversal.

Le genou : La déformation de genou est des déformations liées à l'alignement des os longs (le fémur et le tibia). Les anomalies de la morphologie axiale des membres inférieurs sont basées sur la mesure de l'angle fémoro-tibial. Cet angle constitue la référence permettant des classifications des déformations de genou (varus, valgus, recurvatum et flexum).

Sur le plan frontal : Les axes longitudinaux du fémur et du tibia forment normalement au niveau de l'articulation du genou un angle de 180° à 185° . L'axe du tibia est dirigé verticalement jusqu'à 5° quant à l'axe de fémur est oblique. L'angle créé est un angle de valgus physiologique. Si l'angle tibio-fémoral est supérieur à 185° , l'alignement est anormal et le genou appelé **genu valgum**. Par contre, si l'angle tibio-fémoral médian est de 175° ou moins, l'anomalie qui en résulte est appelée **genu varum**. Ces déformations modifient les contraintes de compression et de traction sur les compartiments, médial et latéral de l'articulation du genou. Le genou valgum déplace la ligne de support de poids sur le compartiment latéral et augmente la force de compression latérale tout en augmentant les forces de traction sur les structures médianes.

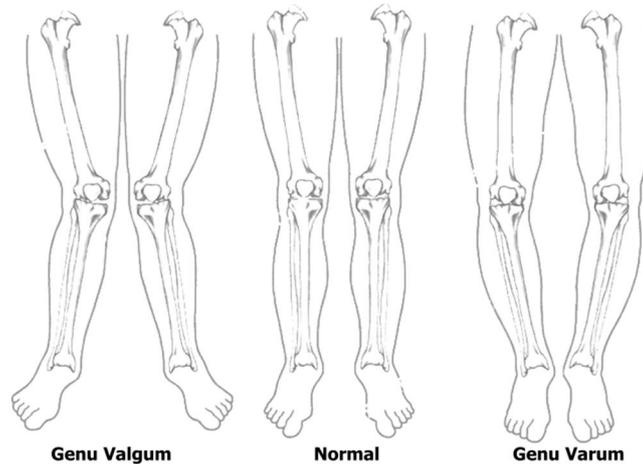


Figure I-12. Anomalies angulaires de genou sur le plan frontal.

Dans le cas de genou varum, la ligne portant le poids est décalée vers le milieu en augmentant la force de compression sur le condyle médian. Tandis que les contraintes de traction sont augmentées latéralement les surcharges causées par ces déformations peuvent altérer les cartilages et les ménisques. Le varus de genou provoque une instabilité du genou, les surfaces articulaires présentant une inclinaison exagérée latérale-médiale vers le bas rendent la subluxation fréquente dans le genou varum (Derek et al., 2000). En outre, Markus O. Heller (Heller et al., 2003) ont montré la dépendance des charges articulaires individuelles avec l'alignement axial du genou. Des écarts par rapport à l'alignement normal ont entraîné une augmentation du chargement. Le valgus génère une augmentation de charge plus grande qu'une déformation en varus de même quantité. La perception clinique des membres gravement mal alignés est souvent associée à des types particuliers de maladie telle l'insuffisance ligamentaire et l'arthrose ainsi l'instabilité articulaire (Derek et al., 2000).

Sur le plan sagittal, deux anomalies peuvent être remarquées. La première est le **Genu recurvatum**, qui se caractérise par une hyper-extension de l'articulation tibio-fémoral en avant.

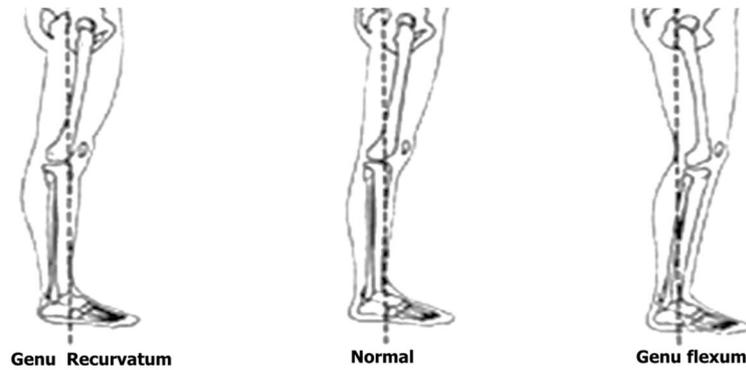


Figure I-13. Anomalies angulaire de genou sur le plan sagittal

D'après Janice K. Loudon et al ([Loudon et al., 1998](#)), le ***genu recurvatum*** est une position de l'articulation tibio-fémorale dans laquelle la portée du mouvement se produit au-delà du neutre ou 0° d'extension. Opérationnellement l'extension de genou est supérieure à 5° . Alors, le ***genu flexum*** se caractérise par une flexion où l'articulation tibio-fémorale ne peut pas se mettre en pleine extension. Les individus avec un genu recurvatum peuvent avoir des douleurs articulaires antéro médiales (ou post latéral) du genou dû aux forces de compression au niveau du compartiment tibio-fémoral médian. S'accompagnant à un alignement de varus ses forces s'accroissent ([Loudon et al., 1998](#)). L'augmentation de l'angulation de genou dans les déformations de varus, valgus augmentent la charge articulaire. Cet effet est plus remarquable dans la déformation de flexion. Bien que la répartition de la force entre les condyles du genou dépende de l'obliquité de l'axe du fémur par rapport au tibia. La position du centre de gravité du corps et des forces extérieures agissant sur le corps a un effet plus remarquable sur l'emplacement de ces charges ([Harrington, 1983](#)).

Les déformations de genou de l'adulte peuvent être le résultat de déformation d'enfance, ou due à une laxité ligamentaire. Il peut s'agir également d'une séquelle de fracture. La mal-rotation d'une fracture fémorale peut affecter l'alignement du plan frontal et sagittal et l'orientation du genou. La mal-rotation d'une fracture de la diaphyse fémorale interne et externe provoque un mauvais alignement et une mauvaise orientation dans le plan frontal, en fonction du niveau de la fracture et de l'amplitude de la mal-rotation. Ainsi, la rotation externe provoque un déplacement postérieur de l'axe porteur de poids dans le plan sagittal ([Gugenheim et al., 2004](#)). D'après Frank Noyes et al ([Noyes et al., 1992](#)), le genou varus avec une déficience en ligament croisé antérieur et

de laxité des ligaments latéraux augmentent les forces articulaires conduisant à une dégénérescence plus rapide du compartiment médian.

I.6 CONCLUSION

Les membres inférieurs ont une construction assez compliquée. Leurs rôles sont très importants. Dans les activités quotidiennes ou sportives les membres inférieurs sont soumis à des charges importantes. Bien que les forces externes et internes influencent le rendement de cette partie du corps. Les charges sont aussi influencées par les réponses des segments osseux et leurs géométries. Aussi, elles influent la construction structurelle, architecturale et la constitution massique et volumique de la matière osseuse. Les anomalies physiologiques ou pathologiques déterminent la réponse mécanique des segments. Dans les cas des anomalies d'alignement, la répartition de la matière trabéculaire répond aux exigences de ces anomalies (coxa valga ou coxa vara, genu valgum ou genu varum) en modifiant leur arrangement et agencement architectural. Les propriétés de tissus osseux dépendent de l'individu, du sexe, de l'âge et même de la localisation dans le segment osseux. Cette dépendance et réversibilité entre les différents paramètres biomécaniques suggèrent que leurs quantifications doivent prendre chaque cas individuellement. L'analyse des réponses mécaniques d'os sous une anomalie pathologique, une réparation chirurgicale ou implantation prothétique nécessitent la personnalisation. Afin de répondre à cette nécessité, des méthodes des modélisations numériques personnalisées ont été développées. Ces méthodes de modélisation seront abordées et discutées dans le prochain chapitre.

II MODELISATION ET ANALYSE MECANIQUE PAR ELEMENTS FINIS DE LA STRUCTURE OSSEUSE : FEMUR ET TIBIA

II.2	Introduction	49
II.1	Techniques d'imageries	49
I.1.1	Tomographie par rayon X (CT, QCT)	50
I.1.2	Tomographie périphérique (pQCT, HR-pQCT)	51
I.1.3	Micro-tomographie par rayon X (μ CT, SR μ CT)	53
I.1.4	Imagerie par résonance magnétique (IRM et μ IRM)	55
II.2	Modélisation de la structure osseuse	56
I.2.1	Modélisation numérique par éléments finis- principe	57
I.2.2	Géométrie et imagerie médicale	60
I.2.3	Le maillage	62
II.3	Détermination des propriétés mécaniques à partir de données tomographique	66
I.3.1	La densité osseuse et le niveau de gris	66
I.3.2	La densité osseuse et les propriétés mécaniques	70
I.4	Modélisations numériques du fémur et du tibia : revue	75
I.4.1	Le tibia in vitro vers in vivo	75
I.4.2	Le fémur in vitro vers in vivo	79
I.5	Conclusion	82

II.1 INTRODUCTION

La compréhension de la réponse de la structure osseuse dans les activités journalières avant et après un acte chirurgical est très importante. Les mesures des réponses mécaniques après rétablissement et réparation d'une structure dans les cas cliniques orthopédiques ou chirurgicaux, et les propriétés spécifiques au patient doivent être prises en considération. La revue du premier chapitre nous a montrés que les propriétés mécaniques et géométriques dépendent de l'individu, l'âge et le site dans lequel se situe le tissu osseux.

Pour comprendre le comportement des segments osseux des membres inférieurs, nombreuses méthodes existent (essais *in vitro*, mesures *in vivo*). Les modèles analytiques sont confrontés à des difficultés vues la complexité des structures et des systèmes d'équations. Les méthodes numériques des différences finies et les méthodes des éléments finis sont les plus couramment utilisées pour résoudre ce type de problème pour lesquelles une solution analytique est impossible. Dans l'analyse mécanique des structures complexes, telles que l'os, les modèles numériques sont nécessaires pour déterminer et pour comprendre le comportement du tissu osseux et pouvoir prédire la réponse de la structure globale à une sollicitation mécanique. Ce chapitre sera une revue sur la modélisation de la structure osseuse et les méthodes utilisées, partant des techniques non invasives qui nous renseigne sur les caractéristiques de la structure osseuses jusqu'à la personnalisation des modèles numériques.

II.2 TECHNIQUES D'IMAGERIES

L'évolution technologique a mis un panel de techniques aux mains des cliniciens et des chercheurs, permettent d'étudier directement ou indirectement divers aspects de l'os. Les techniques d'imagerie peuvent fournir différents types d'informations à différentes échelles. Alors que, des résolutions spatiales entre 5 et 10 μm sont appropriées pour étudier la microstructure osseuse, une résolution sous micrométrique est nécessaire pour examiner le niveau ultra-structurel et une résolution nanométrique est nécessaire pour obtenir des informations sur la structure cristalline. Parmi l'ensemble de ces techniques nous intéressons aux techniques les plus utilisées en modélisation (l'imagerie 3D).

II.2.1 Tomographie par rayons X (CT, QCT)

Différents types de tomographie informatisée, CT scan, sont nommés pour différentes utilisations selon les images qu'ils essayent d'enregistrer. Cependant, dans la plupart des cas, la technique de base du CT reste la même. La tomodensitométrie est une procédure d'imagerie qui utilise un équipement de rayons X spécial pour créer des images détaillées, ou des scans, des zones à l'intérieur du corps. On l'appelle aussi la tomographie axiale informatisée (CAT). La tomodensitométrie utilise un système rotatif synchronisé, composé d'une source et d'un détecteur de rayons X, qui tourne autour du patient et un ordinateur pour traiter l'information recueillie due au passage des faisceaux de rayons X à travers une zone d'anatomie. Les images créées sont des coupes transversales. Une série de coupes radiographiques remises bout à bout permettent la visualisation tridimensionnelle 3D des zones soumises au rayonnement. Alors que, l'utilisation d'un fantôme d'hydroxyapatite donne un scanner quantitatif « Quantitative CT, QCT » qui permet d'établir la correspondance entre atténuations des rayons X et densité osseuse.

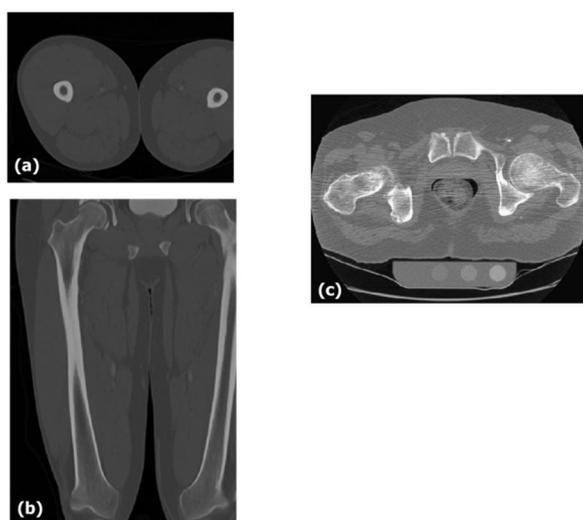


Figure II-1. Images de tomographie. (a) image de CT scan des fémurs (coupe axiale), (b) image de CT scan des fémurs (coupe coronale), (c) image de QCT scan de la colonne lombaire montrant une coupe axiale du corps, situé au-dessus d'un fantôme d'hydroxyapatite.

Le QCT permet la distinction entre l'os cortical et l'os spongieux, mais sa résolution de l'ordre de 300 à 500 μm dans le plan, pour des coupes de 1 à 3 mm ne peut pas quantifier la microarchitecture de l'os trabéculaire. A cette raison, un nouvel appareil a

été développé, permet de distinguer la microarchitecture trabéculaire avec une résolution de l'ordre 150 à 180 μm dans le plan, pour des coupes de 300 à 500 μm d'épaisseur (Graeff et al., 2007). Cet appareil appelé scanner à haute résolution « High resolution CT, HRQCT ». Bien que le temps d'acquisition soit court, le scanner permet l'accès à la géométrie tridimensionnelle, aux mesures assez précises de la densité osseuse DMO volumique pour une irradiation minime des patients, ainsi la résolution permet de distinguer l'os en compartiment cortical et trabéculaire. Ces scanners ont été beaucoup utilisés par nombreux auteurs afin d'évaluer l'influence de paramètres tels que l'âge et le sexe sur la géométrie, la qualité osseuse, la fragilité, la résistance et la structure à différents sites (fémur, tibia et vertèbre) (Marshall et al., 2007, 2006; Riggs et al., 2004; Sigurdsson et al., 2006). Aussi la tomographie a prouvé son efficacité et son intérêt pour le renseignement sur les traitements médicaux des maladies osseuses (Borggreffe et al., 2010; McClung et al., 2005; Sellmeyer et al., 2007).

II.2.2 Tomographie périphérique (pQCT, HR-pQCT)

Parmi les scanners dédiés aux mesures in vivo, le pQCT (peripheral QCT). Le scanner périphérique (pQCT) est devenu commercialement disponible au début des années 1990 (Rüeggsegger et al., 1991). Sa résolution atteint 200 à 500 μm dans le plan, pour des coupes de 500 μm d'épaisseur (Muller et al., 1994; Sievänen et al., 1998). En matière de résolution, un scanner périphérique de haute résolution (l'HR-pQCT) est disponible depuis 2005. Sa résolution isotopique peut atteindre 82 μm (Boutroy et al., 2005). Son application dans les études cliniques et de recherche a été déterminée, comme la meilleure technique pour étudier la microarchitecture trabéculaire in vivo (Boutroy et al., 2005; Genant et al., 2008). Les sites de mesure sont le radius, le tibia et le fémur. Cependant, la faible dose de rayonnement de pQCT permet de réaliser plusieurs mesures de multiples sites. Le temps de mesure peut prendre entre 2 et 3 minutes par coupe. Le pQCT offre les avantages de la QCT axiale. Il est capable de séparer l'os trabéculaire de l'os cortical ainsi de mesurer la densité osseuse DMO trabéculaire et cortical, qui reste cohérente avec l'âge. Puisque la technique est uniquement applicable au squelette périphérique, les mesures sont obtenues à un coût et une exposition au rayonnement beaucoup plus faible que le QCT axial. Le pQCT permet également d'évaluer la géométrie osseuse, les paramètres liés à la résistance des os et les zones transversales musculaires (Schönau, 1998).

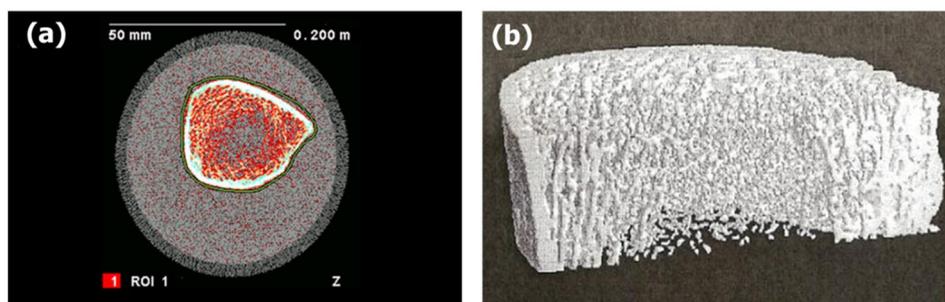


Figure II-2. Des images représentatives du tibia utilisant : (a) pQCT et (b) HR-pQCT (Lala et al., 2014).

Le pQCT et le HR-pQCT ont été utilisés dans nombreuses études concernant les maladies d'adulte ou d'enfant. L'application de ces techniques a permis d'améliorer la compréhension des changements liés à l'âge et des différences sexuelles dans la microarchitecture osseuse et à la résistance osseuse (Boutroy et al., 2005; Paccou et al., 2014; Sornay-Rendu et al., 2007; Vico et al., 2008). Le pQCT a été également utilisé dans la recherche pédiatrique. Les maladies chroniques potentiellement menaçantes la santé osseuse chez les enfants et les adolescents ont été abordées (Adams et al., 2014) aussi l'évaluation du développement osseux chez les enfants en bonne santé (Leonard et al., 2004; Neu et al., 2001; Rauch et Schoenau, 2001; Schönau, 1998) et ceux à risque de mauvaise santé osseuse (Bechtold et al., 2005). En outre, des études des effets de l'exercice et du calcium sur la masse osseuse et la géométrie ont utilisé cette technique (Heinonen et al., 2001; Ward et al., 2005). A l'heure actuelle, des chercheurs trouvent que la pQCT peut représenter une approche fonctionnelle valide pour surveiller les effets bénéfiques et nocifs des thérapies médicamenteuses, de l'alimentation et de l'exercice, ainsi que les résultats de la maladie sur la santé osseuse (Stagi et al., 2016). D'autre part, Deena Lala et al (Lala et al., 2014) ont obtenu presque toutes les mesures de densité et de géométrie osseuses trabéculaire et corticales, avec pQCT et HR-pQCT. Ces mesures étaient fortement corrélées mais plusieurs variables étaient sur ou sous-estimées avec pQCT. Ils recommandent aux chercheurs ou aux cliniciens intéressés à utiliser le pQCT de prendre en compte les différences entre HR-pQCT et pQCT. Une étude récente (Zhou et al., 2016) a montré que les propriétés morphologiques et mécaniques de l'os du tibia et du radius humains peuvent être évaluées par des mesures à base de HR-pQCT en validant l'analyse morphologique standard des images HR-pQCT avec celles

des images micro-tomographie correspondantes des segments du radius et du tibia distal.

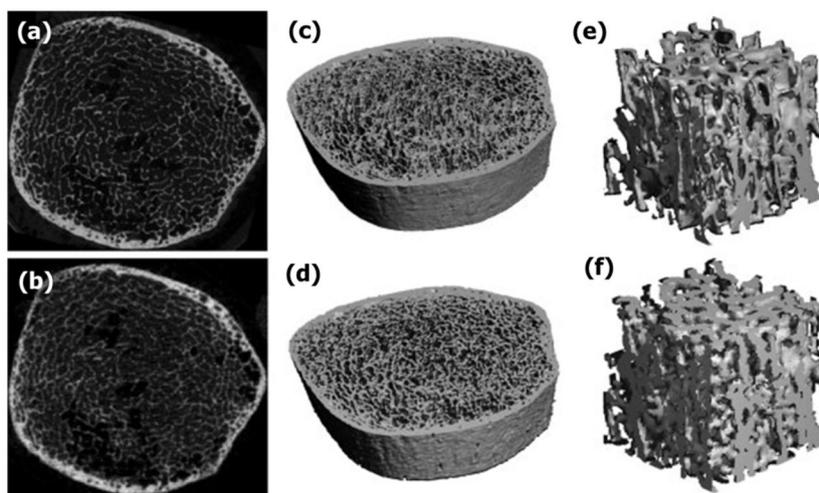


Figure II-3. Les images HR-pQCT et μ CT du tibia distal humain. La première rangée montre les images μ CT haute résolution, et la deuxième rangée montre les images HR-pQCT correspondantes (Liu et al., 2009).

II.2.3 Micro-tomographie par rayons X (μ CT, SR μ CT)

La micro-tomographie (micro-CT) s'agit de la technique tomographique dont la résolution est très haute. Cette méthode permet d'atteindre des résolutions spatiales comprises entre 1 et 100 μ m. La première reconstruction tridimensionnelle a été réalisée par Feldkamp *et al* avec une résolution de 50 μ m en utilisant de faisceaux de rayons X coniques associés à un algorithme de reconstruction (Feldkamp et al., 1989). Les micro-scanners de laboratoire ont permis d'acquérir la microarchitecture d'un échantillon osseux en quelques minutes à quelques heures en fonction de la taille de voxel (Kohlbrenner et al., 2000). La micro-tomographie est généralement utilisée pour analyser un spécimen osseux obtenu par biopsie. Elle peut fournir des informations qualitatives et quantitatives sur la structure osseuse en particulier la structure trabéculaire (Ruegsegger et al., 1996). L'architecture d'échantillons d'os trabéculaire acquis en trois dimensions permet d'effectuer des mesures de paramètres morphologiques (Guldberg et al., 2004; Hildebrand et al., 1999). Le Micro-CT a permis de caractériser la morphologie osseuse trabéculaire sur différents sites et les changements structuraux en fonction de l'âge (Ding et Hvid, 2000). La technique micro-CT a permis également d'étudier l'architecture osseuse trabéculaire et de l'interface

biomatériau-os (Zhang et al., 2016). Plusieurs études (Barbetta et al., 2012; Kinney et al., 2009) ont montré la pertinence de l'imagerie microscopique par rayons X. La capacité des changements d'image microscopique séquentiels, dans l'architecture 3D des os trabéculaires in vivo, a permis d'explorer les premiers stades de la perte osseuse hypoestrogénique et de tester plus rapidement l'efficacité de nouveaux traitements cliniques pour ce problème de santé selon J.H. Kinney et al (Kinney et al., 2009). La pertinence de la technique de la micro-tomographie 3D μ CT a été éprouvée en comparant des données tridimensionnelles par cette technique aux mesures histologiques à partir des sections 2D en deux dimensions, (Barbetta et al., 2012; Müller et al., 1998; Thomsen et al., 2005).

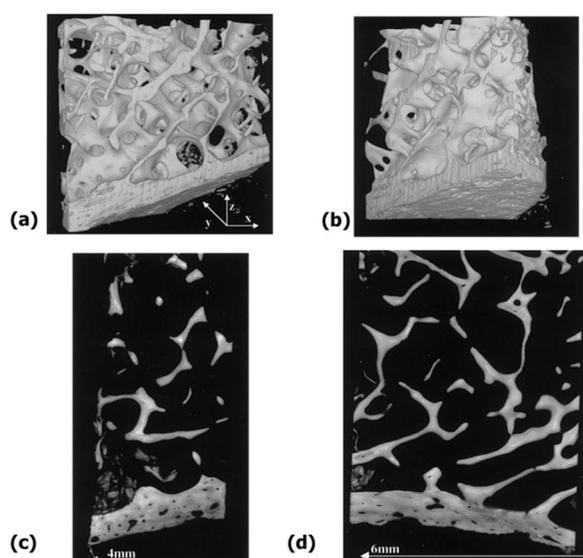


Figure II-4. Des images d'une biopsie de crête iliaque reconstruite à partir de SR- μ CT. (a, b) Images 3D. (c, e) des coupes 2D (Nuzzo et al., 2002).

Bien que la micro-tomographie 3D (micro-CT) supplante progressivement l'histomorphométrie standard pour l'analyse de la microarchitecture osseuse, la tomographie synchrotron apparaît plus avantageuse. Cette technique non destructive fournit des images tridimensionnelles avec une résolution spatiale très élevée et isotrope dans les trois directions spatiales. L'utilisation du rayonnement synchrotron (RS) couplée à la micro-CT au lieu des rayons X standard présente des avantages supplémentaires en matière de qualité d'image et rapport signal-bruit. Grâce aux propriétés du rayonnement synchrotron. Cette modalité permet d'étudier simultanément la microstructure osseuse et la minéralisation osseuse. Ainsi, le micro-CT de rayonnement synchrotron (RS) fournit des images tridimensionnelles de structure

osseuse à très haute résolution de quelques micromètres dans des temps d'exposition relativement courts. Le rayonnement synchrotron est produit lorsque des électrons relativistes sont accélérés par un champ magnétique. Le rayonnement est émis dans un cône étroit dans la direction du chemin de l'électron. RS micro-CT a prouvé sa précision d'évaluer la microarchitecture osseuse trabéculaire dans un grand sous-ensemble d'échantillons osseux humains (Chappard et al., 2006). En outre, la possibilité offerte par RS micro-CT pour régler l'énergie plus élevée que pour l'os trabéculaire est un atout important pour obtenir des images quantitatives de l'os cortical (Bousson et al., 2004). De même, cette technique a été appliquée pour étudier les effets d'un traitement médical de l'ostéoporose (Nuzzo et al., 2002).

II.2.4 Imagerie par résonance magnétique (IRM et μ IRM)

Les images RM sont fondamentalement différentes des images CT. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est basée sur un phénomène physique assez complexe de résonance magnétique nucléaire qui est essentiellement l'échange d'énergie entre les particules élémentaires placées dans un champ magnétique fort et le champ électromagnétique irradiant d'une fréquence particulière. Il est, précisément pris et régi par des lois de la mécanique quantique. La conséquence de la composition chimique différente, la moelle osseuse et la structure osseuse présente une différence de susceptibilité magnétique. En appliquant une combinaison d'ondes électromagnétiques à haute fréquence sur une partie du corps et en mesurant la réponse émise par certains atomes, on peut déterminer la nature des tissus biologiques en chaque point du volume image. L'imagerie par IRM a émergé comme une méthode potentielle pour déterminer, à la fois, la densité et la structure osseuses. Les efforts récents ont été orientés vers la quantification de l'architecture osseuse trabéculaire. Dans les images osseuses trabéculaire, acquises selon les techniques d'IRM, les structures correspondant à la matrice osseuse minéralisée apparaissent sombres. Alors que les régions à grande luminosité correspondent aux espaces inter-trabéculaire remplis de moelle osseuse. Les images RM montrent les composants des tissus mous (moelle osseuse, graisse, muscle).

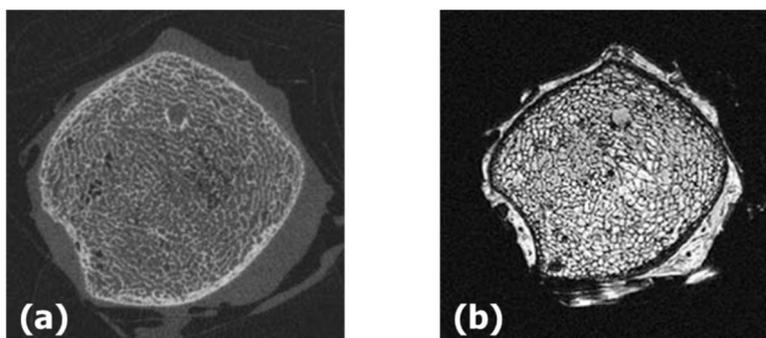


Figure II-5. Des images de Tibia. (a) HR-pQCT (taille isotropique du voxel de $82 \mu\text{m}^3$), et (b) de l'IRM acquise une taille voxel de $156.25 \mu\text{m}$ dans le plan et $500 \mu\text{m}$ axialement (Krug et al., 2008).

Plusieurs études in vitro et in vivo ont été mener, utilisant les mesures dérivées de l'IRM, pour évaluer la structure trabéculaire à la résistance et les maladies osseuses telles que l'ostéoporose (Krug et al., 2008; Majumdar et al., 1996). Dans toutes les techniques d'imagerie, l'imagerie par rayon X (radiographie et CT scan) est la technique la plus répandue dans le monde. Elle semble appropriée pour l'analyse des structures osseuses ou articulaires. Elle permet d'accéder à des informations plus fiables sur la structure osseuse mieux que l'IRM.

II.3 MODELISATION DE LA STRUCTURE OSSEUSE

La composition complexe de l'os a conduit aux différentes approches de modélisation en prenant en considération l'échelle hiérarchique (l'échelle macroscopique, l'échelle microscopique et même cellulaire).

La modélisation macro-mécanique consiste soit : à utiliser un comportement mécanique uniforme pour le volume entier pour lequel les propriétés sont issues des essais expérimentaux, soit l'utilisation d'un volume élémentaire représentatif ayant un comportement approximatif représente le comportement moyen de cette portion de structure osseuse. Généralement les propriétés mécaniques de ces éléments représentatifs sont basées sur des informations de densité obtenues par imagerie médicale à faible résolution. Cette approche est utilisée pour modéliser le comportement global d'os entier tel que le fémur et le tibia.

La modélisation par approche micromécanique est une méthode d'homogénéisation. Cette méthode allie les effets induits par les hétérogénéités à

l'échelle microscopique, et le comportement du matériau à l'échelle macroscopique. Elle consiste à identifier et utiliser des propriétés homogènes équivalentes d'un matériau hétérogène à partir des propriétés de chacune de ses phases. Cette méthode a été appliquée par Hollister et al ([Hollister et al., 1991](#)) pour étudier la mécanique de l'os trabéculaire. Quant à Mullins et al ([Mullins et al., 2007](#)) ont développé des modèles d'éléments finis de cellule unitaire pour étudier l'effet de la morphologie microstructurale sur les propriétés macroscopiques de l'os cortical. D'autre part, un modèle multi-échelle qui considère les deux niveaux supérieurs, l'os entier et l'architecture trabéculaire, a été utilisé pour l'étude de l'adaptation et le remodelage de tissus osseux ([Gonçalves Coelho et al., 2011](#)).

La modélisation par approche méso-mécanique permet de modéliser le tissu trabéculaire en intégrant une architecture idéalisée ou réelle et une loi de comportement dans le même modèle en se rapprochant de la réalité.

II.3.1 Modélisation numérique par éléments finis- principe

La méthode des éléments finis (MEF) est une procédure pour la solution numérique des équations qui régissent les problèmes trouvés dans la nature, décrits par des équations exprimées sous forme différentielle ou intégrale. La méthode des éléments finis MEF est une technique numérique pour résoudre des équations partielles ou intégrales partielles. En général, l'analyse mécanique EF est basée sur l'équation d'équilibre.

$$F=KU$$

Où K est la matrice de rigidité globale, U est le déplacement nodal global et F est la force nodale globale. La matrice de rigidité globale dépend des propriétés des matériaux et des propriétés géométriques de l'élément du maillage. Elle est composée des matrices de rigidité des éléments individuels.

Les méthodes numériques, plus précisément, les méthodes des éléments finis ont longtemps été utilisées dans la mécanique structurale et ont été introduites pour prédire le comportement des systèmes biologiques complexes, biomécaniques et orthopédiques ([Huiskes et Chao, 1983](#)). L'évolution et la disponibilité d'ordinateurs puissants abordables ont permis de traiter diverses caractéristiques spécifiques et comportement

des systèmes biomécaniques. Ainsi, les progrès de la reconstruction d'images ont encouragé les applications des méthodes numériques. Les difficultés techniques, les limitations et les coûts impliqués dans les études expérimentales *in vitro* et *in vivo* ainsi que les préoccupations éthiques ont encore encouragé l'utilisation d'études de modèles informatiques dans diverses branches de la biomécanique et de l'orthopédie. L'application de ces méthodes de calculs en biomécanique est de plus en plus répandue mais le défi est de prendre en compte les différentes caractéristiques des modèles numériques d'une personne à une autre. La présence d'imageries médicales a permis l'amélioration des modèles. L'exactitude des prédictions dans une étude de modèle dépend directement des hypothèses faites dans le développement du modèle, y compris les données d'entrée, l'analyse et l'interprétation des résultats. Il ne faut pas négliger l'importance de l'influence des simplifications sur les résultats ainsi que sur l'expérience et l'analyse.

Le membre inférieur est un système complexe. Les segments osseux avec le soutien et le contrôle des muscles, sont soumis à des lourdes tâches et des grandes charges. En raison de la difficulté d'analyser le système dans son ensemble, les chercheurs le subdivisent souvent en plusieurs régions et les étudient séparément. Afin de réussir, devraient représenter de façon réaliste les conditions aux limites entre les régions. Ces modèles isolés ne peuvent pas s'attendre à manifester toutes les caractéristiques de réponse présentes au système global. En raison de la géométrie irrégulière tridimensionnelle, des arrangements matériels non homogènes, des charges et des mouvements complexes importants, et une réponse non linéaire, y compris le contact aux articulations facettées, la méthode des éléments finis est l'approche la plus appropriée pour l'analyse de cette structure.

L'analyse par les méthodes des éléments finis est basée sur des étapes principales. La première étape est la modélisation **géométrique** où les géométries peuvent être représentées en termes de points, de lignes, de zones et de volume, comme elles peuvent être représentées par des pièces géométriquement simples. Une géométrie d'un segment osseux peut être reconstruite utilisant les données de la scannographie médicale. Dans une seconde étape, un processus de discrétisation convertit le modèle géométrique en modèle éléments finis en divisant l'objet en plusieurs petits éléments connectés entre eux par des nœuds formant **le maillage** de la structure. Les éléments

pourraient être unidimensionnels, bidimensionnels ou tridimensionnels et sous diverses formes. Les choix du maillage et du type d'élément doivent être adaptés au problème posé.

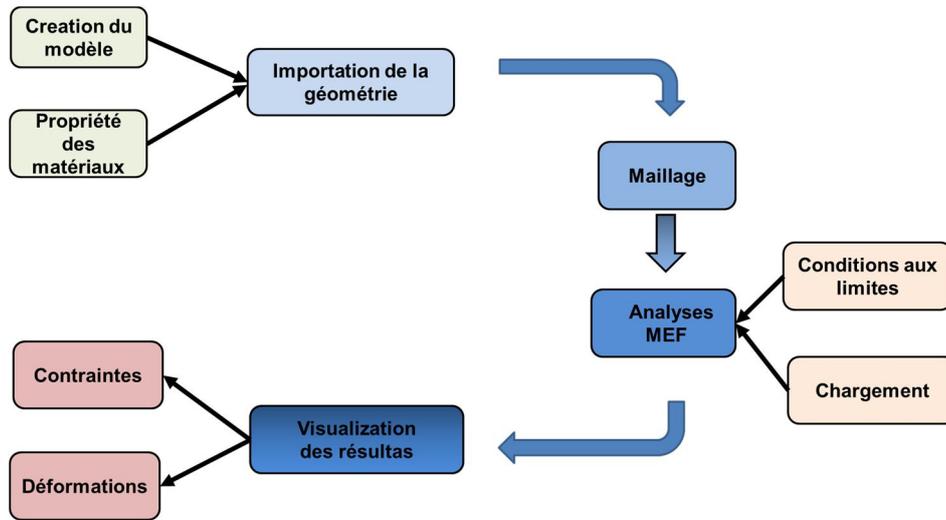


Figure II-6. L'analyse par la méthode des éléments finis.

La méthode des éléments finis est généralement utilisée pour obtenir une solution à un problème mécanique et déduire la réponse d'une structure mécanique au terme de contraintes et de déformations sous l'application des forces à différents points de l'objet. A cet effet, la configuration de la modélisation nécessite l'établissement d'une loi régissant *le comportement mécanique* de chacun des éléments, l'affectation des propriétés mécaniques à cette géométrie ainsi que les conditions de chargement et les conditions aux limites. Une personnalisation des propriétés mécaniques, de l'os spongieux et l'os cortical, est permise par l'imagerie médicale. Des mesures des densités osseuses obtenues par imagerie seraient utilisées pour prédire les paramètres mécaniques. Dans une étude de modèle, l'exactitude des prédictions dépend directement des hypothèses sous-jacentes faites dans le développement du modèle, y compris les données d'entrée, l'analyse et l'interprétation des résultats ultérieurs. Par ailleurs, la validation d'un modèle par comparaison de ses prédictions avec les résultats in vitro et in vivo devrait être prise. Des comparaisons devraient être utilisées pour affiner un modèle qui réplique les caractéristiques essentielles d'un système biologique aussi proche que possible. Des données expérimentales peuvent être utilisées pour le développement et la mise en œuvre adéquate des modèles. Aussi, un rapprochement ou une confrontation à d'autres modèles pour identification des modes de réponse des

tissus osseux est adoptée afin d'améliorer la précision et la valeur des prédictions du modèle.

II.3.2 Géométrie et imagerie médicale

Pour les études des segments osseux ou les structures osseuses, différents modèles seraient utilisés se basant sur la construction de la forme géométrique. La construction des modèles de la structure osseuse dépend de l'objectif de l'étude et la précision recherchée. Des **modèles génériques** présentent des segments osseux sous une forme géométrique simplifiée. Cette géométrie est paramétrable en fonction des données de la littérature ou de mesures (CT scan, et des radiographies *in vitro*, etc.). D'autres modèles idéalisés sont réalisés par des formes symétriques par rapport au plan sagittal, ce qui réduit les temps de calcul.

Par ailleurs, des modèles géométriques tridimensionnels précis et anatomiquement corrects des os ou des sections osseuses humaines sont essentiels, soit pour analyser la réponse de ces structures avec des anomalies ou des déformations, soit pour évaluer leurs réponses sous les charges physiologiques et leurs adaptations pour une planification préopératoire réussie en chirurgie orthopédique. A cet effet, des modèles personnalisés seraient réalisés. Ces modèles 3D d'os sont généralement créés à partir de la tomographie (CT) ou de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Des systèmes et des logiciels sont élaborés pour la création des modèles polygonaux personnalisés des os humains qui reposent sur l'utilisation des données et des paramètres tirés des instruments d'imagerie médicale. En fonction de leur résolution d'investigation, ces techniques d'imagerie permettent de calculer des paramètres géométriques et architecturaux plus ou moins proches des valeurs réelles.

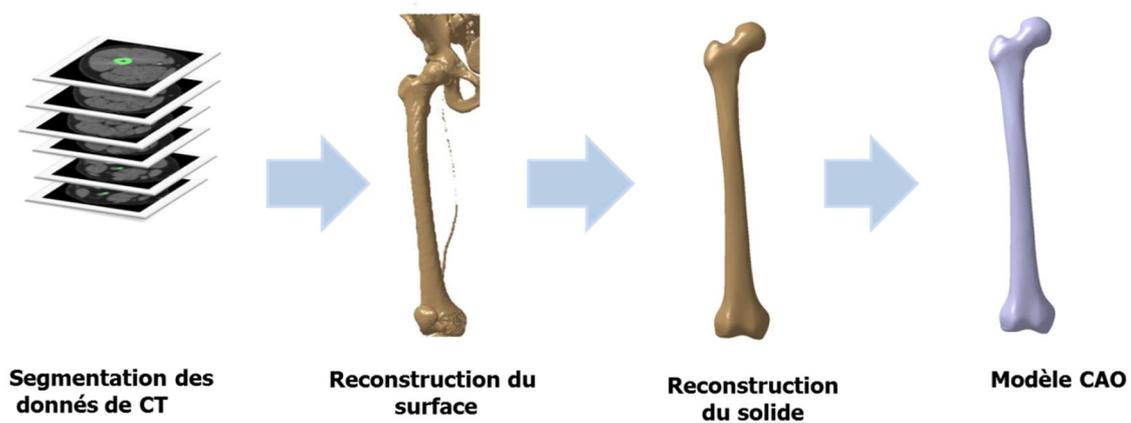


Figure II-7. Reconstruction du modèle géométrique du fémur humain.

Les principes fondamentaux des méthodes de reconstruction tridimensionnelle sont basés sur les techniques de rendu surfacique ou volumique (Fig. II.7). L'acquisition des séries de coupes (coupe par coupe) réalisées avec un CT-Scan permet d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle d'une structure anatomique. Les techniques de reconstruction 3D sont basées sur une segmentation automatique et/ou manuelle des structures à reconstruire dans les images 2D. Cette segmentation permet de rechercher les pixels de même intensité lumineuse représentant le même objet pour les relier en utilisant des algorithmes appropriés. Un ensemble des polygones génèrent une surface approximative. En utilisant d'autres algorithmes de lissage, les surfaces obtenues seront très proches de la réalité. Pour l'IRM, la reconstruction 3D utilise les mêmes méthodes appliquées que celles appliquées en tomographie, elles sont basées sur les algorithmes types « marching cube ». La qualité et la précision des modèles reconstruits par CT-scan ou par IRM dépendent de la résolution spatiale définie au moment de l'acquisition, la distance entre les deux coupes successives, la qualité de la segmentation et l'algorithme de reconstruction utilisé. Cependant, si l'IRM est la référence pour l'analyse des tissus mous (riches en eau), cette modalité d'imagerie n'est pas l'outil de prédilection pour l'évaluation morphologique de structures osseuses. L'avantage des méthodes de reconstruction 3D, par CT-scan, est de permettre d'accéder à la géométrie de n'importe quelle structure osseuse bien que la précision des modèles 3D dépende des paramètres d'acquisition. Les fortes doses d'irradiation de la haute résolution spatiale font de la méthode trop irradiante pour une application clinique courante dans le cadre du suivi de pathologies nécessitant un accès à des informations 3D. En revanche, les principes

physiques de l'IRM rendent difficiles leurs utilisations en vue de modélisation 3D de structures osseuses (Sun et al., 2005).

II.3.3 Le maillage

II.3 3.1 Génération du maillage

La génération d'un maillage d'éléments finis est une tâche clé et importante avant l'analyse d'une structure. Alors que la génération de mailles 1D et 2D peut encore être tentée à la main, la génération de maille 3D est une tâche extrêmement difficile, qui requiert des algorithmes sophistiqués et des logiciels spécialisés. La génération de mailles est devenue dans ces derniers temps un axe de recherche en soi. Les mailles d'éléments finis peuvent être divisées globalement en mailles *structurées* et *non structurées*. Les mailles structurées peuvent être de taille d'éléments uniformes ou non uniformes. **Les mailles structurées** peuvent être générées semi automatiquement par les *méthodes de mappage*. Ces méthodes sont basées sur des techniques de cartographie isoparamétrique. Deux grands types de formes de mailles sont possibles à partir de bases quadrangulaires (hexaèdres) ou triangulaires (tétraèdres). Pour produire un maillage, une subdivision des domaines manuellement, sera faite et ensuite ces sous-domaines seront mappés. Mais le processus manuel est difficile pour les géométries 3D complexes. Par contre, **les mailles non structurées** sont généralement conçues pour générer des éléments triangulaires (en 2D) et des éléments tétraédriques (en 3D). Ce genre de maillage convient pour discrétiser des objets avec une géométrie irrégulière complexe et implique généralement des éléments de différentes tailles. Il est également idéal pour le raffinement adaptatif des mailles (Boutroy et al., 2005).

En général, les analyses se sont fortement appuyées sur l'élément hexaédrique à 8 nœuds, appelé «brique» pour les géométries simples, dans lesquelles il est possible de construire un maillage « à la main ». Cependant pour des géométries plus complexes, l'analyse doit compter sur des générateurs de mailles automatiques (ou semi-automatiques) produisent des mailles en éléments tétraédriques plutôt que des éléments hexaédriques. La raison en est qu'un domaine 3D général ne peut pas toujours être décomposé dans un assemblage de briques. Cependant, il peut toujours être représenté comme une collection d'éléments tétraédriques.

Dans le domaine biomécanique et en particulier l'analyse des structures osseuse par éléments finis, ou la géométrie est très complexe, différentes méthodes de génération de maillages ont été utilisées. Comme nombreuses études ont fait l'objet de vérification de l'influence du maillage sur la réponse des modèles et la précision des résultats. Dans la plupart du temps des modèles éléments finis de la structure osseuse seraient créés à partir des images tridimensionnelles acquises par la tomographie CT scan ou l'IRM. Les approches principales permettant de réaliser le maillage de cette structure osseuse sont : la conversion directe des voxels en éléments hexaédriques ou la conversion des voxels en éléments tétraédriques. Pour l'os trabéculaire les éléments poutres seraient aussi utilisés.

II.3 3.2 Entre Le maillage hexaédrique et le maillage tétraédrique

Le développement de modèles d'éléments finis directement à partir d'images numériques en convertissant chaque voxel d'images en un élément fini hexaédrique a été proposé par plusieurs auteurs, soit pour la modélisation macroscopique, mésoscopique ou microscopique ([Camacho et al., 1997](#); [Guldborg et al., 1998](#); [Merz et al., 1996](#); [Van Rietbergen et al., 1996](#)). Cette méthode exige que les images soient segmentées pour déterminer les voxels qui représentent la structure. Utilisant cette méthode, les modèles peuvent être générés très rapidement et qui permettent généralement une analyse des contraintes relativement précise. Par ailleurs, les surfaces résultantes de cette méthode sont des surfaces déchiquetées, ont une forme des marches d'escalier. Les arêtes vives de cette forme peuvent induire des artefacts de simulation tels que des concentrations de contraintes excessives. Pour éliminer ces singularités, un lissage serait utilisé ([Boyd et Müller, 2006](#); [Camacho et al., 1997](#)). En outre, l'uniformité des modèles a été étudiée. Pour les os longs, des modèles à base de voxel, construits à partir du même ensemble de données d'imagerie mais avec une structure uniforme et non uniforme ont été comparés. Le modèle basé sur le voxel de structure non uniforme prédisait plus précisément une réponse de déformation axiale ([Pfeiler et al., 2007](#)). En outre, une approche a approuvé son efficacité, elle était utilisée pour mailler le fémur, le tibia et le membre inférieur complet utilisant un maillage en briques non structuré ([Little et al., 1986](#); [Taddei et al., 2004](#); [Untaroiu et al., 2013](#)). Cette technique crée des éléments hexaédriques approximativement de la même taille à l'intérieur du modèle.

Ensuite, les éléments hexaédriques marginaux sont projetés sur les limites du modèle. Des algorithmes d'optimisation de mailles ont été utilisés pour assurer sa qualité. Par ailleurs et à partir des mêmes acquisitions et les mêmes images numériques, des modèles d'éléments finis en maillage tétraédrique ont été développés (Müller et Rügsegger, 1995). Les mailles seraient construites en convertissant les voxels en éléments tétraèdres grâce à des algorithmes de traitement d'images. Les voxels sont subdivisés en éléments tétraédriques dont la forme dépend des voxels voisins.

Entre les deux méthodes de maillage (le maillage basé sur la conversion directe des voxels en élément de brique et le maillage en tétraèdres), le maillage tétraédrique permet d'obtenir une surface régulière et plus réaliste que celle obtenue dans le cas de maillage hexaédrique. Des méthodes de maillage tétraédrique ont été développées dédiées à la modélisation macroscopique représentant l'os entier. D'autres modèles ont été développés pour représenter la microstructure de l'os trabéculaire à partir des images de très haute résolution (Alberich-Bayarri et al., 2007; Müller et Rügsegger, 1995). Concernant les performances de ces deux méthodes de maillage, Cifuentes et al (Cifuentes et Kalbag, 1992) ont montré que les résultats obtenus avec des éléments tétraédriques quadratiques et éléments hexaédriques étaient équivalents en termes de précision et de temps de calcul. Cependant, le nombre de nœuds et d'éléments dans un modèle éléments finis détermine les coûts de calcul et aussi la précision des résultats (Guldborg et al., 1998). En général un maillage tétraédrique génère environ 15 fois plus d'éléments qu'un maillage hexaédrique consécutivement conduit à du temps de calcul considérable et demande des ressources informatiques importantes par rapport à une modélisation en éléments briques.

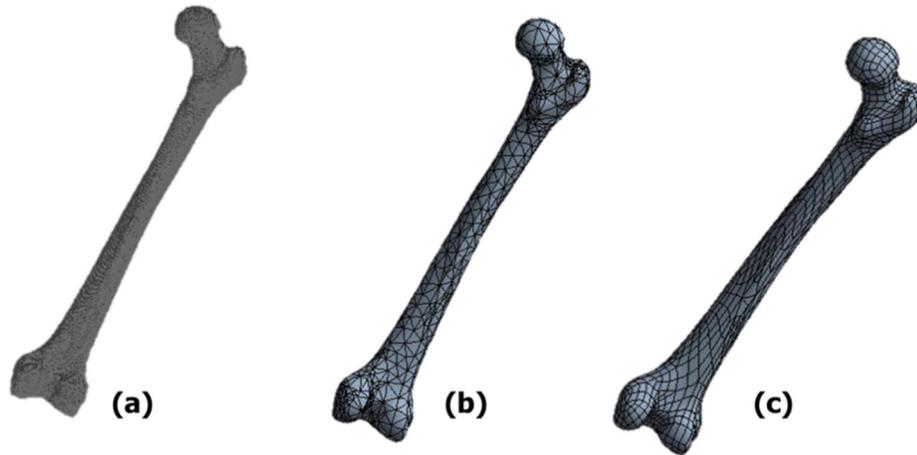


Figure II-8. Exemples de maillages d'un fémur. (a) maillage à base de voxel, (b) maillage tétraédrique, (c) maillage hexaédrique.

Marco Viceconti et al ([Viceconti et al., 1998](#)) ont comparé et évalué différentes méthodes de maillage à base des éléments hexaédriques et tétraédriques. Deux modèles du fémur humain ont été créés. Un modèle a une géométrie simplifiée de référence et l'autre d'une géométrie réaliste. Les méthodes ont été évaluées en termes d'effort humain et informatique nécessaire pour effectuer l'analyse complète et en termes d'exactitude. La comparaison a démontré que chaque méthode présente des avantages et des inconvénients et peut-être la meilleure pour des situations spécifiques. Les auteurs ([Viceconti et al., 1998](#)) ont trouvé que la méthode de maillage hexaédrique a été la méthode la plus précise avec une précision de l'ordre de 1.4% pour les déplacements et les contraintes. Cependant, la méthode du maillage tétraédrique n'était que légèrement moins précise. Les éléments hexaédriques semblent donner des résultats plus précis que les éléments tétraédriques mais les temps de calculs et les ressources informatiques nécessaires pour les modèles hexaédriques sont encore supérieurs aux modèles tétraédriques. Par ailleurs le maillage à base du voxel est le moyen le plus rapide et le plus simple de produire un maillage 3D à partir d'un ensemble de données CT. Bien que la surface en marches d'escalier du modèle hexaédriques crée des artefacts au niveau de la surface ce qui conduit à un champ de contraintes irrégulières. Le lissage de surface peut également être utilisé et recommandé pour affiner le maillage à base de voxel.

A. Ramos et al ([Ramos and Simões, 2006](#)) ont mené une autre étude comparative utilisant une géométrie simplifiée de fémur proximal comme référence (les mêmes

géométries de fémur proximal que celle de Viceconti et al) pour évaluer l'influence de la densité du maillage et du type d'élément. Cette étude a montré que, dans le modèle simplifié du fémur, l'élément linéaire tétraédrique permettait des résultats plus proches que les théoriques, mais les éléments quadratiques hexaédriques semblent plus stables et moins influencés par le degré de raffinement du maillage. Pour le fémur proximal réaliste, les résultats obtenus ont montré que les éléments tétraédriques de premier et second ordre dépendent davantage du degré de raffinement des mailles que des mailles constituées d'éléments hexaédriques. Bien que les résultats obtenus des éléments tétraédriques et hexaédriques d'ordre premier et second n'aient pas montré de différences significatives.

II.4 DETERMINATION DES PROPRIETES MECANIQUES A PARTIR DES DONNEES TOMOGRAPHIQUES

L'attribution des propriétés mécaniques, pour l'analyse par la méthode des éléments finis, dépend généralement des modèles utilisés. Pour les modèles génériques, les propriétés sont issues de la littérature. Une propriété unique est alors attribuée à l'ensemble de l'os spongieux ainsi à l'os cortical. Le matériau utilisé est représenté par différents comportements, isotrope ou anisotrope. Les propriétés mécaniques varient alors, fortement entre les études.

Concernant les modèles personnalisés, des propriétés mécaniques aussi seraient personnalisées. Les propriétés mécaniques seraient affectées à partir des niveaux de gris des images du scanner du patient. Les niveaux de gris des images permettent de calculer la densité de l'os. Une corrélation de la densité osseuse avec le module d'Young permet de connaître, pour chaque élément, le module élastique qui lui est attribué. En affectant à chaque élément son module d'Young des modèles personnalisés, avec une variation progressive des propriétés mécaniques, et non deux matériaux distincts seront obtenus. Les données et les mesures de l'imagerie médicale permettent de prendre en compte l'inhomogénéité de la structure osseuse.

II.4.1 La densité osseuse et le niveau de gris

La tomodensitométrie (CT) est régulièrement utilisée en biomécanique, car elle fournit une méthode non invasive pour récupérer la géométrie des os et pour estimer les propriétés locales des matériaux et leurs densités (Brett et Brown, 2015). La

tomographie par RX est un outil peut fournir la mesure des coefficients d'absorption des matériaux. L'atténuation du rayonnement dans un matériau dépend de la densité et de la composition chimique du matériau (Rutherford et al., 1976). En outre, les propriétés mécaniques (rigidité et résistance élastiques) des os dépendent fortement de leur densité (Keller, 1994). Donc, les propriétés mécaniques dépendent de la relation entre les valeurs de l'atténuation et la densité osseuse.

Chaque image ou chaque coupe CT représente un plan spécifique dans le corps du patient. Les données qui forment la coupe de CT sont sectionnées en milliers d'éléments de pixels, créent l'image à deux dimensions (en prenant en considération l'épaisseur on aura les voxels). La grille obtenue est une matrice formée à partir des lignes et des colonnes de pixels, leur nombre total est le produit du nombre de lignes et du nombre de colonnes, (exemple $512 \times 512 = 262144$). Les structures, en pixel d'une image CT, sont représentées par différentes nuances de gris. La création de ces nuances de gris repose sur les principes fondamentaux du rayonnement. Un faisceau de rayons X se compose de faisceaux d'énergie appelés photons traversent une structure donnée. Les photons se dispersent et peuvent être absorbés en quantités variables, en fonction de la force (énergie photonique moyenne) du faisceau de rayons X et des caractéristiques de la structure. La mesure de la réduction du faisceau est le phénomène d'atténuation. La quantité de rayons X qui est dispersée ou absorbée par unité d'épaisseur est exprimée par le coefficient d'atténuation linéaire (μ). Les différences dans les coefficients d'atténuation linéaire sont responsables du contraste de l'image par rayons X. En CT scan, l'image reflète directement la répartition des coefficients d'atténuation linéaire.

La valeur de pixel dans une image CT donne une mesure de la quantité de rayonnement atténuée dans le matériau à l'emplacement du pixel. Les valeurs de pixel sont données par des unités Hounsfield (HU) sous forme d'échelle sans dimension ce qui signifie qu'elles sont normalisées selon l'équation.

$$HU = 1000 \left(\frac{\mu_{os} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \right)$$

Sur cette échelle, comme défini par l'équation en dessus, l'eau a une valeur HU de zéro. L'atténuation des rayons X dans l'air est pratiquement nulle, ce qui donne une valeur HU de -1000. Les objets, avec une atténuation du faisceau inférieure à celle de

l'eau, ont un nombre négatif associé. A l'inverse, les substances avec une atténuation supérieure à celle de l'eau ont une valeur d'Hounsfield proportionnellement positive.

L'atténuation des rayons X dépend non seulement de la densité électronique mais aussi de la composition atomique du matériau. En outre, le numéro de CT dépend également du spectre d'énergie photonique, de la sensibilité du détecteur et éventuellement d'algorithmes de reconstruction (Brooks et Chiro, 1976; Cann, 1988). Dans les matériaux ayant une composition chimique près de l'eau, les valeurs HU resteront largement inchangées par les variations du spectre des rayons X. Cependant, dans l'os, les photons seront atténués différemment en raison de leur teneur en calcium. Donc, le nombre d'Hounsfield de tissus varie en fonction de la densité du tissu, plus le nombre est élevé, plus le tissu est dense. La détermination d'une corrélation linéaire entre l'HU et la densité s'appelle le calibrage de l'ensemble des données CT. Nombreuses études (Goodsitt, 1992; Kalender et al., 1995; Kaneko et al., 2004, 2003) ont utilisé des fantômes de calibrage pour lier les valeurs d'atténuation des pixels des CT scans à une unité de mesure standardisée. Ces fantômes sont composés de différents matériaux avec un contenu minéral connu. A partir des valeurs d'échelle de gris dans les images des différents matériaux fantômes, une relation entre le contenu minéral et les valeurs d'atténuation serait établie. L'atténuation du rayonnement dans différents matériaux a été décrite dans les études de la radiothérapie et le calcul de la dose de rayonnement (Rutherford et al., 1976; Schneider et al., 1996, 2000). En outre, la valeur d'Hounsfield a été utilisée directement pour déterminer les altérations de la qualité osseuse dans certaines études (Budoff et al., 2010). Pour les modèles personnalisés d'éléments finis les coefficients de calibration dérivés du fantôme ont été directement utilisés (Bessho et al., 2007; Reggiani et al., 2007; Taddei et al., 2006), tandis que la relation entre la valeur HU et la densité osseuse a été analysé pour l'estimation des propriétés mécaniques (Schileo et al., 2008a; Trabelsi et al., 2009)

Les relations et les équations entre l'absorption RX et la densité osseuse sont diverses selon les études et leurs méthodes de corrélation. Bien que, l'équation de corrélation soit linéaire le coefficient et le lien direct et indirect font la diversité. Certains chercheurs (Cong et al., 2011) ont déterminé une relation linéaire entre la densité dérivée de la tomographie en unités d'Hounsfield au moyen d'une équation de calibrage et la densité apparente. Par contre, d'autres auteurs (Rho et al., 1995) ont fait le lien direct entre la

densité dérivée du CT scan et les propriétés mécaniques. Cette diversité des relations et la variation dans les relations mathématiques utilisant des données d'images médicales comme prédicteurs de la qualité osseuse affectent les propriétés mécaniques.

L'analyse des corrélations entre les densités osseuses et la valeur d'Hounsfield est généralement élevée. Sur le fémur proximal ou distal, la corrélation entre la densité apparente et les valeurs d'Hounsfield indique des coefficients de détermination r^2 de 0.77 à 0.84 (Ciarelli et al., 1991b; Rho et al., 1995). De même, des résultats sur le tibia proximal ont indiqué des coefficients de déterminations r^2 de 0.80. En outre, la linéarité entre la densité tomographique et la densité apparente a été montrée (Keyak et al., 1994; Schileo et al., 2008b). Les résultats de Lotz et al (Lotz et al., 1990) ont montré un coefficient de détermination de 0.72. Par contre, une corrélation linéaire modérée entre la densité apparente et la densité tomographique a été révélée, où un coefficient de corrélation de 0.60 a été indiqué par Esses et al (Esses et al., 2009). Bien que, des études aient montré la relation entre les valeurs de gris et la densité apparente osseuse, d'autres études ont évalué tout type de densité habituellement trouvée dans un segment osseux long. La densité de cendre varie linéairement avec la densité apparente et également elle est fortement corrélée aux valeurs d'unité Hounsfield. Les résultats obtenus sur des échantillons du tibia proximal, des échantillons du fémur proximal et des échantillons fémur distal indiquent des coefficients de déterminations de 0.937 à 0.986, qui montrent la forte corrélation entre la densité de cendre et la densité tomographique (Kaneko et al., 2004; Keyak et al., 1994; Schileo et al., 2008b). Par ailleurs, les résultats de Juan F Vivanco et al (Vivanco et al., 2014) ont montré une corrélation modérée avec un coefficient de corrélation de 0.545 entre les deux densités, tomographique et de cendre. Une relation linéaire entre la densité apparente et la densité de cendre a été également significative et un coefficient de déterminations de 0.984 a été indiqué par Keyak et al (Keyak et al., 1994). Les résultats de Schellio et al sur des échantillons larges de fémurs soutiennent cette corrélation avec un coefficient de détermination de 0.843 mais le résultat sur des petits échantillons montrent une corrélation modérée ($r^2 = 5.72$) (Schileo et al., 2008a). Concernant la densité apparente sèche et la densité de cendre ont une corrélation très élevée ($r^2 = 0.922$ à 0.993) (Kaneko et al., 2004; Vivanco et al., 2014). Par contre, une corrélation modérée a été remarquée entre la densité sèche et la densité tomographique ($r^2 = 0.562$) (Vivanco et al., 2014). Hvid et al (Hvid et al., 1989) ont montré des relations linéaires et de puissance très

significative. Sous une charge de compression, des éprouvettes de tibia proximal ont indiqué une très forte corrélation entre la densité tomographique et la densité apparente ($r = 94$) ainsi la densité de cendre ($r = 95$).

II.4.2 La densité osseuse et les propriétés mécaniques

Cliniquement, les évaluations des propriétés mécaniques osseuses sont essentielles pour l'évaluation de l'état de la structure osseuse du patient. Ces évaluations concernent les fractures et leur réparation, l'ostéoporose et d'autres pathologies squelettiques. Alors, pour mesurer les constants élastiques osseux in vivo, les techniques non invasives sont souvent utilisées. Ces techniques quantifient la densité et la structure osseuse à partir de techniques d'imagerie telles que la tomographie CT scan (Paragraphe II.2.1). Par conséquent, de trouver des relations valables entre le comportement osseux et les paramètres mesurés à partir d'imagerie médicale, cela permettrait de déterminer de façon indirecte les constantes caractéristiques osseuses. De telles relations pourraient également permettre de mieux comprendre l'effet des caractéristiques architecturales de la structure osseuse sur les propriétés mécaniques de l'os. Les mesures non invasives ne sont significatives que parce qu'elles peuvent être corrélées aux valeurs mécaniques à partir de mesures invasives directes. Une bonne quantité de données existent tente de relier les propriétés mécaniques (module d'Young, résistance à la compression et résistance à la traction) des os spongieux ou corticaux à la densité apparente ([Hvid et al., 1985](#); [Keller, 1994](#)).

Cette approche de caractérisation des propriétés osseuses, à partir des techniques non invasives in vivo, a été effectuée et évaluée par nombreuses recherches. La nécessité de prévoir le risque de fracture ostéoporotique, par exemple, a conduit une grande partie de la recherche sur la détermination des propriétés mécaniques osseuses et le rôle de la densité osseuse comme facteur relatif.

II.4 2.1 L'os spongieux

Des relations linéaires et de puissance ont été utilisées pour relier les propriétés mécaniques à la densité osseuse de l'os spongieux. Généralement les modèles de loi de puissance offrent des meilleures descriptions des données, en particulier, lorsqu'une large gamme de densité est étudiée. Ils sont attendus d'un point de vue théorique pour

fournir une meilleure description du comportement caractéristique d'un matériau trabéculaire. Les modèles de puissance non seulement sont plus appropriés, mais donnent une meilleure compréhension des données (Currey, 1986; Hvid et al., 1989).

Des relations de puissances entre la densité apparente et la résistance à la compression et le module d'Young ont été utilisées par Carter et Hayes (Carter et Hayes, 1977, 1976) sur des essais du plateau tibial humain et de fémur bovin. D'autres recherches ont abouti à des relations quadratiques pour le module d'Young et la résistance (Brear et al., 1988; Hodgkinson and Currey, 1990). Une étude plus approfondie a été menée par Rice et al (Rice et al., 1988). Les chercheurs ont effectué une analyse statistique en tenant compte de plusieurs facteurs tel le type d'essai, traction et compression, la direction longitudinale, antérieure-postérieure et médiale-latérale, et même le facteur d'espèces, humain et bovin. Les résultats ont montré que le module d'Young et la résistance sont proportionnels au carré de la densité apparente et sont proportionnels l'un à l'autre. Et les propriétés mécaniques de l'os compact ne peuvent pas être extrapolées des propriétés mécaniques de l'os spongieux. Par ailleurs Morgan et al, (Morgan et al., 2003) ont montré qu'il n'existe pas de relation de module-densité universelle pour le chargement axial. Dans cette même étude, les résultats obtenus ont indiqué que la relation entre la densité et les modules d'élasticité dépend du site anatomique pour l'os trabéculaire humain.

Un avantage de l'imagerie médicale, que la densité osseuse ou le contenu minéral peut être mesuré *in vivo*. Des recherches ont apporté des relations linéaires entre la densité osseuse tomographique et les propriétés mécaniques. Behrens et al (Behrens et al., 1974) ont rapporté une relation statistiquement significative entre le coefficient d'absorption linéaire du photon et la résistance à la compression de l'os spongieux. En outre, Hvid et al (Hvid et al., 1985) ont montré la linéarité entre la densité et les propriétés mécaniques. Quand, à Currey (Currey, 1986) favorise un modèle de loi de puissance qu'un modèle linéaire. Egalement, une corrélation positive entre la densité minérale osseuse et les propriétés mécaniques a été éprouvée par Augat et al (Augat et al., 1998). Bien que, les corrélations de la densité minérale avec des propriétés mécaniques puissent être adéquates pour une direction particulière de chargement, mais médiocres pour d'autres. Pour l'os spongieux la mesure de la densité minérale osseuse permettrait de prédire les propriétés mécaniques dans la direction de chargement principale du

réseau trabéculaire. La corrélation ne dépend pas seulement de la direction de chargement mais elle dépend aussi de site anatomique. La corrélation de la densité minérale osseuse DMO avec une résistance maximale était plus forte au fémur distal, mais moins bonne au fémur proximal. Autre facteur influence la corrélation, entre les propriétés mécaniques et la densité osseuse, est l'affection osseuse. Brown et al (Brown et al., 2002) ont montré que la corrélation entre le module d'Young en compression et la densité osseuse est plus faible dans les parties ostéo-arthrites ($r^2 = 0.66$) en comparaison avec les normaux ($r^2 = 0.86$).

Tableau II-1. Le module d'Young de l'os spongieux en fonction de la densité osseuse.

Type d'os	Type d'essai	Densité métrique	Densité (g/cm ³)	E(GPa)	r ²	Références
Fémur proximal				$E = -0.331 + (4.56)10^{-3}\rho_{app}$		(Rho et al., 1995)
	fracture	ρ_{ash}	0.01-1.4	$E = 25.000e^{-5.40e^{-2.10\rho_{ash}}}$	0.69	(Cong et al., 2011)
Tête fémorale	compression	ρ_{app}	0.14-1.4	$E = 0.573\rho_{app} - 0.0094$	0.59	(Li and Aspden, 1997)
Col fémoral	compression	ρ_{app}	0.26-0.75	$E = 6.850\rho_{app}^{1.49}$	0.85	(Morgan et al., 2003)
Grand trochanter	compression	ρ_{app}	0.14-0.28	$E = 15.010\rho_{app}^{2.18}$	0.82	(Morgan et al., 2003)
Diaphyse fémorale	flexion 4 points	ρ_{app}	0.5-2.0	$E = 6.40\rho_{app}^{1.54}$	0.792	(Keller et al., 1990)
Fémur distal	compression	ρ_{ash}	0.102-0.33	$E = 10.88\rho_{app}^{1.61}$	0.775	(Kaneko et al., 2004)
Fémur	compression	ρ_{app}	0.18-0.9	$E = 1.310\rho_{app}^{1.40}$	0.91	(Lotz et al., 1990)
	optimisation	ρ_{CT}	0.01-2.0	$E = 12.486\rho_{CT}^{1.16}$	/	(Eberle et al., 2013)
Plateau tibial et fémur	compression	ρ_{app}	0.07-2.0	$E = 3.79e^{0.06\rho_{app}^3}$	/	(Carter et Hayes, 1977)
Tibia proximal	compression	ρ_{app}	0.273	$E = 4.778\rho_{app}^{1.99}$	r=0.89	(Linde et al., 1992)
	compression	ρ_{ash}	0.06-0.27	$E = 33.9\rho_{ash}^{2.20}$	r=0.96	(Keyak et al., 1994)
	compression	ρ_{app}	0.09-0.41	$E = 15.520\rho_{app}^{1.93}$	0.84	(Morgan et al., 2003)

Généralement, des corrélations élevées ont été obtenues entre la densité minérale osseuse évaluée par le scanner CT-scan et les paramètres mécaniques de l'os spongieux (Augat et al., 1998; Brown et al., 2002). Avec des essais sur des éprouvettes du fémur, Ciarelli et al (Ciarelli et al., 1991b) ont montré une forte corrélation de la densité tomographique et les trois modules orthogonaux ($r^2 = 0.34-0.80$). Lotz et al (Lotz et al., 1990) ont évalué les corrélations entre les mesures de densité et les paramètres mécaniques. L'analyse des résultats a montré une relation significative et un coefficient de détermination de $r^2 = 0.90$ a été observée. Lorsque la densité CT a été utilisée pour prédire la résistance en compression une corrélation élevée a été remarquée et les résultats ont indiqué un coefficient de détermination de $r^2 = 0.89$. Alors, Cody et al (Cody

et al., 1999) ont montré des corrélations significatives entre la densité tomographique et les modules d'Young mais un peu faible ($0.16 < r^2 < 0.32$). Par contre, des coefficients de détermination de ($0.49 < r^2 < 0.68$) un peu plus élevés marquant la corrélation entre la densité tomographique et les contraintes ultimes maximales. Les résultats obtenus par Hvid et al, Bensten et al sur le plateau tibial révèlent une forte corrélation entre la densité tomographique et les propriétés mécaniques (Bentzen et al., 1987; Hvid et al., 1989). D'autres études ont confirmé la corrélation entre les modules élastiques et la densité osseuse. Des relations de puissance significatives ($r^2 > 0.80$) ont été montrées (Kaneko et al., 2004; Morgan et al., 2003).

II.4 2.2 L'os cortical

Pour l'os cortical, la corrélation, entre la densité apparente osseuse et ses propriétés mécaniques, a été montrée (Yeni et al., 1998). Le contenu minéral est également corrélé positivement avec la résistance et la rigidité des différents os (Hodgskins and Curre, 1990; Jurist and Foltz, 1977). Les études ayant proposé des relations entre les propriétés mécaniques de l'os cortical et la densité obtenue par CT-scan sont peu par rapport aux études concernant l'os trabéculaire. D'après Rho et al (Rho et al., 1995) un faible coefficient de détermination ($r^2 < 0.2$), de la densité tomographique pour l'os cortical, est obtenu indiquant des relations non significatives. Des faibles corrélations ont été remarquées entre les modules et la densité tomographique. D'autre part, aucune relation significative n'a été trouvée par Kaneko et al (Kaneko et al., 2003). Pour le chargement en traction ou en compression des échantillons de cortical de fémur, le module d'Young n'est pas corrélé avec la densité tomographique. Bien que, la même étude ait indiqué une forte corrélation obtenue pour la contrainte maximale en compression ($r = 0.95$) (Kaneko et al., 2003). En outre, Cuppone et al (M. Cuppone et al., 2004), n'ont pas obtenu de corrélation significative entre le module et la densité, un coefficient très faible a été indiqué ($r^2 < 0.12$). Snyder et al (Snyder and Schneider, 1991), sur des éprouvettes tibiales, testées en flexion, ont obtenu des corrélations modérées entre la densité tomographique et le module d'Young ($r = 0.55$), ainsi un coefficient de corrélation de $r = 0.50$ pour la résistance. Par ailleurs, Wachter et al (Wachter et al., 2001) ont comparé la densité minérale mesurée par tomographie avec les modules élastiques et la résistance obtenus par des essais de compression de cortical fémoral. Les résultats ont indiqué des fortes corrélations entre la densité et les

propriétés mécaniques transverses, $r^2 = 0.67$ pour le module d'Young et $r^2 = 0.72$ pour la contrainte maximale. Sur un grand nombre des éprouvettes d'os cortical fémoral soumis à des charges en compression et en traction, Duchemin et al (Duchemin et al., 2008) ont trouvé une relation linéaire entre la densité mesurée par tomographie et les propriétés mécaniques. Le module élastique longitudinal ainsi que la résistance maximale ont un coefficient de corrélation entre $0.43 < r^2 < 0.72$ pour la tension et la compression.

Tableau II-2. Le module d'Young de l'os cortical en fonction de la densité osseuse.

Type d'os	Type d'essai	Densité métrique	Densité (g/cm ³)	E (GPa)	r ²	Référence
Fémur	compression	ρ_{app}	0.092-1.22	$E = 10.5\rho_{ash}^{2.29}$	0.849	(Keller, 1994)
	ultrason	ρ_{app}		$E = -0.331 + (4.56)10^{-3}\rho_{app}$	0.77	(Rho et al., 1995)
	optimisation	ρ_{CT}	0.01-2.0	$E = 12.486\rho_{CT}^{1.16}$	/	(Eberle et al., 2013)
Fémur proximal	Jusqu'au la fracture	ρ_{ash}	0-1.4	$E = 8.050\rho_{ash}^{1.16}$	0.50	(Cong et al., 2011)
	Jusqu'au la fracture	ρ_{ash}	0.01-1.4	$E = 25.000e^{-5.40e^{-2.10\rho_{ash}}}$	0.69	(Cong et al., 2011)
Métaphyse fémoral	Flexion 3 points	ρ_{app}	1.20-1.85	$E = 13.43 + 14.261\rho_{app}$	0.67	(Lotz et al., 1991)
Diaphyse fémorale	Flexion 4 points	ρ_{app}	0.5-2.0	$E = 6.40\rho_{app}^{1.54}$	0.792	(Keller et al., 1990)
Plateau tibial et fémur bovin	compression	ρ_{app}	0.07-2.0	$E = 3.79e^{0.06\rho_{app}^3}$	/	(Carter and Hayes, 1977)
Tibia	ultrason	ρ_{app}		$E = 3.842 + 0.013\rho_{app}$	0,53	(Rho et al., 1995)
Diaphyse tibiale	Flexion 3 points	ρ_{app}	1.748-1.952	$E = 3.891\rho_{app}^{2.39}$	r= 0.75	(Snyder et Schneider, 1991)

La variation des propriétés mécaniques avec la densité minérale osseuse a été l'objet de différentes études. Des lois linéaires et de puissance ont été adoptées par plusieurs chercheurs. En revanche, la force de corrélation entre ces paramètres a été liée aux degrés de minéralisation. Des études ont montrés que des relations assez significative et des corrélations forte pour les densités faibles, pour l'os spongieux. Bien que pour l'os cortical avec des densités élevée la corrélation est modérés ou non significative. Cong et al (Cong et al., 2011) ont établis deux relations entre la densité osseuse et le module élastique, une de puissance et la deuxième sigmoïde avec des coefficients de détermination de 0.50 et 0.69 respectivement. Ces relations ont été utilisées pour l'os cortical comme pour l'os spongieux. En revanche, Eberle et al (Eberle et al., 2013) ont proposé et ont montré la personnalisation de la relation module élastique-densité osseuse. La même relation a été utilisée pour affecter la constante élastique pour les deux types d'os.

En outre, d'autres études, plus que la corrélation entre la densité et le module élastique longitudinal, ont établi des corrélations entre les modules élastiques d'anisotropie. D'après Rho et al ([Rho et al., 1995](#)), pour le fémur, des relations linéaires ont lié le module élastique longitudinal avec les modules radial et circonférentiel. Les coefficients de détermination ont été de $r^2 = 0.44$ et de $r^2 = 0.24$ respectivement. Par contre, pour le tibia, non significative corrélation a été remarquée ($r^2 < 20$).

II.5 MODELISATIONS NUMERIQUES DU FEMUR ET DU TIBIA : REVUE

Nombreuses études biomécaniques du membre inférieur ont adopté la modélisation numérique en parallèle avec l'expérimentation. Si l'expérimental est un outil accessible et acceptable in vitro, le recours à la méthode numérique apparaîtra comme un alternatif in vivo. Les méthodes des éléments finis ont été utilisées pour déterminer les modes de réparation des fractures des segments du membre inférieur, le tibia et le fémur, pour évaluer la stabilisation de ces réparations et la consolidation des fractures ainsi pour estimer les effets des pathologies et les déformations sur ces segments. La méthode des éléments finis a été introduite en orthopédie en 1972 par Breklemans et al et Ribicky et al en deux dimensions puis en trois dimensions pour l'analyse des contraintes et des déformations d'os chargés. Et progressivement, l'utilisation de cette méthode a évolué pour être une pratique d'étude des fractures et d'évaluation des méthodes de fixation suivis du remplacement des articulations par un emplacement des prothèses ([Huiskes et Chao, 1983](#)).

II.5.1 Le tibia in vitro vers in vivo

L'un des premiers modèles rapportés sur le tibia était des modèles axisymétriques développés par Hayes et al (1978). Le modèle a été défini par trois régions principales, à savoir le cartilage articulaire, l'os compact et l'os trabéculaire ([Hayes et al., 1978](#)). Dans cette étude les chercheurs ont évalué la distribution des contraintes du plateau tibial et ont discuté le mécanisme de la fracture du plateau tibial. Leurs hypothèses suggèrent que le mécanisme des fractures du plateau tibial et la morphologie des fractures sont régis par les relations contraintes-résistances pour l'os trabéculaire subchondral plutôt que par le modèle d'application de charge au genou. Le site d'initiation pour les fractures par compression est lié à la région de contrainte de compression maximale et de même, le site d'initiation pour les fractures déplacement est lié aux régions de contraintes

maximales de cisaillement. Concernant la réparation chirurgicale, plusieurs études ([Fragomen et Rozbruch, 2007](#); [Hungria et Mercadante, 2013](#)) ont tenté de développer ou d'utiliser différentes techniques pour mesurer la stabilité mécanique des fractures, les effets des méthodes de réparation sur la consolidation, la guérison des os chez les patients, l'influence de la conception de l'implant, le principe de fixation, la structure de surface et de la technique de fixation sur la stabilité des implants tibiaux in vitro et in vivo. La réparation et le traitement des fractures de l'os long dépendent du type de fracture, sa gravité et son endroit. Différents types de fixation externe ou interne utilisés comme un traitement chirurgical ont été étudié cliniquement in vivo ([Fragomen et Rozbruch, 2007](#); [Hungria et Mercadante, 2013](#); [Moss et Tejwani, 2007](#)). La fixation interne est l'une des techniques utilisées pour réduire les fractures intra-articulaires, les stabiliser avec des surfaces articulaires lisses et congruentes. L'utilisation de fixateurs internes verrouillés permet un contact minimal entre l'implant et l'os. Comme la fixation interne avec une plaque permet une stabilité absolue pour éviter le micromouvement qui pourrait entraîner un desserrage de l'implant et un retard dans la guérison ([Perren, 2002](#)). Pour évaluer la stabilité des plateaux tibiaux, les diaphyses ou même les tibias distaux, des approches in vitro, in silico et in vivo ont été utilisées. Des essais expérimentaux in vitro ont été réalisés, modélisant des types de fractures, pour évaluer la faisabilité et les limites d'utiliser un type de fixation et de réparation, d'estimer les conséquences biomécaniques de l'ensemble os-implant ainsi de prédire l'intérêt de la technique. Ces expériences ont été souvent réalisées sur des modèles synthétiques ([Ali et al., 2003](#); [Lasanianos et al., 2013](#); [Zhang et al., 2012](#)). Zhi-Min Zeng et al ([Zeng et al., 2011](#)), sur des modèles de tibia synthétiques, ont comparé la résistance biomécanique de quatre méthodes différentes de fixation pour une fracture déplacement du plateau tibial. Une autre étude biomécanique par H. Cift a utilisé des tibias synthétiques pour comparer l'efficacité de la fixation de la plaque-vis dans un modèle expérimental d'une fracture Schatzker d type 4 ([Cift et al., 2010](#)). D'autres chercheurs ont opté pour des segments cadavériques. Pour l'évaluation des propriétés biomécaniques de quatre méthodes de fixation et de réparation de la fracture proximale du tibia, Wei Feng et al ont utilisé 22 tibias de cadavre ([Feng et al., 2012](#)). Bien que nombreuses études ([Aizat et al., 2013](#); [Edwards, 1965](#); [Kim et al., 2011](#)) biomécaniques des fractures du tibia ont effectué expérimentalement. Des études s'appuient sur des modèles numériques des fractures des membres inférieurs ont pris leurs parts. Pour analyser les contraintes sur

une plaque de fixation, un modèle cylindrique simplifié d'une diaphyse a été utilisé par Edward et al (Edwards, 1965). Kim et al. (Kim et al., 2011) ont étudié l'efficacité de cicatrisation par des plaques osseuses composites appliquées sur un tibia avec des fractures obliques diaphysaires. Le modèle EF a une géométrie simplifiée de la diaphyse. L'os cortical a été simplifié en tant que cylindre, et l'os trabéculaire a été modélisé comme une tige circulaire dans le cylindre osseux cortical. Les propriétés dépendant du temps du tissu vivant (cal osseux) ont été estimées à l'aide de taux de guérison qui ont été mis à jour à chaque période de guérison. Pour une étude comparative entre la stabilité fournie par deux implants (plaque antérolatérale et une plaque médiale distale) dans le traitement des fractures distales complexes du tibia, un modèle 3D de six fragments représentant la fracture du tibia distal a été reconstruit à partir des données tomographiques d'un tibia humain normal. Les propriétés de l'os cortical et spongieux ont considéré homogènes isotropes (Aizat et al., 2013). Aussi, pour une fracture distale complexe du tibia avec huit fragments, un modèle plus compliqué a été développé, le pied, le péroné et le tibia ont été modélisés, les propriétés mécaniques de l'os ont été considérées homogènes isotropes linéairement élastiques (Ramlee et al., 2014).

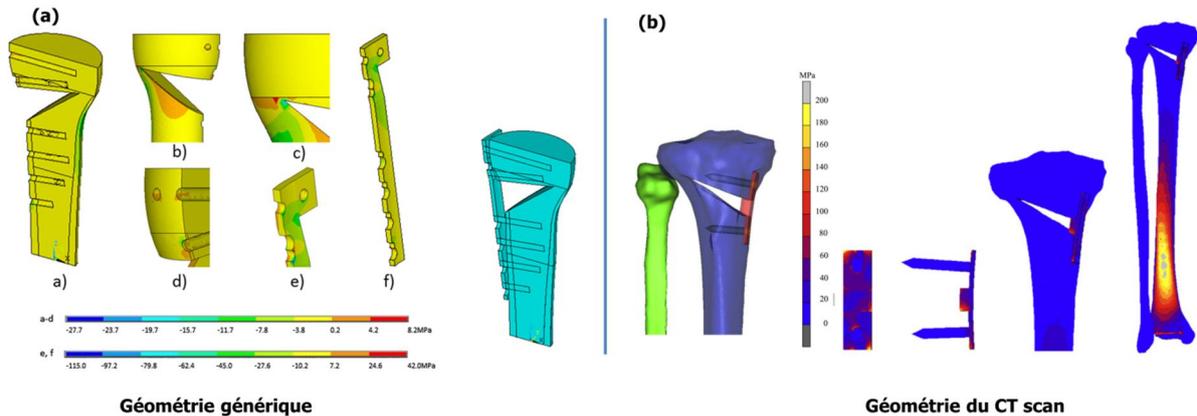


Figure II-9. Exemples de modèles de tibia ostéotomisé. Cartographie des contraintes des composants des modèles. (a) (Golovakha et al., 2014), (b) (Raja Izaham et al., 2012).

Une analyse expérimentale in vitro associée à une étude par éléments finis FE a été effectuée pour estimer le mouvement inter-fragmentaire d'un tibia traité avec un clou intra-médullaire. Zeng et al (Zeng et al., 2011) ont étudié si le mouvement inter-fragmentaire pouvait être abaissé par des modifications de la conception de l'implant. Les rigidités de flexion calculées étaient en accord avec les valeurs moyennes des résultats in vitro avec un écart maximal de 7%. Les rigidités simulées sous compression

et sous tension axiale et torsion étaient plus élevées que les valeurs in vitro (Zeng et al., 2011). Aussi, pour comprendre le mécanisme de partage de charge entre l'implant et l'os dans un tibia fracturé sous un chargement physiologique, un modèle tridimensionnel d'un tibia humain a été développé pour évaluer les limites biomécaniques de clou intempestif dans le traitement des fractures tibiales (Duda et al., 2001). Un autre modèle tridimensionnel du tibia a été reconstruit à partir de tomographie (CT scan) pour éclaircir l'effet de la taille de la fracture malléolaire postérieure sur les méthodes de fixation appropriées pour ce type de fracture. Le tibia est modélisé avec un seul matériau homogène isotrope linéairement élastique (Anwar et al., 2017). En outre, pour la stabilisation du tibia ostéotomisé sous des charges physiologiques, plusieurs études biomécaniques par éléments finis ont été effectuées afin d'avoir des informations géométriques, biomécaniques et chirurgicales concernant les méthodes de fixation et le coin d'ouverture pour évaluer les systèmes de plaques pour l'ostéotomie tibiale. Les modèles tridimensionnels développés ont été différents d'une étude à une autre. Un modèle simplifié de sections horizontales elliptiques a été développé par Maxim L Golovakh et al (Golovakha et al., 2014). Le modèle était hétérogène isotrope, l'os spongieux a été modélisé par trois modules de Yong différents. Raja Mohd Aizat et al (Raja Izaham et al., 2012) ont reconstruit le modèle tridimensionnel (3D) du tibia humain et de la fibula à partir de l'image tomographique (CT), mais ont pris en considération que l'os spongieux autant qu'un matériau homogène isotrope. Par contre, Pei-Wei Weng et al ont modélisé l'os cortical et l'os spongieux séparément (Weng et al., 2017). Un modèle plus compliqué a été développé par Yves Pauchard et al (Pauchard et al., 2015), ils ont modélisé l'articulation de genou (tibia proximal, fémur distal, cartilage, ligaments et ménisques). L'hétérogénéité de l'os est prise en considération et les coefficients élastiques ont été estimés par les mesures tomographiques (les valeurs de gris). Pour la stabilisation du plateau tibial d'une fracture déplacement type 1 selon la classification Schatzker, une étude comparative entre deux modèles EF de l'ensemble fémur-tibia humain et implants a été effectuée. L'os est considéré homogène isotrope (Carrera et al., 2016).

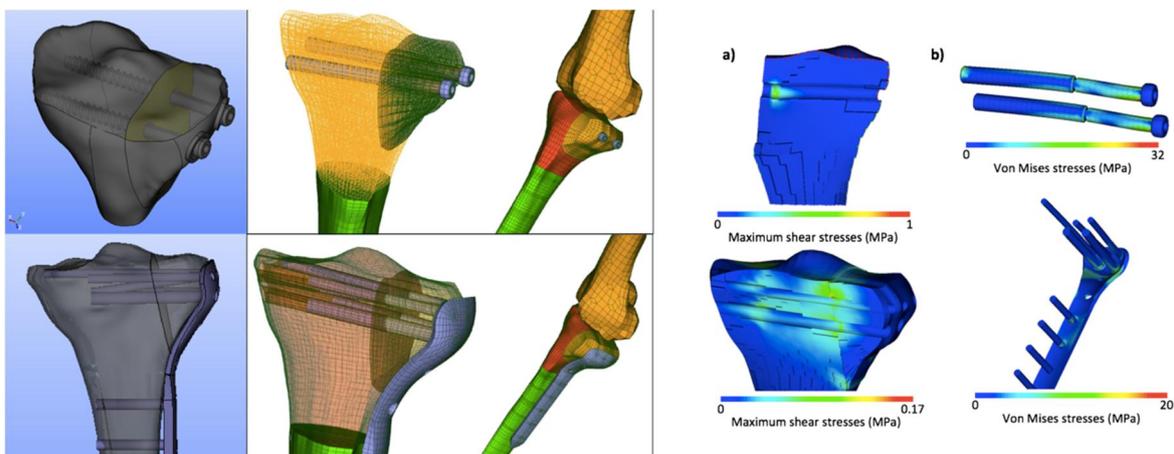


Figure II-10. Stabilisation du plateau tibial. Deux modèles comparatifs (Carrera et al., 2016)

En outre, des modèles ont été associés à des études cliniques. Trois cas cliniques, où la fixation de la plaque de verrouillage a été utilisée dans les fractures des os longs, trois ont été sélectionnés. Le modèle géométrique est généré à partir de radiographies. L'os trabéculaire ou l'os cortical ont été supposés avoir des propriétés linéaires et isotropes dans ces modèles et leurs valeurs ont été adoptées à partir de la littérature (Nassiri et al., 2012). Pour évaluer à la fois le résultat de l'utilisation d'une plaque de verrouillage comme un fixateur externe définitif pour le traitement des fractures tibiales ouvertes et la performance biomécanique des plaques verrouillées métaphysaires externes et internes dans le traitement des fractures tibiales proximales, les chercheurs ont associé l'analyse par les éléments finis à l'étude clinique. Un modèle EF du tibia proximal a été reconstruit à partir des images tomographiques avec une simple fracture métaphysaire. L'os cortical et l'os spongieux ont été supposés avoir des propriétés linéaires et isotropes et leurs valeurs ont été adoptées à partir de la littérature (Ma et al., 2013).

II.5.2 Le fémur in vitro vers in vivo

La plupart des travaux, à la fois expérimentaux et théoriques ou numériques (techniques des éléments finis), associés aux os longs du corps humain en particulier le membre inférieur, ont été réalisés sur le fémur. Initialement, un modèle 2D de la tête fémorale a été développé par Brown et Ferguson 1978. Ainsi, des comparaisons ont été faites par Rohlmann et al entre les résultats de l'analyse théoriques sur un modèle 3D du fémur et des résultats expérimentaux (Huiskes et Chao, 1983). Actuellement, il existe de

nombreuses études dans la littérature décrivant la mise en place des modèles plus en plus réalistes. Des études reproduisaient l'emplacement d'une prothèse à l'intérieur de la géométrie d'un fémur. Des modèles tridimensionnels ont été effectués pour examiner l'effet de l'épaisseur du ciment sur la répartition de la charge dans le fémur proximal (Radcliffe and Taylor, 2007a). Ainsi l'effet de l'angle d'orientation d'implant en varus ou valgus (Radcliffe and Taylor, 2007b). D'autres études (Bergmann et al., 1993) ont été réalisées par les conditions de chargement musculo-squelettiques pendant la marche et la montée des escaliers, ils fournissaient des informations utiles pour les essais précliniques pour les remplacements des prothèses de la hanche ou de genou. Un modèle éléments finis a été utilisé pour déterminer les contraintes et les déformations du fémur où toutes les forces de contact musculaire et articulaire ont été calculées pour quatre phases d'un cycle de marche. Afin de simuler de manière appropriée les conditions de chargement pour le fémur proximal avec une pertinence physiologique maximale (Duda et al., 1998). Les études par éléments finis sur le fémur humain ont également aidé les scientifiques à éliminer le besoin de spécimens cadavériques et leur influence sur les variations des sujets personnalisés. Et pour arriver à des modèles numériques plus réalistes et plus précis, nombreuses études ont essayé d'éclaircir l'influence de propriétés mécaniques affectées aux modèles personnalisés. Par exemple, une étude comparative entre l'analyse par éléments finis et l'analyse expérimentale du fémur de cadavres et des fémurs synthétique a montré que les modèles d'éléments finis peuvent fournir une bonne estimation des limites supérieures et inférieures pour la rigidité axiale et de torsion des fémurs humains car il a été efficace pour reproduire les propriétés d'un fémur (Papini et al., 2007). Des modèles éléments finis personnalisés de fémurs humains à, basés sur la tomographie quantitative (QCT) avec des propriétés orthotropes et isotropes inhomogènes, sont analysés. Les résultats de déformations et de déplacements obtenus numériquement et expérimentalement ont montré une très bonne corrélation (Trabelsi et al., 2009). Dans le but d'évaluer l'influence du choix approprié de la relation densité-élasticité sur la précision prédictions de contraintes dans le cadre d'une stratégie de génération des modèles personnalisés à un sujet. Des essais expérimentaux sur huit fémurs de cadavre ont été réalisé, associés à des modèles numériques utilisant différentes relations densité-élasticité. Les résultats ont montré une très bonne précision dans la prévision obtenue par des modèles d'éléments finis personnalisés générés à partir de données CT et que l'adoption d'une seule relation

densité-élasticité sur tout le modèle est suffisante pour obtenir une grande précision. En outre, deux modèles de fémurs proximaux ont été comparés aux résultats expérimentaux de la résistance fémorale obtenus pour deux configurations de chargements différentes, l'appui monopodal et de chute jusqu'à la rupture. Les modèles sont construits à partir des mesures de QCT ainsi à des mesures HR-pQCT. Dans ces modèles la non-homogénéisation et la non-linéarité ont été prises. Bien que les résultats aient montré une bonne corrélation pour les forces maximales, l'amélioration utilisant Hr-pQCT n'a été significative que pour la configuration d'appui monopodal (Luisier et al., 2014).

Par ailleurs, des études expérimentales in vitro sur des fémurs ont permis d'examiner si les modèles EF générés à partir de tomographie in situ fournissent des prédictions comparables de la charge de fracture fémorale proximale (Keyak et Falkinstein, 2003). Les résultats obtenus ont montré de légères différences de géométrie et de densité entre les deux modèles de 2 fémurs scannés in situ et les deux modèles des mêmes fémurs scannés in vitro. Ainsi, les efforts numériques à rupture relevés sur les deux modèles in situ ont été plus élevés (de 5.2% et 13.3%) que ceux obtenus à partir des modèles in vitro. En outre, plusieurs modèles ont été développés afin d'estimer la force de fracture du fémur proximal (Hambli et Allaoui, 2013; Marco et al., 2018).

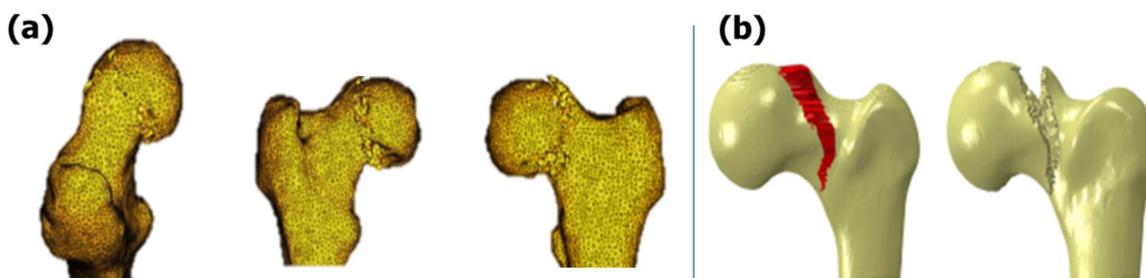


Figure II-11. Modèles numériques développés pour prédire la force et le profil de fracture. (a) (Hambli and Allaoui, 2013), (b) (Marco et al., 2018).

Des études plus spécifiques (Carriero et al., 2011) se sont intéressées à la déformation fémorale proximale, telle que l'antéversion et la coxa valga. Chez les patients atteints de paralysie cérébrale, un modèle d'éléments finis a été développé par Alessandra Carriero afin d'étudier l'effet de la marche sur la morphologie fémorale (Carriero et al., 2011) et de calculer les variations des forces de contact des articulations de la hanche avec différents modèles de marche (Carriero et al., 2014). Concernant

l'alignement du membre inférieur, des configurations du valgus et du varus du genou ont été développés par Vincenzo Filardi (Filardi, 2015). Les modèles des éléments finis des membres inférieurs ont permis d'analyser la cartographie des contraintes sur l'ensemble des segments osseux et évaluer l'effet du mal alignement du membre. Cependant, le lien, entre le risque de fracture et l'alignement du membre inférieur, est peu documenté et peu analysé.

II.6 CONCLUSION

L'analyse par éléments finis (AEF) des systèmes osseux a été développée afin d'évaluer les niveaux de contrainte et de déformation dans différentes structures anatomiques. De nombreuses méthodes ont été utilisées pour analyser le comportement mécanique de l'os et sa fragilité aux fractures ainsi l'interaction entre les différents dispositifs de réparations. Par ailleurs, et malgré le grand nombre d'études par éléments finis portant sur la stabilisation des fractures du tibia et le risque de fracture des fémurs, le plateau tibial fracturé réparé par la méthode mini invasive utilisant l'augmentation avec du ballonnet et du ciment connaissent un manque. Aussi, l'effet du mal-alignement du membre inférieur sur le comportement du fémur est peut analyser.

Cela peut nous conduire à l'objectif principal du travail de cette thèse qui vise à créer des modèles 3D basés sur les images tomographiques pour simuler la réponse biomécanique du plateau tibial réparé par une nouvelle méthode mini-invasive ainsi l'analyse de l'effet du mal-alignement du membre inférieur sur le fémur. Les chapitres suivants seront consacrés aux études de ces deux cas. Le premier cas est un premier modèle numérique d'un cas clinique réel pour étude biomécanique de la stabilisation du plateau tibial par plaques et vis utilisant l'ajout d'un ciment d'augmentation. Quant au deuxième cas, une analyse biomécanique du fémur sous l'effet du mal-alignement, en particulier le risque de fracture, sera effectuée.

III MODELISATION NUMERIQUE ET ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS DE LA STABILISATION DU PLATEAU TIBIAL

III.1 Introduction	84
III.2 Matériel et méthodes	86
III.2.1 Le cas clinique	86
III.2.2 Morphologie de l'os fracturé et le modèle de la plaque	88
III.2.3 Analyse Eléments finis	89
III.2.4 Conditions aux limites et chargement	92
III.3 Résultats	93
III.3.1 Les champs des contraintes	93
III.3.2 Les champs des déplacements	99
III.3.3 La contribution de ciment	101
III.3.4 L'influence de l'implant	102
III.4 Discussion	103
III.4.1 Fracture stabilisée	103
III.4.2 Fracture cicatrisée	110
III.4.3 L'influence de l'implant	113
III.4.4 Limitations	113
III.5 Conclusion	114

III.1 INTRODUCTION

Diverses études ont tenté de caractériser la guérison des fractures, qui est un processus complexe. Cela peut être résumé par le concept de diamant « diamond concept » (Giannoudis et al., 2007) basé sur les interactions des cellules ostéogènes, des échafaudages ostéoconducteurs, des facteurs de croissance et de l'environnement mécanique (Fig. III-1). Le quatrième élément est obligatoire pour l'optimisation de la réparation des fractures osseuses, et devrait également être pris en considération et recevoir la même reconnaissance en matière de signification. D'après Giannoudis et al (Giannoudis et al., 2007) la stabilité mécanique est un facteur crucial pour la guérison osseuse, et est essentielle pour la formation d'un cal osseux qui comble le site de la fracture, ce qui permet aux charges d'être transmises à travers la ligne de fracture. L'interaction avec l'environnement mécanique pour fractures du plateau tibial est le sujet d'études dans ce chapitre.

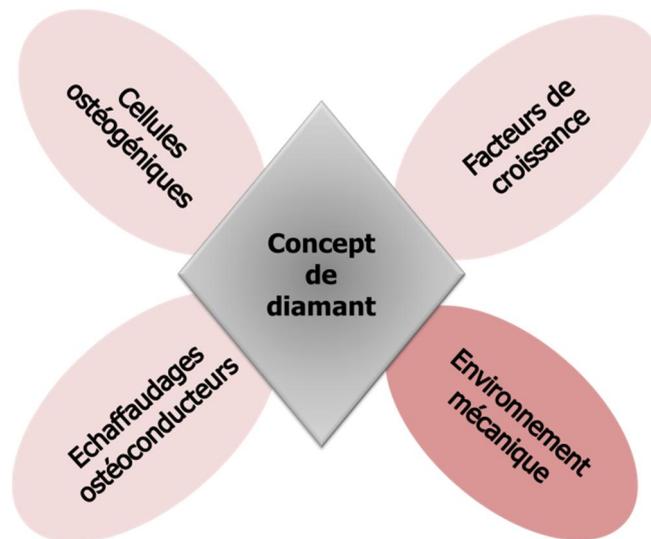


Figure III-1. Concept de Diamant. Les facteurs affectant la guérison de la fracture.

La fracture du plateau tibial provient habituellement de la compression axiale (Lubowitz et al., 2004). Le mécanisme de fracture implique l'impact du fémur sur le plateau tibial. Il en résulte une scission et/ou une dépression. La fracture la plus couramment rencontrée est la fracture Schatzker du type II. En raison de la récente démocratisation des sports à haut risque et d'une population vieillissante ayant des facteurs de risque élevés, le défi de traiter cette fracture consiste à restaurer l'anatomie

du plateau tibial et à assurer la stabilité articulaire. La stabilisation peut être assurée par des plaques et des vis, et la réduction est actuellement effectuée par des pilons d'os (Goff et al., 2013) ou, plus récemment, à l'aide de ballonnets (Ahrens et al., 2012; Ollivier et al., 2016). La réduction implique un défaut osseux, qui doit être corrigé par le remplissage du ciment osseux (PMMA-polyméthylméthacrylate ou phosphate de calcium). Des méthodes mini invasives pour réduire la fracture du plateau tibial ont prouvé leur efficacité clinique et chirurgicale en matière de durée de la chirurgie et de la guérison (Ollivier et al., 2016). La technique mini-invasive de ballonnet a été décrite par Brandon Broome (Broome et Seligson, 2010) et cette application clinique a été utilisée sur des spécimens anatomiques frais (Ahrens et al., 2012). Du point de vue clinique, chaque fracture est différente et se caractérise par des paramètres particuliers du patient : volume de remplissage, position des vis, nature du remplissage, densité osseuse ... La littérature clinique n'a pas encore été axée sur des techniques conçues pour combler les lacunes osseuses ou les vides de fracture. Dans l'étude de l'utilisation du ciment PMMA pour ce type de fracture, l'analyse par éléments finis semble être un outil intéressant et puissant.

Les études de stabilisation de la fracture du plateau tibial ont été largement axées sur l'effet de la plaque verrouillée et des vis dans des fractures du plateau tibial à fracture en séparation (Cross et al., 2013; Ehlinger et al., 2015). La stabilité des fractures de la dépression du tibia latéral dont la combinaison du substitut osseux et des vis préventives a été étudiée par Doht et al. (Doht et al., 2012). Mayr et al. (Mayr et al., 2015) ont montré la nécessité d'une fixation supplémentaire avec une plaque de verrouillage et des vis avec augmentation par ballonnet dans le traitement de ces fractures. Les études expérimentales ont généralement porté sur la réduction et les mesures du déplacement des fragments ou de l'affaissement du plateau tibial. Les paramètres biomécaniques (comportement mécanique) et la répartition des contraintes dans les fragments d'os, la plaque et les vis ont été moins étudiés.

Pour fournir des données et pour améliorer la connaissance du comportement mécanique, la méthode des éléments finis (MEF) a été utilisée dans l'analyse des fractures distales du tibia, avec des implants (Chen et al., 2013; Dahmen et al., 2015) ou déformation des plaques tibiales distales (Harith et al., 2016). Certains travaux ont étudié la stabilisation postopératoire du plateau tibial ; La fracture séparation du

plateau tibial latéral utilisant MEF a été étudiée par Carrera et al. (Carrera et al., 2016). Dans la dernière étude, les auteurs ont décrit deux méthodes de stabilisation et ont montré qu'une plaque de verrouillage vissée donne une stabilité mécanique plus élevée que la fixation avec des vis canulées. Cependant, d'après notre connaissance, aucune étude numérique n'a été réalisée sur les effets mécaniques du ciment injecté, en particulier l'utilisation du PMMA dans la stabilisation du plateau tibial.

L'objectif de cette étude, était principalement d'évaluer l'effet de l'augmentation du ciment dans la stabilisation de la fracture du plateau tibial et de quantifier la variation des contraintes pendant le processus clinique complet. En second, le rôle de l'os trabéculaire dans la stabilisation et la fixation des vis était étudié dans le maintien du poids après stabilisation chirurgicale, compte tenu des propriétés osseuses équivalentes à la DMO (Densité minérale osseuse) d'un sujet sain et un sujet ostéoporotique. La pathogenèse joue un rôle central dans le processus décisionnel du chirurgien opérationnel. Pour bien éclairer ce point, l'estimation des risques de défaillance de l'implant, les risques d'instabilité des fractures et la contrainte ont été étudié autour de la zone fracturée conformément au concept de diamant et aux interactions avec l'environnement mécanique (Augat et al., 1998; Giannoudis et al., 2007).

III.2 MATERIEL ET METHODES

Pour analyser la répartition des contraintes dans le plateau tibial stabilisé par l'ostéoplastie par ballonnet gonflable et pour déterminer l'influence du ciment injecté, un modèle EF personnalisé du plateau tibial à partir d'un cas clinique a d'abord été développé. Ensuite, différents modèles EF ont été utilisés pour créer plusieurs cas d'études comparatives et pour caractériser le comportement mécanique du plateau tibial avec et sans ciment dans différentes étapes : intactes, blessées, réparées et pendant la guérison des fractures.

III.2.1 Le cas clinique

Pour cette étude, un cas clinique a été analysé : le patient, une femme de 24 ans, a présenté une fracture du plateau tibial avec une dépression- séparation latérale causée par une chute d'un cheval. Cette fracture du type II selon la classification de Schatzker a été traitée avec une chirurgie mini-invasive. Un ballonnet a été utilisé pour

l'augmentation des os et pour réduire la dépression. Ensuite, pour réparer le fragment et stabiliser la fracture, une plaque (système tibia proximal NCB®, 5 trous, longueur 132 mm) a été fixée par des vis verrouillées par des bouchons de blocage (diamètre de vis corticale 4.5 mm).

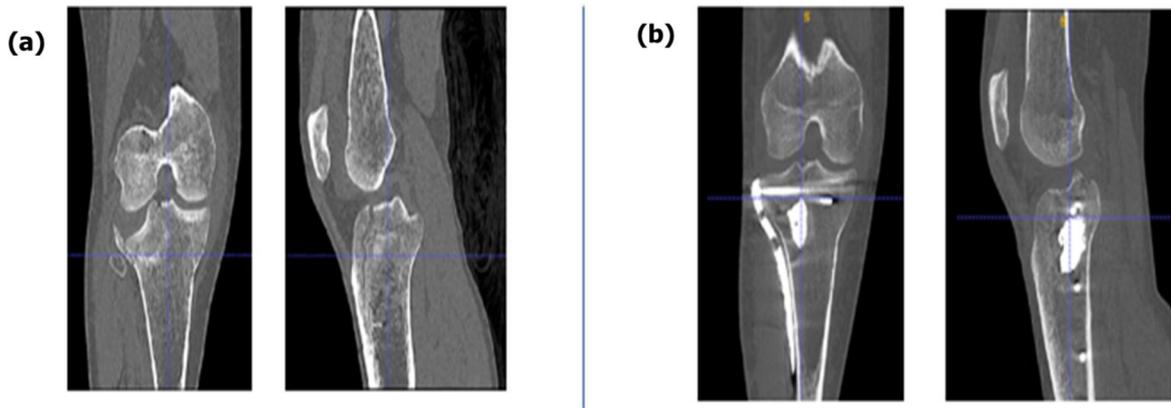


Figure III-2. Coupes d'images du plateau tibial de la patiente. (a) avant la stabilisation. (b) après la stabilisation.

Le ciment PMMA a été injecté dans la cavité fournie par le ballonnet. La fracture et la dépression ont été mesurées sur la tomographie (CT). Les données CT et l'imagerie médicale 3D des genoux postopératoires ont été utilisées pour créer des données de base pour une simulation des modèles EF personnalisées. Pour étudier la contribution de l'augmentation du ciment et les effets structurels de l'os cortical et trabéculaire dans le changement des contraintes près de l'interface implant-os, les modèles EF ont représenté la portée complète du processus clinique, qui a été simulé dans les quatre étapes de guérison présentées dans la [Figure III-3](#) ainsi un modèle de référence représenté par un plateau tibial intact :

- L'étape 1 a représenté la réduction et l'ostéosynthèse juste après la chirurgie. Le plateau tibial a été séparé en deux parties : le Plateau Tibial (PT) et le fragment (Fr).
- L'étape 2 a représenté le plateau tibial avec une plaque et des vis après un processus complet de guérison correspondant à une union parfaite des deux parties.

- L'étape 3 est semblable à l'étape 2, mais se produit juste après avoir retiré la plaque et les vis, les trous de vis ont été présentés.
- L'étape 4 a représenté le plateau tibial après une guérison complète et une reconsolidation osseuse, où tous les trous et l'écart entre les fragments sont consolidés.
- L'étape de référence correspond à un plateau tibial intact.

Pour les étapes 1 à 4, deux cas ont été considérés : avec ou sans remplissage de ciment PMMA.

III.2.2 Morphologie de l'os fracturé et le modèle de la plaque

Un modèle tridimensionnel d'un plateau tibial humain avec la fracture dépression-séparation traité par une plaque verrouillée, augmentation de l'os par ballonnet et remplissage par ciment a été extrait de l'imagerie médicale. Pour créer des modèles 3D du plateau tibial fracturé, la segmentation, pour l'os externe et la surface interne médullaire, a été réalisée en utilisant un logiciel de segmentation spécifique (Slicer 3D). La surface interne médullaire et la plaque, les vis et l'os dense ont été isolés des tissus mous via un processus d'étiquetage semi-automatique des unités d'Hounsfield. Un processus d'ingénierie inverse semi-automatique a été utilisé pour identifier et corriger les surfaces de chaque composant. Les surfaces triangulaires des formes extérieures ont été converties en surfaces B-spline rationnelles non uniformes (NURBS). Les modèles solides ont été générés en utilisant un logiciel de CAO (SolidWorks). Pour simplifier la modélisation, le cartilage n'a pas été pris en considération. Les géométries de la plaque et des vis ont été extraites de données. Le volume rempli par le ciment a été extrait et a été construit pour présenter un véritable implant de renforcement. La fracture du plateau tibial latéral a été reproduite à l'aide de données géométriques et mesures provenant des images de scannographies de patient. La fracture a été traitée et une propagation ou un écartement moyen a été pris en considération. À partir de ce modèle de base 3D, nous avons reproduit tous les modèles présentés au cours des différentes étapes du processus clinique. (Fig. III-4).

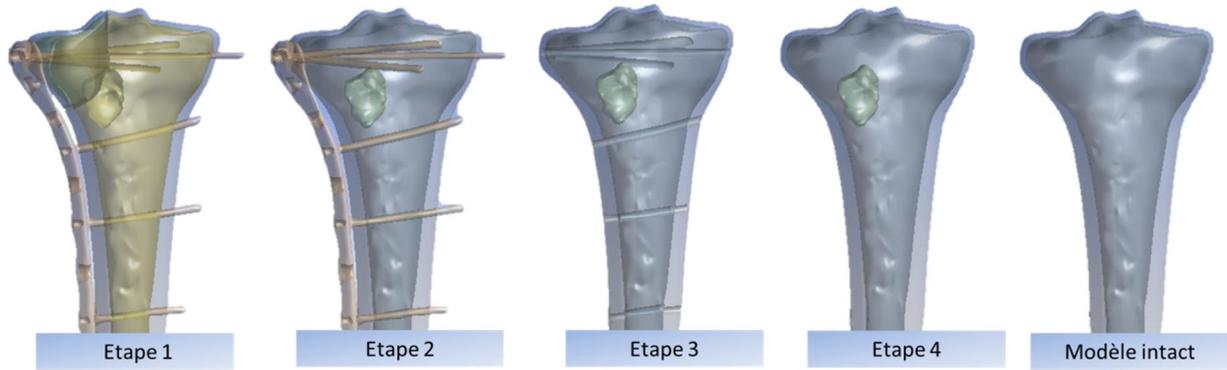


Figure III-3. Reconstruction des modèles 3D du plateau tibial et toutes les étapes de processus clinique de guérisons.

III.2.3 Analyse par Eléments finis

Neuf modèles ont été comparés dans notre étude : un tibia pré-chirurgical physiologique intact et sain a été pris comme modèle de référence ; des modèles fracturés avec un remplissage de ciment et sans remplissage de ciment pour simuler deux cas post-chirurgicaux et les autres modèles pour simuler des étapes successives de consolidation (étapes 2 à 4, Fig. III-1). Le tibia pré-chirurgical physiologique intact et sain a été construit à partir du scanner CT post-opératoire et en remplissant les cavités et l'espace avec les matériaux osseux après retrait des vis et de la plaque. Comme la pathogenèse et la qualité osseuse limitée de l'ostéoporose ont un rôle important dans le processus décisionnel pour le chirurgien ou pour les décisions thérapeutiques (Kammerlander et al., 2016; Osterhoff et al., 2016), un autre paramètre est considéré sur la densité minérale osseuse (DMO) du patient. Afin d'analyser l'effet des caractéristiques osseuses trabéculaires, tous les modèles ont été simulés pour deux valeurs de DMO correspondant à une patiente en bonne santé (24 ans) et à un échantillon ostéoporotique progressif. Les modèles d'éléments finis obtenus ont été importés et analysés à l'aide du logiciel ANSYS 16.1.

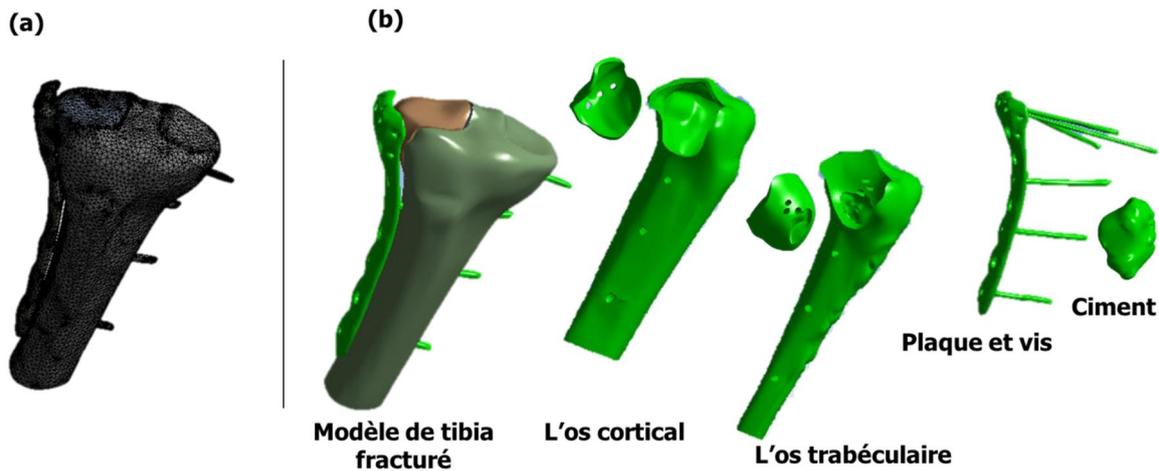


Figure III-4. Les entités du plateau tibial (modèle de base) : (a) maillage ; (b) Géométrie des différentes entités.

D'une manière expérimentale, une technique de transmission par ultrasons peut être utilisée pour évaluer les propriétés des matières osseuses (Rho, 1996; Rho et al., 1993). Pour créer des modèles EF d'os humains spécifiques, les propriétés élastiques du matériau sont souvent tirées des images de scan (CT). Cette méthode tient compte de la relation entre la densité, le module élastique et les niveaux de gris dérivés de l'imagerie CT (Nazemi et al., 2015). Les effets de la relation mathématique entre le module élastique et la densité osseuse sur les paramètres mécaniques ont été étudiés dans plusieurs travaux (Chapitre 2) (Nazemi et al., 2015; Tuncer et al., 2014). La différence entre les propriétés d'os cortical et l'os spongieux a été plus clairement définie (Rho et al., 1993). Les propriétés mécaniques dépendent de leurs sites anatomiques, de leur espèce (Morgan et al., 2003) et de la localisation métaphysaire (Goldstein et al., 1983). De plus, les propriétés osseuses orthotropes ont été considérées (Doht et al., 2012; Rho, 1996). Cependant, une modélisation précise du comportement hétérogène et anisotrope de la variation osseuse (Ashman et al., 1987; Hoffmeister et al., 2000b) reste un défi majeur dans les études d'éléments finis.

Dans notre cas, pour obtenir le modèle de référence (plateau tibial intact), l'os était supposé avoir des propriétés élastiques, homogènes et orthotropes. Les propriétés des matériaux orthotropes de l'os trabéculaire ont été incorporées dans les modèles EF en utilisant une seule orientation trabéculaire globale (par rapport à l'axe longitudinal des os), et un degré constant d'anisotropie était un rapport d' E_3 de l'axe long, et $E_1 = E_2 = 0.33 * E_3$ (Amini et al., 2015; Ashman et al., 1989). Le module d'élasticité de l'os cortical

a été calculé à partir de la moyenne du module élastique de l'os cortical subchondral dérivé des données de scan CT et du module d'os cortical de la diaphyse dérivé des données de la littérature (Rho, 1996).

Concernant l'os trabéculaire, une moyenne, des valeurs de gris provenant des données de rayons X de différentes régions, a été utilisée pour évaluer les propriétés orthotropes. Pour attribuer les valeurs **E** longitudinales des différents os, on a utilisé deux relations de module de densités différentes, une pour l'os trabéculaire (Amini et al., 2015; Helgason et al., 2008)

$$E(MPa) = 3.89\rho_{dry}^2 \tag{III-1}$$

et l'autre pour l'os cortical (Amini et al., 2015; Helgason et al., 2008; Snyder and Schneider, 1991)

$$E(MPa) = 3.891\rho_{app}^{2.39} \tag{III-2}$$

La relation entre les valeurs de gris (HU, Hounsfield Unit) et la densité tissulaire était supposée linéaire. Les propriétés osseuses et les caractéristiques du ciment, de la plaque et des vis utilisées dans cette étude sont présentées dans le tableau 1. Le changement de densité osseuse chez un spécimen âgé ou d'ostéoporose (Russo et al., 2003; Vega et al., 1998) peut être estimé en matière d'unité d'Hounsfield (Kanis et al., 1994; Schreiber et al., 2011). Les propriétés mécaniques ont été corrélées avec la densité osseuse (Helgason et al., 2008). Afin de simuler l'ostéoporose osseuse, seulement 60% du module d'élasticité trabéculaire (60% de la densité osseuse) ont été utilisés pour analyser le remplissage du ciment dans le plateau tibial à faible densité.

Tableau III-1. Propriétés des matériaux.

Matériaux	Modules élastiques (MPa)	Coefficient de Poisson
L'os cortical	$E_3 = 12847$	$\nu_{12} = 0.381$
	$E_2 = 7098$	$\nu_{13} = 0.172$
	$E_1 = 6498$	$\nu_{23} = 0.167$
	$G_{12} = 2290$	$\nu_{21} = 0.396$
	$G_{13} = 2826$	$\nu_{31} = 0.376$
	$G_{23} = 3176$	$\nu_{32} = 0.346$
L'os spongieux	$E_3 = 370.6$	$\nu_{12} = 0.381$
	$E_2 = 123.4$	$\nu_{13} = 0.104$
	$E_1 = 123.4$	$\nu_{23} = 0.104$
	$G_{12} = 44.84$	$\nu_{21} = 0.381$
	$G_{13} = 58.18$	$\nu_{31} = 0.312$
	$G_{23} = 58.18$	$\nu_{32} = 0.312$
PMMA	$E = 2163$	$\nu = 0.375$
Alliage de Titane(Ti6Al4V)	$E = 110000$	$\nu = 0.3$

Les différentes parties du modèle de fracture tibiale proximale (Fig. III-2) ont été maillées à l'aide d'éléments tétraédriques quadratiques comme recommandé dans la littérature (Polgar et al., 2001). Le modèle EF a été testé en appliquant un maillage différent jusqu'à ce que le déplacement total calculé soit inférieur à 1%. La sensibilité du processus de maillage a entraîné environ 714045 éléments et 1113066 nœuds pour le modèle de base. La même méthode de maillage a été utilisée pour tous les autres modèles d'études.

III.2.4 Conditions aux limites et chargement

Les charges réalistes et les conditions aux limites sont une condition importante pour la fiabilité du modèle et l'analyse de l'interaction des variables étudiées. Les conditions limites appliquées dans cette étude ont été choisies pour simuler une charge où le patient est en une seule jambe de position pendant un cycle de marche (position monopodal). La force de contact articulaire des travaux de Taylor et al (Taylor et al., 2004) a été signalée comme étant trois fois le poids corporel, et ce résultat a été utilisé dans notre étude pour le poids du patient (60 kg). La charge de compression a été partagée entre les compartiments médial et latéral du tibia (55-45% respectivement) (Zhao et al., 2007) et a été appliquée pour calculer les contraintes équivalentes et les champs de déplacement dans le plateau tibial avec et sans augmentation de ciment. La surface inférieure a été contrainte d'avoir un déplacement nul dans tous les degrés de liberté. Les conditions de chargement étaient les mêmes pour tous les modèles dans toutes les étapes.

Le contact entre les vis et les os a été supposé entièrement assuré et que l'interface a été parfaitement délimitée. Les interfaces plaque-os et ciment-os ont également été considérées comme parfaitement contraintes en supposant des fixations idéales.

La validation du modèle a été effectuée en premier lieu en simulant un test d'indentation cadavérique mené par Morteza Amini (Amini et al., 2015). Dans leur travail, la rigidité mesurée expérimentalement a été comparée à une rigidité dérivée des éléments finis. Le modèle EF a également été validé par rapport au modèle numérique. Le modèle de plateau tibial fracturé a été construit avec une simple fracture séparation et a été simulé dans les mêmes conditions de simulation employées par Carrera et al (Carrera et al., 2016). Les résultats obtenus au cours de la procédure de validation

étaient en accord avec les résultats de la dernière étude : pour la répartition des contraintes équivalentes de von Mises, les auteurs ont trouvé une valeur maximale de 20 MPa située dans la plaque de verrouillage, tandis que la présente étude de validation fournissait une valeur de 17.312 MPa, ce qui correspond à une différence de 13.44% en contraintes équivalentes de von Mises et à 3.04% de déplacement.

III.3 RESULTATS

III.3.1 Les champs des contraintes

Les Figures III-5, III-6, III-7 et III-8 montrent les champs de contraintes des entités de plateau tibial pour les étapes (1 à 4 et intact) lors d'une charge de position sur une seule jambe pendant le cycle de marche. A l'étape 1, les contraintes maximales de von Mises obtenues pour le tibia fracturé traité avec et sans augmentation de ciment ont été de 134.9 MPa et 289.9 MPa respectivement sur la plaque. La contrainte maximale calculée sans augmentation du ciment a été plus du double de la contrainte maximale calculée avec l'augmentation du ciment.

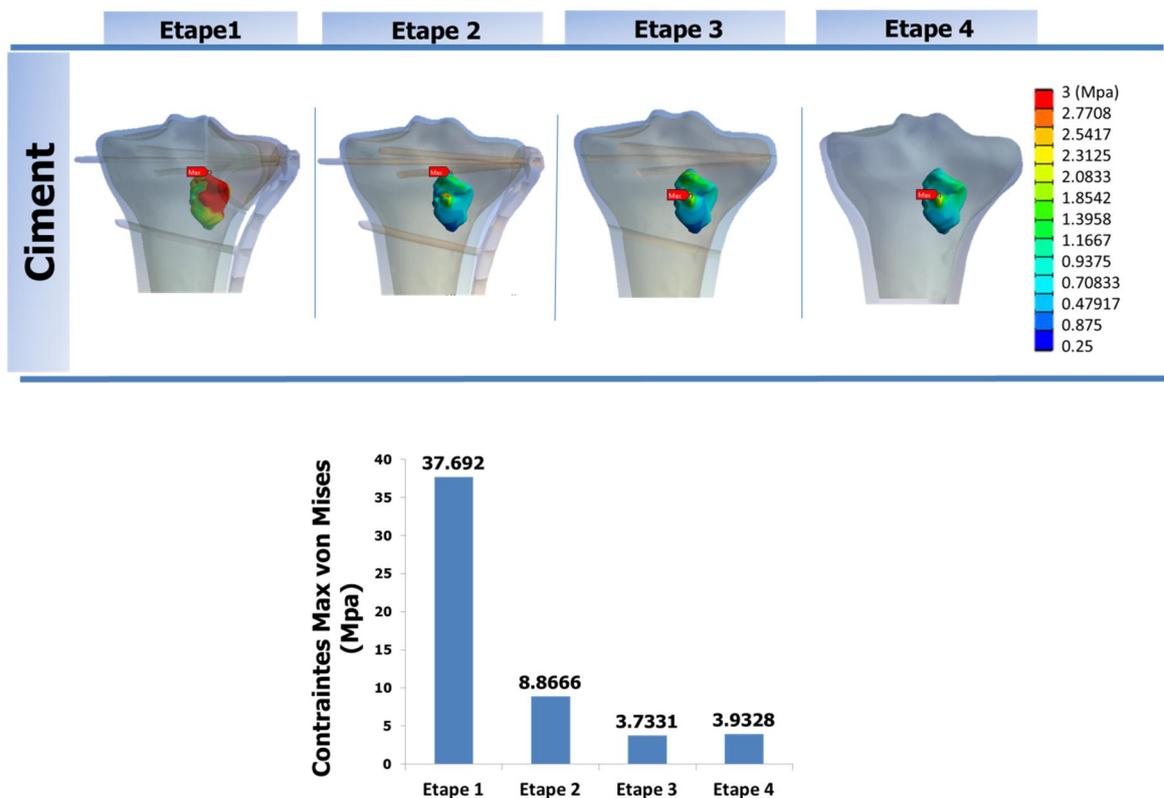


Figure III-5. Distribution des contraintes von Mises dans le ciment. de l'étape 1 à 4.

En outre, la valeur de contrainte la plus élevée a été située dans la plaque de verrouillage et la faible contrainte de 13.8 MPa (avec augmentation de ciment), 23.5 MPa (sans augmentation de ciment) a été située dans l'os trabéculaire. Relativement aux contraintes maximales supportées par les implants de verrouillage (étape 1), la quantité de charge portée par la plaque a diminué de 75.6% (sans augmentation de ciment) et de 47.9% (avec injection de ciment) suite à la guérison des fractures (étape 2). Pour le ciment injecté, la contrainte maximale a diminué de 76.5% suite à la cicatrisation de la fracture (étape 2), et a diminué de 90.1% suite à la cicatrisation des fractures et à l'élimination des plaques (étape 3). Tandis que les contraintes du ciment ont enregistré une augmentation insignifiante une fois les vis retirées et la guérison des fractures s'est produite (étape 4).

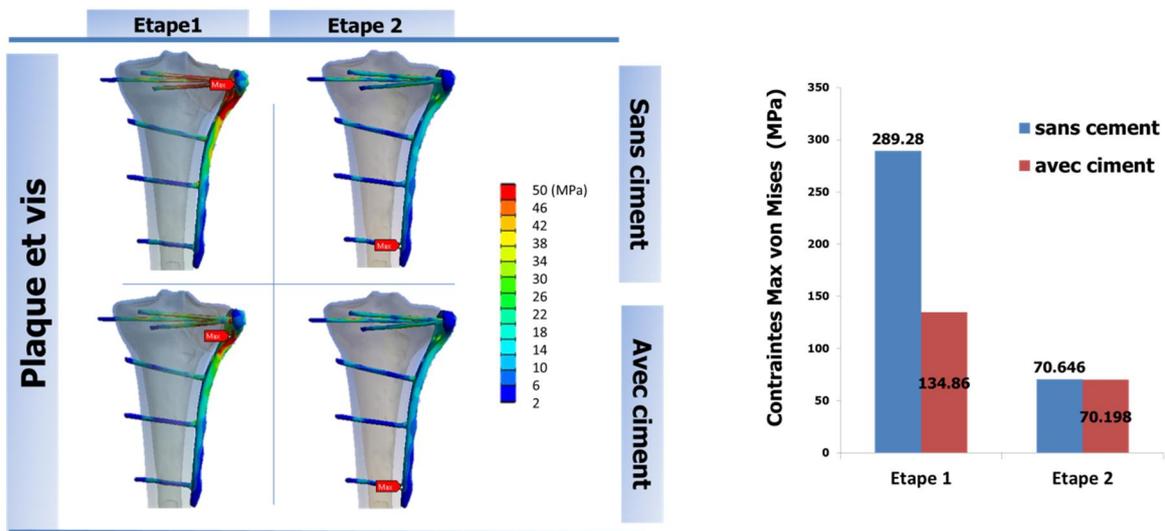


Figure III-6. Distribution des contraintes von Mises dans les implants (plaque et vis). De l'étape 1 et 2.

Les champs de contrainte dans l'os cortical dans des modèles sans augmentation de ciment et avec augmentation de ciment ont respectivement produit des pics (valeurs maximales) de 99.22 MPa et 56.282 MPa (étape 1), 25.652 MPa et 26.125 MPa (étape 2), 28.48 MPa et 28.001 MPa (étape 3), 24.702 MPa et 24.662 MPa (étape 4) et 24.637 MPa (intact). Pour le plateau tibial fixé (étape 1), la région située au-dessus de l'écartement de fracture a présenté des contraintes faibles de tibia, puisque la majeure partie de la charge était supportée par le fragment tibial sur l'écartement de la fracture où il y avait 99.22 MPa (sans augmentation de ciment) et 56.282 MPa (avec augmentation du ciment) des contraintes sur le sommet à la surface de vis. Pour l'étape 2 et l'étape 3, le

plateau tibial a montré une répartition de contrainte relativement uniforme avec une contrainte maximale de 25.652 MPa et 28.485 MPa (modèles sans augmentation de ciment) et 26.125 MPa et 28.001 MPa (modèles avec augmentation de ciment) dans la région subchondrale médiale. Pour l'étape 4, le plateau tibial avec augmentation du ciment a montré une répartition de contrainte relativement uniforme avec un maximum dans la région subchondrale médiale similaire au tibia intact avec une différence insignifiante. Dans le modèle sans augmentation de ciment, la contrainte maximale était située dans la région subchondrale médiale. Plus précisément, le tibia intact avait une répartition de contrainte approximativement similaire avec une contrainte maximale de 24.637 MPa dans la région d'application de charge au sommet du plateau tibial et une forte contrainte dans la région dorsale supérieure.

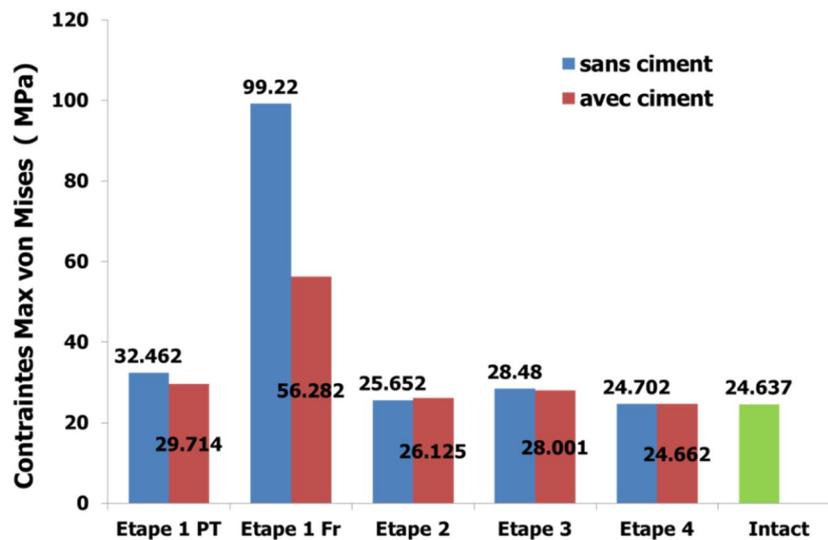
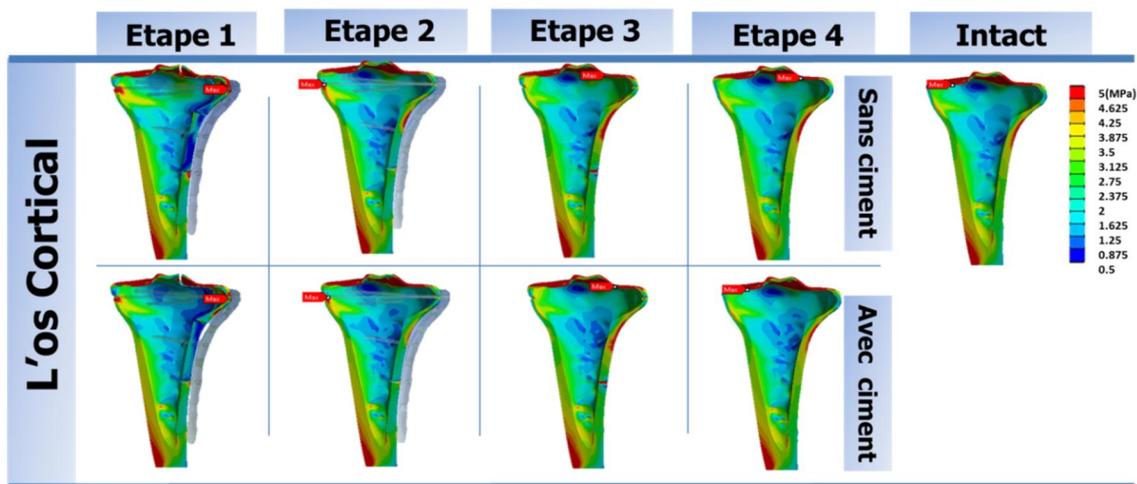


Figure III-7. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os cortical de plateau tibial dans toutes les étapes (1, 2, 3, 4 et intact) de blessure jusqu'à la cicatrisation. (Traité avec plaque et ciment d'augmentation et traité avec plaque de verrouillage seulement).

Par rapport aux contraintes transmises à l'os cortical, les contraintes maximales de von Mises de l'os trabéculaire, pour tous les modèles, sont présentées à la [Figure III-8](#). Pour l'étape 1, la charge a été supportée par le plateau tibial à l'os autour des vis où les valeurs de contraintes maximales étaient 23.473 MPa (sans augmentation de ciment) et 13.839 MPa (avec augmentation de ciment). Pour l'étape 2, le plateau tibial a montré une répartition de contrainte relativement uniforme avec une contrainte maximale de 6.583 MPa (modèles sans augmentation de ciment) et 4.969 MPa (modèles avec augmentation de ciment) dans la région médiale. En ce qui concerne l'étape 3, des valeurs des contraintes maximales de 9.489 MPa (sans augmentation de ciment) et de 9.145 MPa (avec augmentation de ciment) aux trous de vis ont été observées. Pour l'étape 4, le plateau tibial avec l'augmentation du ciment a montré une répartition de contrainte relativement uniforme avec un maximum de 3 MPa dans la région latérale (le tibia intact) avec une différence insignifiante, mais dans le modèle sans augmentation de ciment, on a localisé la contrainte maximale de 7.67 MPa dans la région médiale. En ce qui concerne le modèle de référence (tibia intact), la répartition de contrainte était relativement uniforme avec une contrainte maximale de 3MPa dans la région subchondrale latérale de charge appliquée au sommet du plateau tibial et avec une contrainte élevée dans la région dorsale supérieure.

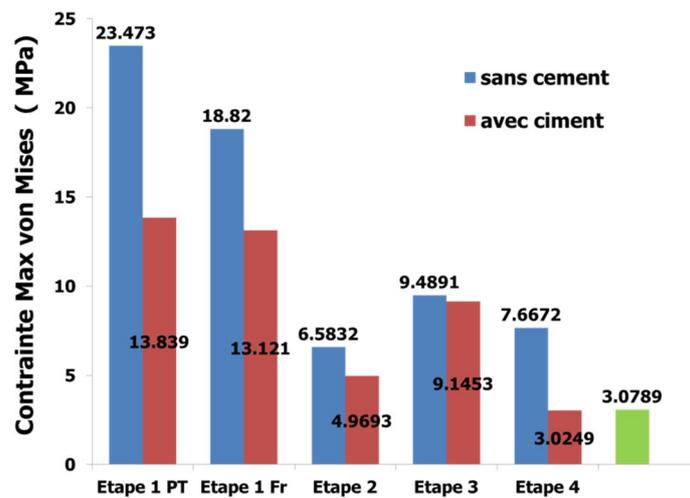
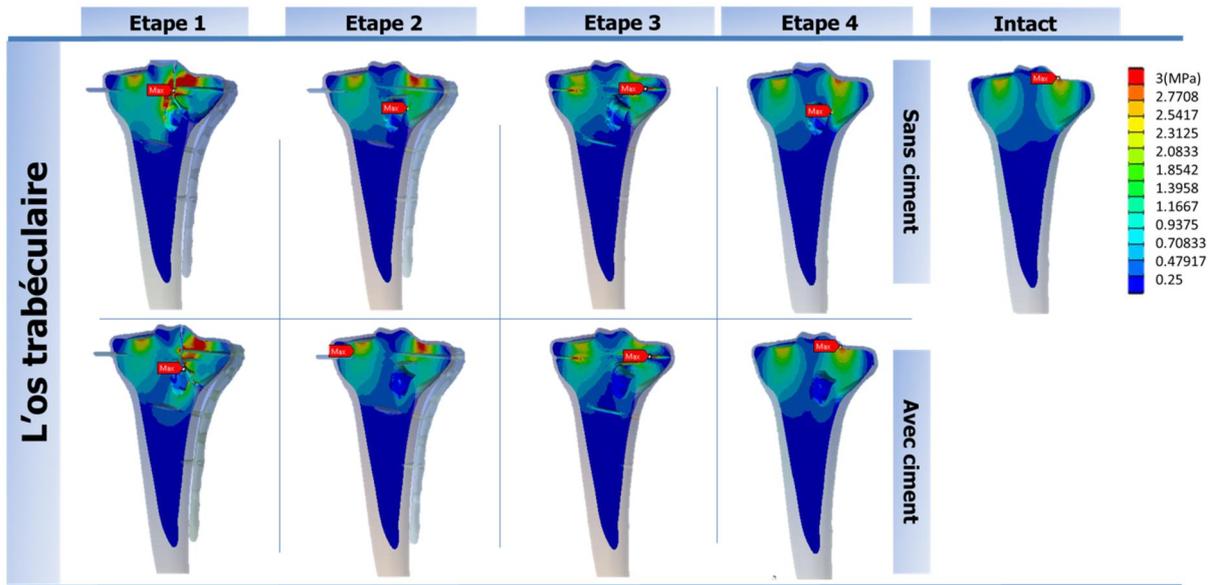


Figure III-8. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os spongieux de plateau tibial dans toutes les étapes (1, 2, 3, 4 et intact) de blessure jusqu'à la cicatrisation. (Traité avec plaque et ciment d'augmentation et traité avec plaque de verrouillage seulement).

Les contraintes de l'os trabéculaire ont tendance à être concentrées autour des vis supérieures près du site de fracture sans augmentation de ciment, alors qu'avec l'augmentation du ciment, elles ont tendance à être concentrées à la surface inférieure de la vis (Fig. III-8). En outre, la région latérale au-dessus de l'écartement de la fracture a montré des contraintes faibles dans le plateau tibial traité sans augmentation de ciment, alors que les contraintes dans le plateau traité par l'augmentation du ciment ont tendance à être concentrées à l'interface de l'os trabéculaire du fragment de tibia et du ciment (Fig. III-8).

Afin d'illustrer la répartition des contraintes dans les os et les implants (Étapes 1, 2, 3, 4 et intact), les graphes des [Figures III-6, III-7 et III-8](#) présentent des comparaisons de la façon dont la contrainte maximale différait en grandeur. La contrainte maximale dans les modèles a été réduite à une valeur appropriée, permettant une visualisation des contraintes dans la plupart des entités des modèles. La section transversale tibiale dans le plan longitudinal (montrée dans la [Figure III-8](#), avec du ciment) a montré l'interaction ciment-os au site d'implantation, alors que le modèle sans ciment a montré une augmentation de la contrainte de von Mises au site d'augmentation sans remplir la cavité.

La [Figure III-9](#) montre la répartition de contrainte de cisaillement de l'os trabéculaire au plateau tibial fracturé (étape 1). La contrainte de cisaillement maximale obtenue pour l'os trabéculaire du plateau tibial fracturé traité avec l'augmentation du ciment était de 7.65 MPa, alors que la contrainte de cisaillement maximale de l'os trabéculaire du plateau tibial fracturé traité qu'avec une plaque verrouillée n'était que de 12.7 MPa.

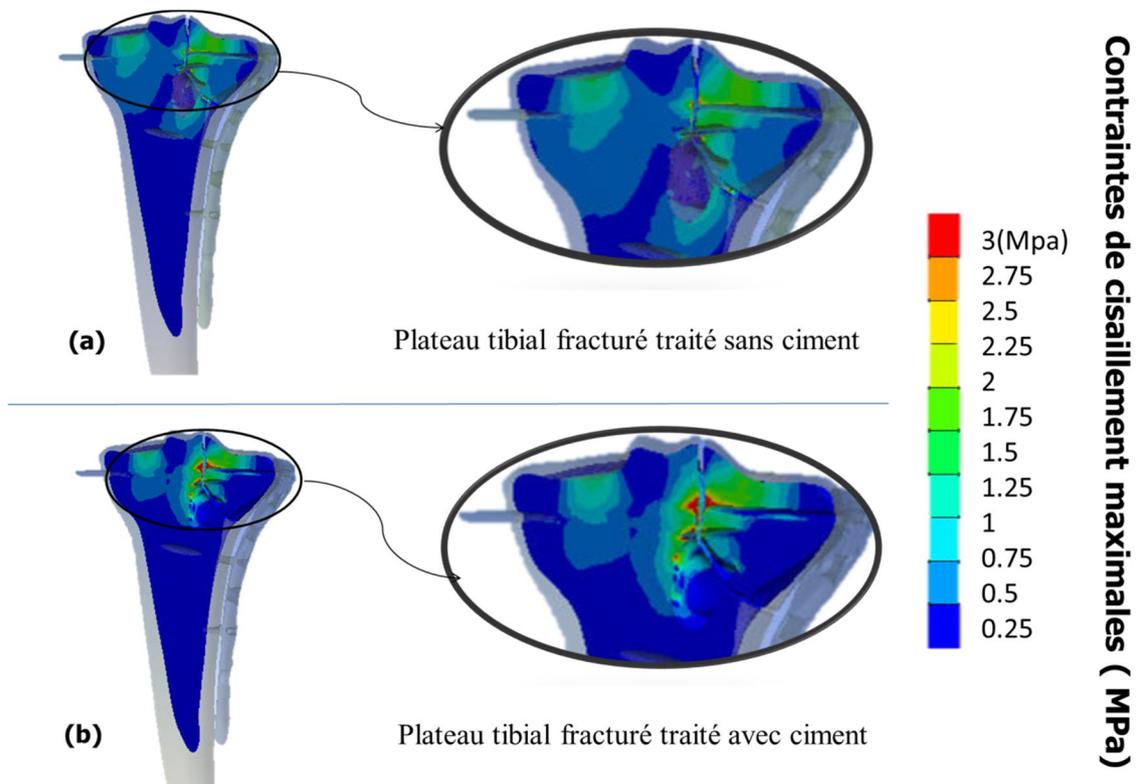


Figure III-9. Distribution des contraintes de cisaillement dans le plateau tibial fracturé : (a) plateau tibial traité avec plaque de verrouillage et ciment d'augmentation ; (b) plateau tibial traité avec plaque de verrouillage seulement.

III.3.2 Les champs des déplacements

La **Figure III-10** montre le déplacement résultant et les champs de déplacement caudal dans le plateau tibial à chaque étape. Sur la base des prédictions et des approximations des modèles, le déplacement maximal résultant de l'os entier dans les modèles sans augmentation de ciment et avec augmentation de ciment respectivement était de 0.512 mm, 0.307 mm (étape 1) ; 0.212 mm, 0.205 mm (étape 2) ; 0.231 mm, 0.223 mm (étape 3) ; 0.210 mm, 0.199 mm (étape 4) et 0.202 mm sur le tibia intact. Alors que le déplacement total maximal a été situé au niveau du plateau latéral subchondral à tous les stades, le pic ou la valeur maximale de déplacement caudal a été situé au plateau médian subchondral à toutes les étapes, sauf sur le plateau tibial fixe, où le pic (la valeur maximale) se situait sur le plateau tibial latéral.

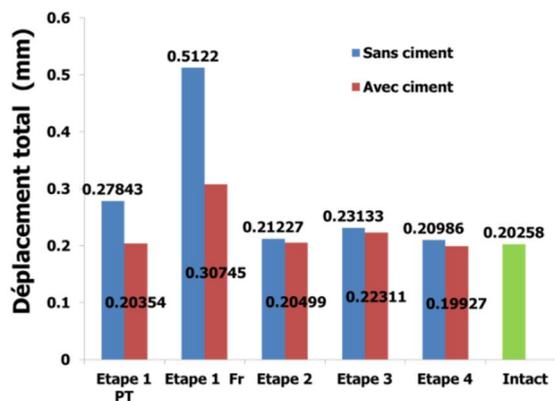
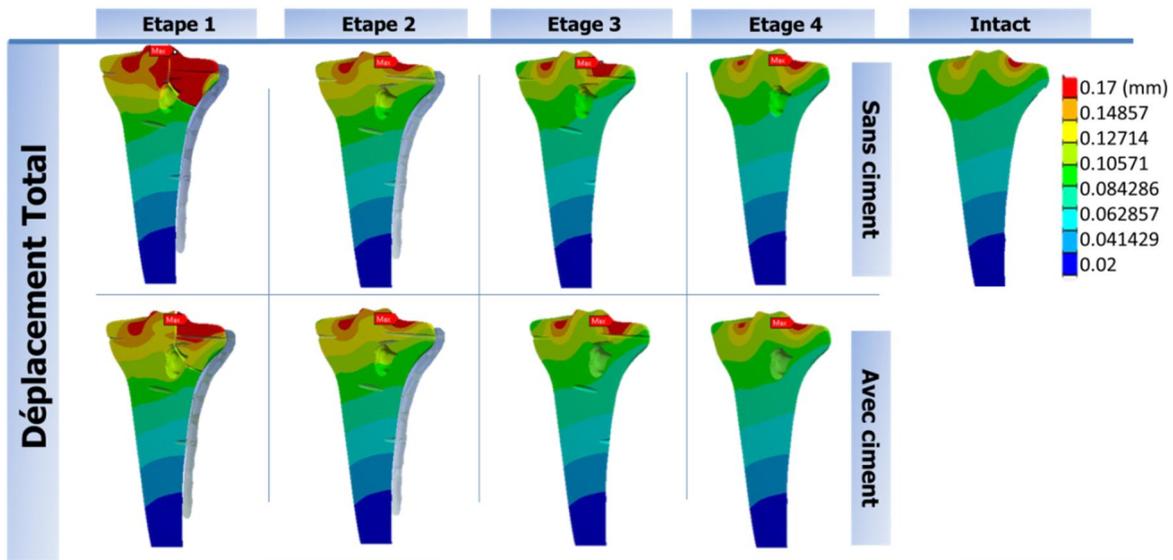


Figure III-10. Champs de déplacement total dans le plateau tibial.

Le résultat le plus largement observé est la différence entre les déplacements du plateau tibial réparé sans augmentation de ciment et le plateau tibial réparé avec augmentation de ciment (étape 1). Le déplacement total maximal du plateau tibial réparé sans augmentation du ciment a augmenté de 66.6% par rapport au plateau tibial réparé avec augmentation du ciment et augmenté de 152.8% par rapport au plateau tibial intact. La même observation peut être faite pour le plateau tibial latéral caudal (Fig. III-11), le déplacement caudal maximal du plateau tibial latéral réparé sans augmentation du ciment était de 0.424 mm, ce qu'a augmenté de 112.1% par rapport au plateau tibial latéral réparé avec une augmentation du ciment (0.20 mm) et a augmenté de 138.2% par rapport au plateau tibial intact (0.178 mm).

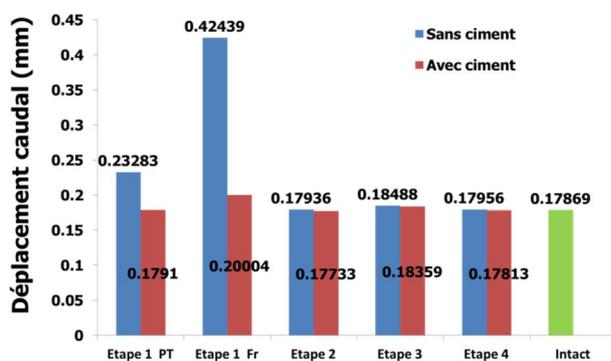
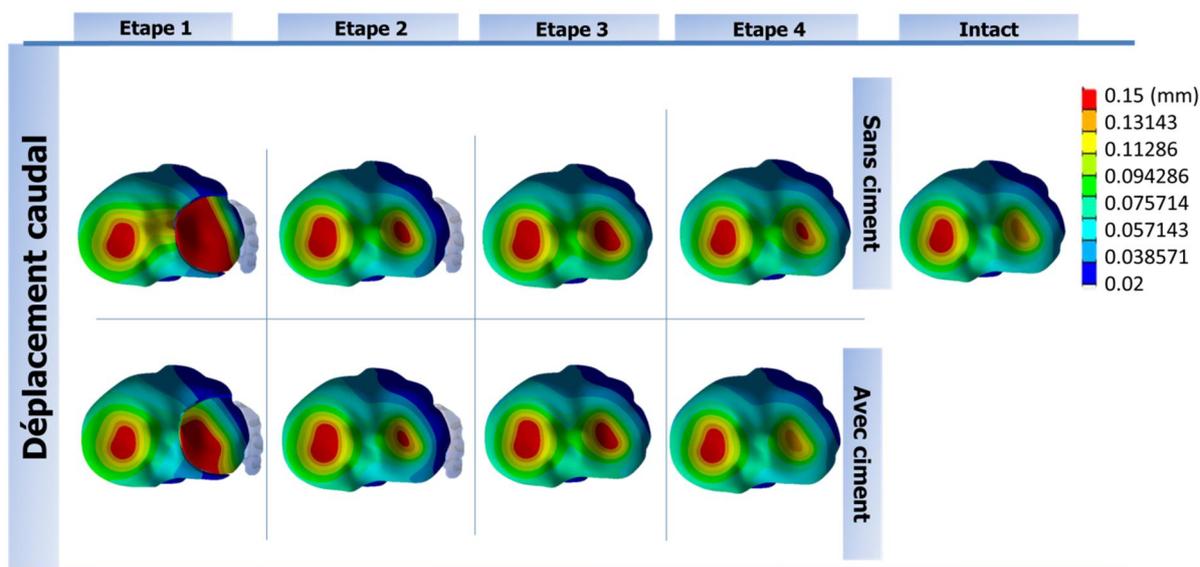


Figure III-11. Champs de déplacement caudal dans le plateau tibial.

III.3.3 La contribution de ciment

La Figure III-12 montre la répartition des contraintes dans le plateau tibial à l'étape 4, lorsque tous les implants ont été enlevés et l'os a été guéri. Par rapport au tibia intact, la contrainte maximale de von Mises obtenue pour le plateau tibial cortical et trabéculaire guéri sans augmentation de ciment a été plus élevée, alors que la contrainte maximale de von Mises pour le plateau tibial cortical et trabéculaire avec augmentation du ciment a été légèrement inférieure. Dans le cas ostéoporotique (faible densité osseuse), la contrainte maximale pour tous les modèles a été plus élevée que la contrainte maximale dans les modèles sains (densité osseuse élevée).

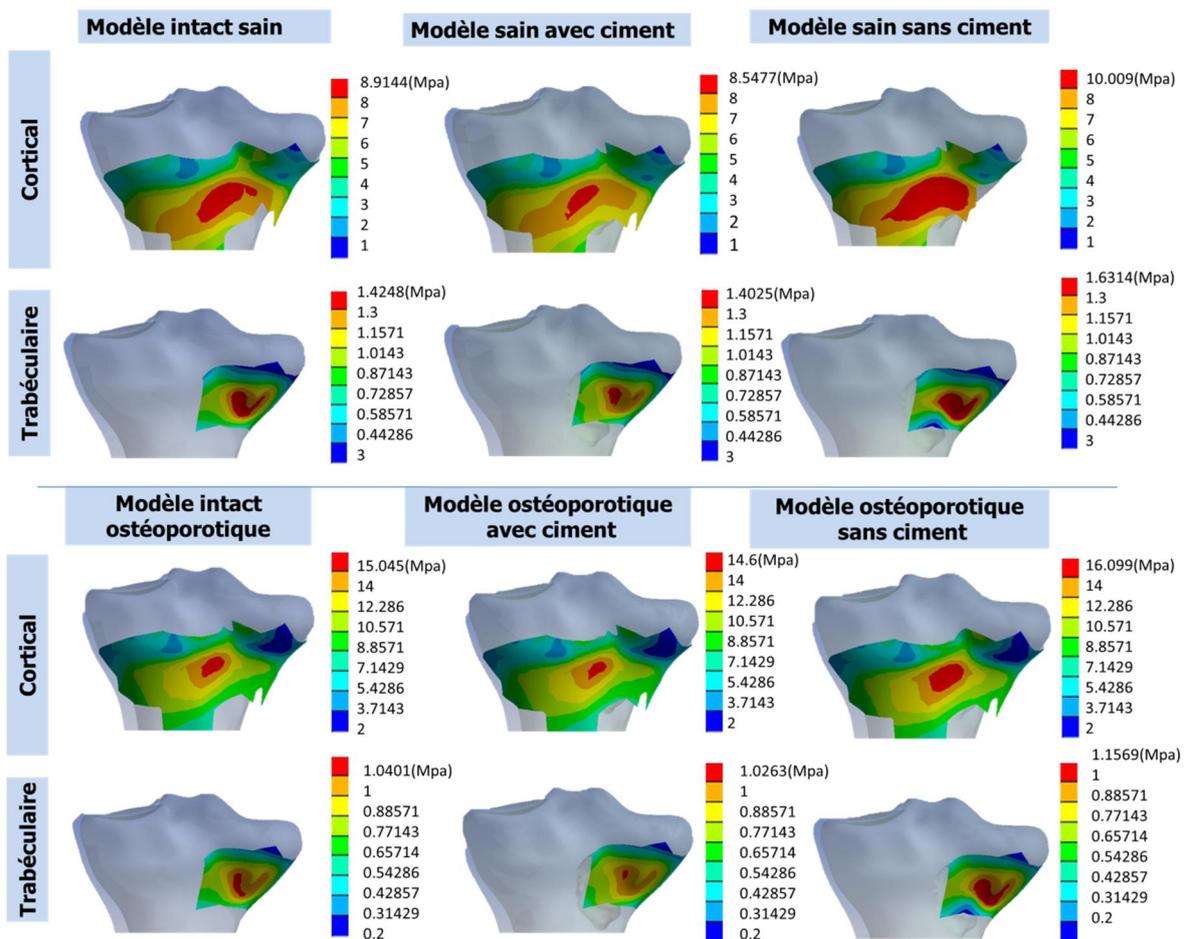


Figure III-12. Contraintes de von Mises du plateau tibial dorsal : dans le plateau intact, plateau cicatrisé avec ciment et sans ciment (l'étape 4, le cas sain et le cas ostéoporotique).

III.3.4 L'influence de l'implant

L'estimation des risques de défaillance de l'implant, de l'instabilité de la fracture et de la répartition des contraintes autour de la zone fracturée pour différentes tailles d'implants dans les zones métaphysaires et diaphysaires, est illustrée dans la [Figure III-13](#). Pour l'os cortical, les distributions de contraintes dans les deux cas étaient similaires sur le plateau, autour de 5 MPa. Par contre, pour l'os spongieux, la concentration de contrainte est apparue dans la zone fracturée, de chaque partie de la fracture et près du contact entre les fragments d'os et les vis dans la zone de séparation. Concernant la répartition des contraintes dans la plaque et les vis pour les deux modèles stabilisés, les valeurs de contrainte sont élevées dans les vis fixées dans les épiphyses pour stabiliser la fracture. Dans la partie inférieure de la plaque et dans les vis situées en bas, la contrainte équivalente ne dépasse pas 25 MPa pour les deux modèles.

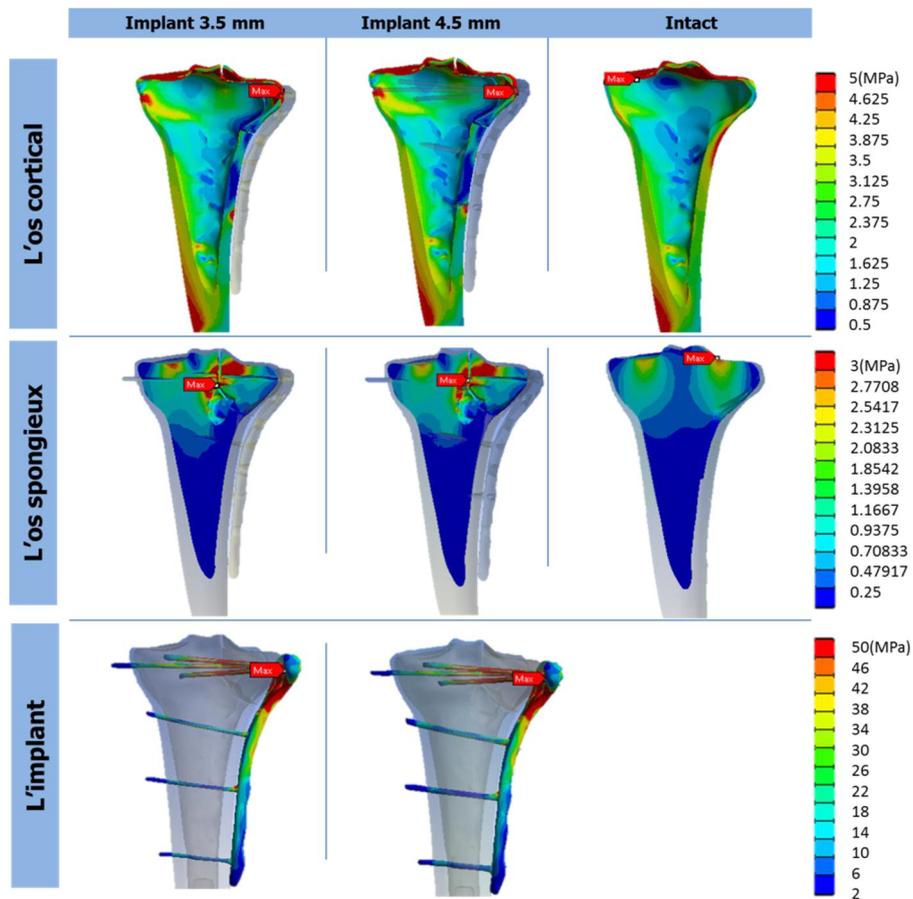


Figure III-13. L'influence de taille de vis sur la stabilisation du plateau tibial, étape 1.

III.4 DISCUSSION

Pour analyser et quantifier la variation des propriétés mécaniques dans le plateau tibial durant les étapes de guérison, de la blessure jusqu'à la cicatrisation, et les modéliser, un cas clinique personnalisé de stabilisation de la fracture dépression-séparation du tibia proximal (Schatzker type II) utilisant une plaque d'augmentation et de blocage du ciment a été analysé à partir d'un modèle éléments finis. D'un point de vue chirurgical, l'augmentation de ballonnet réduit la dépression, la plaque de verrouillage et les vis assurent la jonction et la stabilité des fragments. Le transfert de charge et la contrainte maximale peuvent conduire à un « stress shielding » par rapport au tibia intact d'origine. Cette étude a été menée afin de vérifier certaines hypothèses, selon lesquelles le ciment injecté pourrait réduire la perte de réduction de la fracture après l'augmentation du ballonnet et pourrait modifier la distribution des contraintes entraînant une diminution du « stress shielding » et assurer la congruence des fragments par réduction du mouvement et du déplacement inter-fragmentaire.

L'analyse des résultats a montré que les distributions de déplacement et de contrainte ont été influencées par l'augmentation du ciment (injection de PMMA). Cette section de discussion a principalement porté sur la contribution du ciment pour deux moments importants pendant les réparations de fractures : juste après la stabilisation et après le processus de guérison.

III.4.1 Fracture stabilisée

La répartition des contraintes dans les deux types d'os (étape 1) montre une augmentation des valeurs dans l'os trabéculaire dans le modèle traité avec la plaque de verrouillage et l'augmentation du ciment et une réduction de contrainte dans l'os cortical dans le modèle traité avec la plaque de verrouillage seulement, un résultat qu'illustre la contribution du ciment. L'implant injecté au plateau fracturé a impliqué une diminution de contrainte dans l'os cortical de 8.46% du plateau tibial et 43.27% du fragment tibial, et une diminution significative de 53.8% était notable dans la plaque de verrouillage. D'autre part, l'implant injecté a entraîné une diminution de contrainte dans l'os trabéculaire de 41.04% du plateau tibial et de 30.28% du fragment tibial. Cela s'explique par le fait que le ciment a pu transférer les charges à travers l'interface os-implant. En comparant les distributions de contraintes par rapport au modèle intact

avant la fracture (Figs. III-6, III-7 et III-8), une augmentation importante a été observée dans les deux types d'os, ce qui peut être attribué à la capacité du tibia intact pour assurer une répartition uniforme de la contrainte dans l'ensemble du volume.

D'un autre point de vue, par rapport au tibia intact, les deux techniques de stabilisation (avec réduction de ballonnet seulement et réduction de ballonnet et remplissage de ciment) ont donné des contraintes plus faibles sur les faces corticales et trabéculaires de la plaque verrouillée. Les contraintes corticales longitudinales le long du plateau tibial latéral (interface plateau tibial -plaque) traitées sans augmentation de ciment ont diminué (à 0.5 MPa) autour de la région de fracture et à la région distale au-dessus de la fracture par rapport au plateau tibial intact. De même, les contraintes osseuses trabéculaires longitudinales ont tendance à se concentrer autour des vis supérieures près du site de fracture sans augmentation de ciment (Fig. III-7) et ont montré une faible contrainte dans la région latérale au-dessus de l'écartement de fracture. Ceci a illustré la contrainte « stress shielding » nature proche de la fracture due à la plaque de verrouillage. D'une autre manière, le renforcement de ciment augmente partiellement les contraintes longitudinales dans le plateau tibial traité avec l'augmentation du ciment (étape 1). L'augmentation du ciment a rendu uniforme la répartition de la contrainte dans la région latérale de l'os cortical (étape 1) et a augmenté la contrainte de l'os trabéculaire (étape 1) dans la région latérale au-dessus de la cavité. D'autre part, le ciment a diminué les valeurs des contraintes dans l'os trabéculaire dans la région médiale. Cela explique que le ciment assure la continuité du matériau et réduit la contrainte « stress shielding » en raison de la plaque de verrouillage tout en augmentant le « stress shielding » dans la région médiane. La jonction et la continuité du matériau fournie par le ciment réduisant la charge de cisaillement et le mouvement inter fragmentaire peut expliquer cela. Dans la littérature, il n'existe pas d'estimation ou d'évolution de la répartition des contraintes concernant le traitement de la fracture du plateau tibial en utilisant le ballonnet d'augmentation. En modélisant la fracture-séparation pure, Carrera et al (Carrera et al., 2016) ont analysé la contrainte de cisaillement et la force de réaction dans le traitement en utilisant deux modèles, avec une plaque à vis de verrouillage ou des vis canulées sous une charge représentant la position bipodale. Les auteurs ont conclu qu'il n'y avait pas de mouvements inter-fragmentaires cliniquement pertinents dans le modèle EF. Dans leurs modèles, une fracture géométrique parfaite avec un contact parfait a été envisagée,

tandis que dans notre étude, la fracture séparation-dépression du plateau tibial a été modélisée en tenant compte de la géométrie complexe de la fracture avec un écart de 1.5 mm mesuré sur le scan CT. Ainsi, la géométrie et la taille de l'espace et de la zone de chargement sont des facteurs mécaniques importants dans le processus de guérison des fractures (Miramini et al., 2016; Sarmiento et al., 1996). Le mouvement excessif et les forces de cisaillement étaient des facteurs défavorables, favorisant le retard ou la prévention de la guérison des fractures (Augat et al., 2003). Les déplacements inter-fragmentaires calculés par le déplacement moyen de la trajectoire de fracture et contrainte maximale de cisaillement dans le plateau tibial traité par augmentation de ciment et sans augmentation de ciment étaient respectivement de 0.12 mm, 7.65 MPa et 0.317 mm, 12.732 MPa (Fig. III-14). Ces valeurs soulignent l'influence du ciment sur le mouvement de cisaillement. Les valeurs de déplacement ont été inférieures à 2 mm, ce qui favorise la formation de cal car la capacité est excellente pour consolider la fracture pour un écart inférieur à 2 mm (Claes et al., 1998).

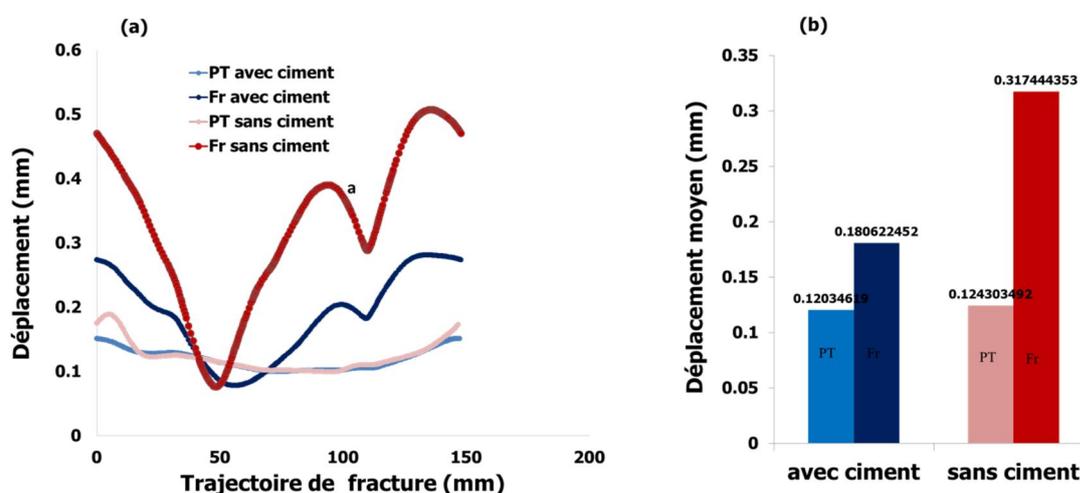


Figure III-14. (a) Déplacement à la trajectoire de la fracture ; (b) Le déplacement moyen avec ciment et sans ciment (PT Plateau tibial, Fr : fragment).

La stabilité de l'ostéosynthèse est primordiale dans la consolidation et la guérison osseuse. Un déplacement significatif de la fracture et une perte osseuse empêchent la non-union et la consolidation de l'os. Son et Chang (Son et Chang, 2013) ont montré que, l'efficacité de la cicatrisation de la fracture oblique de la diaphyse du tibia a été fortement affectée par l'état de chargement initial et le couplage du module de la plaque. De même, le maintien du poids pendant la cicatrisation doit être restreint pendant 6 à

12 semaines après l'opération afin d'éviter le déplacement subséquent de la fracture et d'éviter l'affaissement du fragment articulaire, même si un greffon osseux est utilisé (Kammerlander et al., 2016). Par conséquent, pour évaluer si le maintien de poids immédiat serait possible après la stabilisation chirurgicale, soit avec ou sans augmentation de ciment, les résultats de contrainte de cisaillement de l'os trabéculaire des modèles avec fracture et les valeurs de résistance au cisaillement, qui varient de 2.4 à 5.8 MPa (Carrera et al., 2016; Sanyal et al., 2012), ont été comparés pour illustrer le risque possible de fracture pour chaque modèle traité (Fig. III-15). Les valeurs ont montré que les contraintes de cisaillement trabéculaire dans les deux plateaux tibiaux fracturés étaient les plus élevées au chargement de 300% de poids corporel. Le plateau tibial traité avec l'augmentation du ciment a donné un risque de cisaillement plus faible dans tous les scénarios de chargement par rapport au plateau tibial traité sans augmentation de ciment.

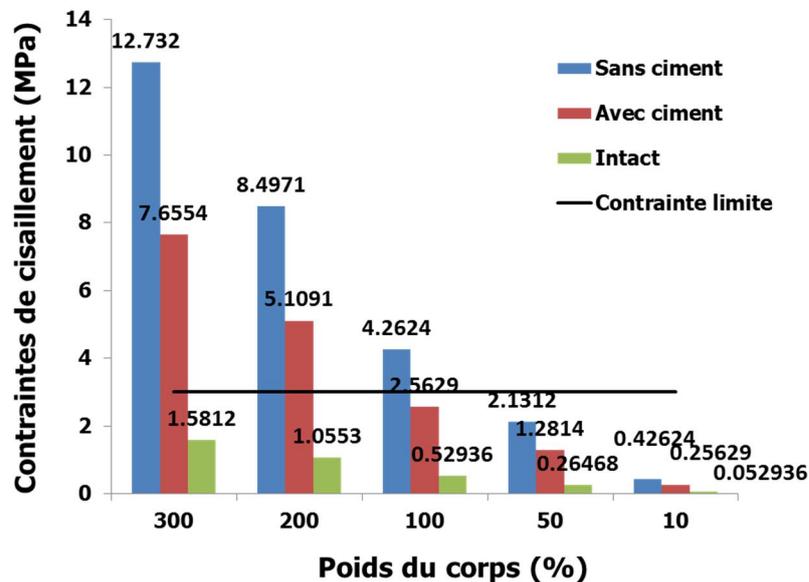


Figure III-15. Contrainte maximale de cisaillement dans le plateau tibial fracturé selon le poids partiel du corps.

Les résultats cliniques dépendent de la qualité de la réduction de et aussi d'une courte période d'immobilisation (Doria et al., 2017). L'objectif de ce travail a été d'effectuer une analyse de la réponse mécanique primaire (lendemain après la chirurgie) des systèmes de stabilisation notamment avec l'utilisation du ciment PMMA. Une reprise rapide de la marche est importante dans le processus de guérison pour

limiter le raidissement des muscles et des articulations et pour réduire le risque de thrombose et de phlébite.

Les intensités des contraintes maximales observées ont été de 37.69 MPa dans l'implant PMMA et 289.28 MPa dans la plaque de verrouillage par rapport à la résistance limite de 72 MPa dans le PMMA et 800 MPa dans le matériau de la plaque ([Ridwan-Pramana et al., 2016](#)) ce qui suggère qu'aucun dommage mécanique ne serait attendu dans les implants. La fracture du plateau tibial traitée avec l'augmentation du ciment a montré une plus grande stabilité mécanique que le tibia traité sans ciment. Les résultats calculés ([Fig. III-15](#)) montrent que la plus grande stabilité avec un faible cisaillement et un chargement maximal possible est assurée en utilisant l'augmentation du ciment au chargement inférieur à 100% du poids corporel. Selon ces résultats et en particulier pour 50% de poids corporel, il semble possible d'envisager la reprise d'une marche partielle à l'aide de béquilles permettant le maintien de la masse musculaire.

Plusieurs travaux antérieurs ([Goff et al., 2013](#); [Kulkarni et al., 2015](#)) fournissent une analyse des techniques de stabilisation du plateau tibial fracturé et de réduction par greffe synthétique injectable, greffe osseuse autogène ou plaque de verrouillage de fixation sans utilisation d'un greffon osseux ou d'un substitut osseux pour des fractures du plateau tibial proximal à dépression-séparation. L'utilisation de chacun des substituts de greffe osseuse ou de la greffe synthétique injectable dépend de leurs propriétés (capacité de remplissage de vide, support structurel, morbidité ...) ([Goff et al., 2013](#); [Kammerlander et al., 2016](#)). Sunil Kulkarni et al. ([Kulkarni et al., 2015](#)) ont montré que l'utilisation d'une construction du radeau péri-articulaire à travers une plaque de verrouillage sans utilisation d'une greffe osseuse ou d'un substitut osseux pour des fractures du plateau tibial proximal à dépression-séparation est une solution viable. Plusieurs études biomécaniques ont étudié l'influence des différentes méthodes de fixation des implants comme la plaque verrouillée ou les vis. Cross et al. ([Cross et al., 2013](#)) ont montré que l'utilisation de vis à travers la plaque améliorerait significativement la stabilité contre le déplacement du plateau par rapport à l'utilisation de vis à l'extérieur de la plaque dans le traitement des fractures du plateau tibial à fracture fractionnée. Certaines recherches biomécaniques concernant les fractures du type 1 selon la classification de Schatzker ([Benoit et al., 2009](#); [Doht et al., 2012](#)) ont montré la relation entre le déplacement du fragment de dépression et les différentes techniques de

stabilisation. Ces études cadavériques ont montré la proportionnalité entre le déplacement caudal du plateau tibial et les valeurs de charge ainsi que la variation proportionnelle entre ce déplacement et le nombre de cycles de chargement. Dans une autre étude biomécanique, ont trouvé beaucoup plus d'affaissement du plateau tibial en utilisant un système de plaque de verrouillage appliqué latéralement (Taylor et al., 2004). Raul Mayr et al. (Mayr et al., 2015) ont montré que les fractures traitées avec l'augmentation du ciment et la fixation des plaques ont présenté moins d'affaissement à des charges plus élevées que celles traitées avec fixation de greffon avec des vis uniquement. Dans notre étude, le déplacement mesuré par EF sous la charge statique du plateau tibial traité par augmentation de ballonnet et plaque de verrouillage a montré une forte influence du remplissage du ciment dans la réduction de dépression de la fracture. L'effet du ciment sur le déplacement du plateau tibial a été montré aux (Figs. III-10 et III-11). Les valeurs trouvées dans cette étude ont eu l'ordre de grandeur 0.189 mm de déplacement caudal pour le plateau latéral (affaissement) dans le tibia fracturé traité avec l'augmentation du ciment et 0.344 mm de déplacement caudal (affaissement) pour le tibia fracturé traité avec seulement une plaque verrouillée (Fig. III-16). Ces résultats confirment la contribution de l'injection de ciment sur la fracture de dépression-séparation réduite en utilisant l'augmentation du ballonnet et la fixation des plaques.

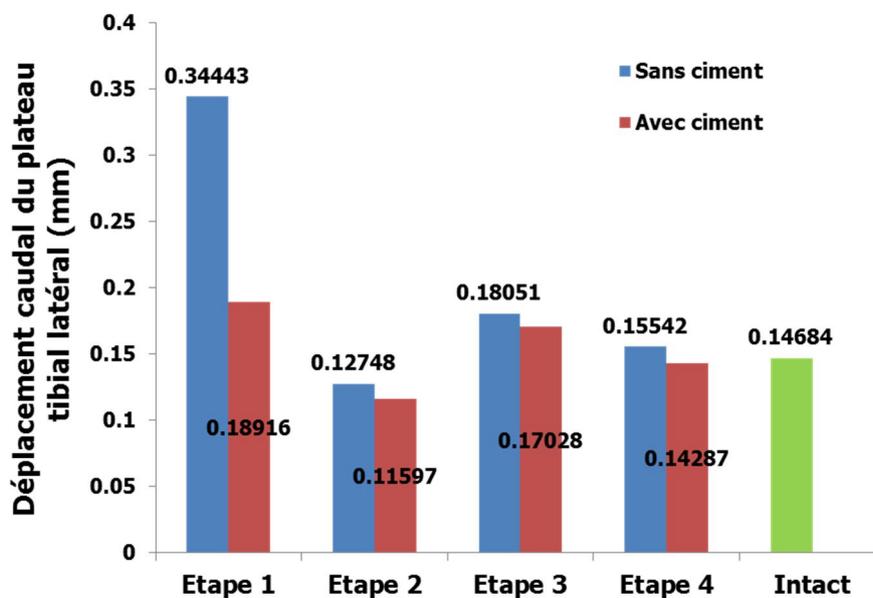


Figure III-16. Déplacement caudal du plateau tibial latéral à toutes les étapes.

Concernant la qualité osseuse, le traitement des fractures de séparation ou de dépression causées par l'ostéoporose ou une faible densité osseuse présente un défi. La nécessité d'une prise en charge précoce et d'une mobilisation pour éviter d'autres complications telles que la perte de fonction ou l'autonomie est l'objectif le plus important. Dans la fracture de la pression ostéoporotique, la compétence mécanique a été plus importante que le remodelage et la caractéristique la plus importante pour l'augmentation de substitution a été la stabilité mécanique (Kammerlander et al., 2016). Fensky et al (Fensky et al., 2013) ont montré que l'augmentation du ciment de la lame hélicoïdale peut augmenter la stabilité de l'implant, en particulier dans les fractures per-trochantériennes ostéoporotiques. Dans notre étude, le renforcement de ciment aux modèles EF sains correspond à une DMO élevée a rendu uniforme la distribution de contraintes dans le plateau tibial traité avec plaque de verrouillage et ciment d'augmentation par rapport au plateau tibial traité avec une plaque verrouillée seulement. En tenant compte d'un modèle ostéoporotique (patient à faible DMO), la dégradation des propriétés osseuses du trabéculaire conduit à des augmentations des valeurs de contraintes dans toutes les entités des modèles renforcés par le ciment, même l'absence de renforcement du ciment entraîne une augmentation des contraintes dans les os corticaux et trabéculaire (Fig. III-17). Le modèle ostéoporotique traité avec plaque verrouillée a seulement affiché une augmentation de 52.76% du déplacement caudal par rapport au modèle ostéoporotique traité en utilisant ciment d'augmentation. L'hypothèse selon laquelle le modèle renforcé soulage l'implant, augmente la stabilité du modèle fracturé et diminue le risque de fragilité dans l'os trabéculaire et cortical. Dans le même temps, cependant, une augmentation de 186.64% du déplacement caudal du plateau tibial fracturé ostéoporotique traité avec une augmentation du ciment a été comparée à un modèle intact sain. Par rapport au tibia sain et intact, le modèle à faible densité ne pouvait pas restaurer la réduction anatomique. Pour cette étude préliminaire sur la contribution de la DMO, la forme et l'épaisseur de l'os corticale ont été présumées être préservées. Cette hypothèse est une limitation et devrait être étudiée pour tenir compte des effets de l'ostéoporose.

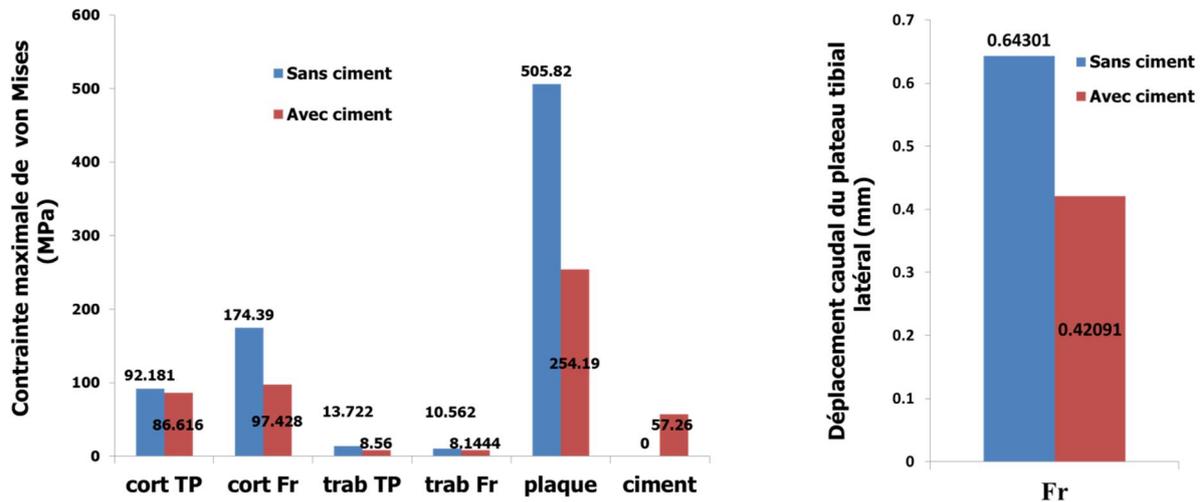


Figure III-17. Impact de la DMO sur le déplacement et contrainte de von Mises du plateau tibial fracturé traité avec une plaque verrouillée et une augmentation du ciment et le plateau tibial fracturé traité avec une plaque verrouillée uniquement.

III.4.2 Fracture cicatrisée

Pour la période de guérison (étapes 2, 3 et 4), on s'attendait à ce que le niveau de contrainte diminue pendant le processus de guérison de la fracture en raison de la rigidité croissante de cal de la fracture. Compte tenu de l'écartement complètement cicatrisé, les contraintes de von Mises dans l'os cortical et trabéculaire ont diminué considérablement pour améliorer l'effet de l'écartement et la discontinuité du matériau lors de la répartition de la charge (Fig. III-8). Dans le deuxième et la troisième étape, le pic (valeur maximale) de la contrainte dans le plateau renforcé a été réduit par rapport au plateau non renforcé. Spécialement dans l'étape 3, les vis ont influencé la répartition des contraintes, ce qui explique les valeurs élevées de la contrainte maximale par rapport aux modèles des étapes 2 et 4. À propos de l'étape 4, le plateau tibial complètement cicatrisé avec augmentation du ciment a montré une répartition plus élevée de la charge uniforme (3.02 MPa) que le plateau tibial avec cavité (7.66 MPa). Le renforcement du ciment a provoqué une modification de la répartition de contrainte dans le modèle renforcé par rapport aux modèles sans renforcement de ciment dans les trois étapes. L'enlèvement du ciment est difficile, sa présence sur les modèles de guérison a permis la continuité et le transfert de charge.

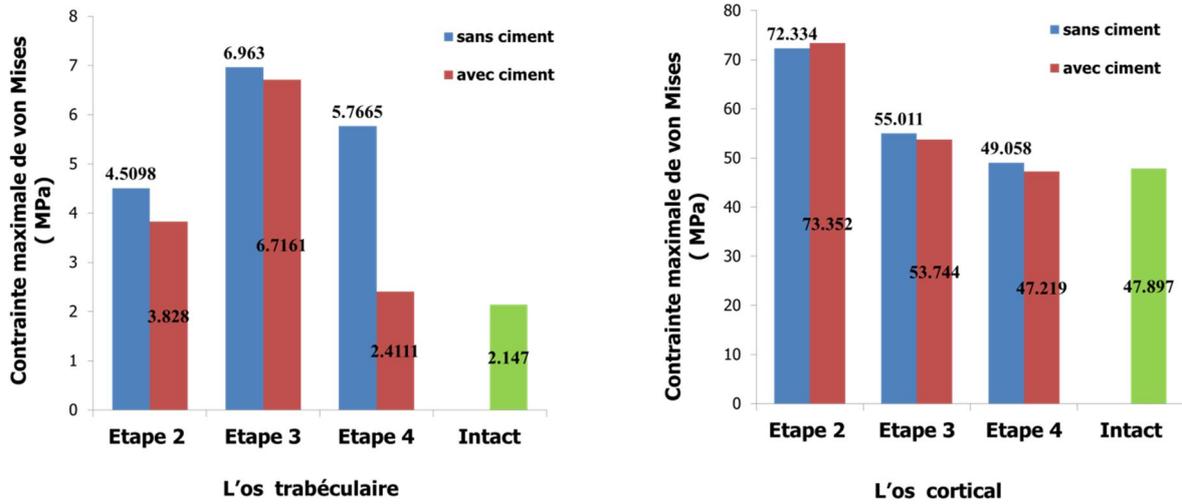


Figure III-18. Impact de la DMO sur la contrainte von Mises du plateau tibial dans les étapes de guérison.

Dans les modèles ostéoporotiques (la densité minérale osseuse DMO faible du patient), la dégradation des propriétés osseuses du trabéculaire conduit à une augmentation des valeurs de contrainte dans l'os cortical aux étapes 2, 3 et 4 et à une augmentation du déplacement caudal (Fig. III-19). Le renforcement du ciment a diminué les contraintes dans l'os cortical et trabéculaire, alors que l'absence de renforcement du ciment a entraîné une augmentation des contraintes dans l'os trabéculaire (Fig. III-18). En même temps, le renforcement du ciment a influencé positivement le déplacement, car la cavité de remplissage avec l'augmentation du ciment a diminué le déplacement caudal.

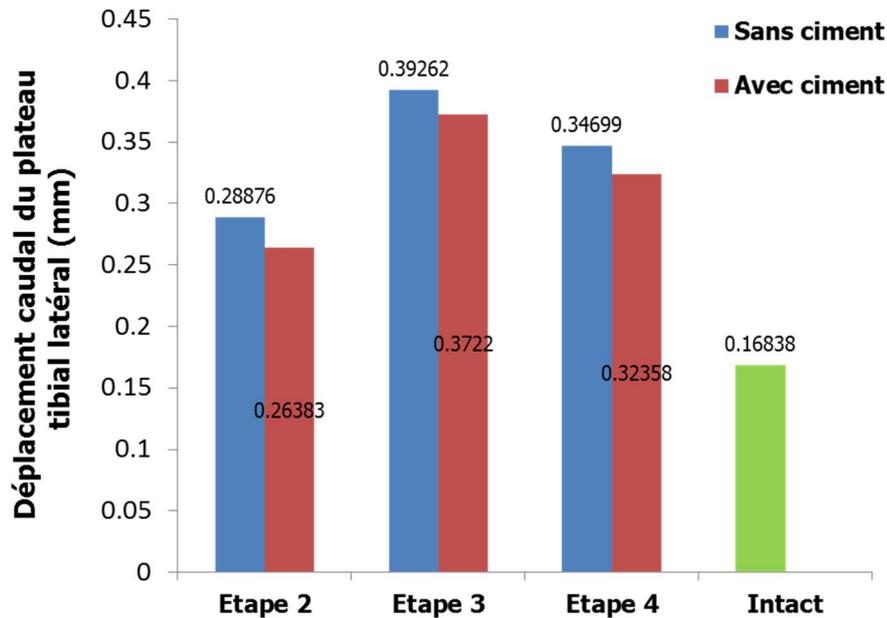


Figure III-19. Impact BMD dans le déplacement caudal du plateau tibial latéral aux étapes 2, 3 et 4.

D'une autre manière, l'analyse par éléments finis des propriétés mécaniques d'un plateau tibial, de la blessure à la cicatrisation, en modélisant un cas clinique personnalisé de stabilisation de la fracture de dépression du tibia proximal (Schatzker type II) à l'aide d'une augmentation de ciment et d'une plaque de verrouillage met en évidence l'effet de l'augmentation du ciment. L'augmentation de ballonnet a réduit la dépression et le verrouillage et les vis ont assuré l'articulation et la stabilité des fragments. La déviation de transfert de la charge et de la contrainte peut conduire à un « stress shielding » dans le modèle renforcé par rapport au tibia intact original (Fig. III-8). Zhang et al (Zhang et al., 2016) ont étudié l'effet de « stress shielding » de toutes les régions d'interface os-ciment et leur effet significatif sur la perte osseuse dix ans après le remplacement total du genou. Cawley et al (Cawley et al., 2012) ont montré la réduction de la contrainte du spongieux sous l'implant en raison de la présence du ciment qui influence le transfert de contrainte à l'os spongieux distal. Dans notre étude, le ciment injecté, en particulier dans les modèles cicatrisés (au stade 4), modifie la répartition de contrainte, entraînant un « stress shielding ». Ces résultats peuvent être utiles dans les études futures ou pour les décisions du chirurgien.

III.4.3 L'influence de l'implant

La contribution de la taille des implants dans la zone métaphysaire et diaphysaire pour la réduction des fractures du plateau tibial a été analysée. La contrainte équivalente calculée dans ce cas pour une charge statique simulant l'appui sur une seule jambe pendant la marche reste inférieure à la limite élastique de l'alliage de titane. Aucun dommage ne devrait apparaître dans les fixations, même pour des vis d'un diamètre de 3.5 mm. Aussi, il n'y a pas de différence significative entre les deux cas de stabilisation (Fig. III-20). Ces résultats montrent la même tendance que l'étude comparative rétrospective des fractures traitées avec une plaque de verrouillage anatomique de 4.5 mm ou 3.5 mm réalisée par Matthieu Ehlinger et al (Ehlinger et al., 2015). Leurs résultats ont montré que les plaques de 3.5 mm donnent une tenue équivalente des fractures avec des résultats comparables et une meilleure tolérance clinique. Mais, une analyse de fatigue pourrait être effectuée pour vérifier la durabilité du matériau pendant la période de cicatrisation osseuse.

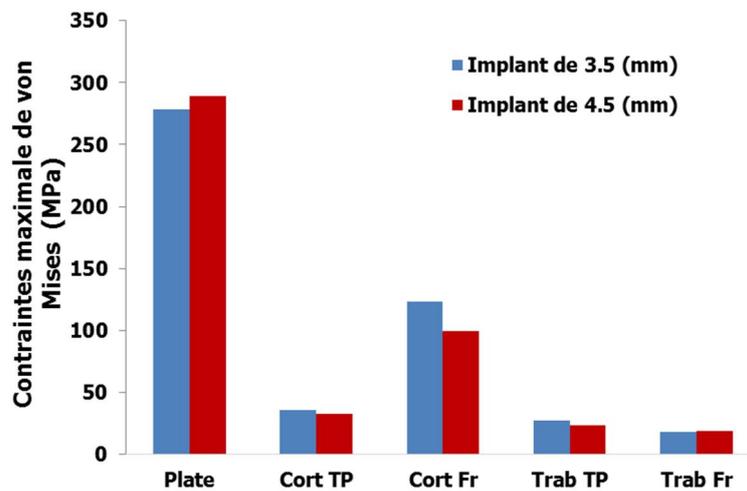


Figure III-20. Contrainte maximale de von Mises dans l'implant- étape1.

III.4.4 Limitations

L'étude présentée dans ce chapitre révèle certaines limites. La fracture a été simulée avec un écartement moyen et avec la même géométrie de la surface fracturée lorsque l'espace irrégulier réel était présent. Les tissus mous, le ménisque et le cartilage ont été négligés et n'ont pas été simulés. Les propriétés mécaniques de cal présentant la cicatrisation progressive de la fracture ont été négligées et l'os a été considéré comme

homogène, mais il s'agit d'une structure hautement inhomogène qui influence grandement les résultats. Tous ces facteurs peuvent néanmoins constituer une contribution significative influençant le modèle biomécanique. Leur contribution doit être étudiée dans des travaux en perspective. En outre, dans la présente étude, les modèles ont été testés pour la charge statique alors que le déplacement peut-être causé par un chargement répétitif lors de la mobilisation et peut être simulé dans un protocole de chargement cyclique. La simulation de la rigidité de la fracture pendant les étapes de guérison sous un chargement dynamique constitue un excellent sujet de recherche.

Bien que le modèle EF a été validé à partir de la comparaison avec les résultats obtenus sur une simple fracture séparation (Carrera et al., 2016), aucune étude expérimentale validant l'analyse des éléments finis à la fracture du tibia à fracture dépressive stabilisée avec l'augmentation du ciment n'a été réalisée. Des études expérimentales futures avec des couplages numériques doivent être envisagées pour pouvoir prendre en compte la rigidité des cals, la non-homogénéité de l'os et la limite d'élasticité des matériaux en charge cyclique.

III.5 CONCLUSION

Cette étude biomécanique a étudié l'effet de l'augmentation du ciment après la réduction par ballonnet des fractures de dépression-séparation du plateau tibial à l'aide de la méthode de calcul numérique. Le modèle éléments finis du cas clinique a été utilisé pour analyser la stabilisation de la fracture du plateau tibial. Le cas du plateau tibial intact a montré la stabilisation anatomique utilisée comme modèle de référence. Les résultats numériques des contraintes ou des déplacements des modèles fracturés ont montré que le remplissage du ciment de la fracture de la dépression du plateau tibial peut augmenter la stabilité de l'implant et diminuer la perte de réduction de la dépression, tandis que la présence du ciment dans le modèle cicatrisé rend la répartition de la charge uniforme.

IV MODELISATION NUMERIQUE ET ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS DU FEMUR HUMAIN SOUS L'INFLUENCE DE L'ALIGNEMENT DU MEMBRE INFERIEUR

IV.1 Introduction	116
IV.2 Matériel et méthodes	118
IV.2.1 Segmentation et maillage	119
IV.2.2 Matériaux	120
IV.2.3 Axes d'alignement, charge et conditions aux limites	121
IV.2.4 Post-traitement	123
IV.3 Résultats	124
IV.3.1 Distribution des contraintes	124
IV.3.2 Risque de fracture de toutes les configurations de mal-alignement	132
IV.3.3 Charge de fracture et site de fracture	136
IV.4 Discussion	143
IV.4.1 Risque et site de fracture du fémur en configuration neutre (normale)	144
IV.4.2 Risque et site de fracture du fémur en configurations valgus/varus	145
IV.4.3 Limitations	158
IV.5 Conclusion	158

IV.1 INTRODUCTION

Les troubles du membre inférieur sont variés, la connaissance de ceux-ci est importante. Les anomalies angulaires du genou, quant à elles, sont souvent multidimensionnelles suivant trois plans. Dans le plan sagittal le genou recurvatum caractérisé par la possibilité d'étendre excessivement cette articulation vers l'avant de la jambe sur la cuisse, l'angle était ouvert vers l'avant. Dans le plan frontal, le genou de valgus (valgum) est caractérisé par un extérieur ouvert formé par l'angle de jambe et de cuisse. Tandis qu'une forme d'arc d'une concavité interne formée par la cuisse et la jambe caractérise le varus ([Chapitre 1](#)).

Parmi les variables d'alignement des membres inférieurs, est l'angle tibio-fémoral (angle TFA). Cette variable qui est le valgus ou le varus du genou dans le plan frontal a été identifiée comme un facteur important dans le développement de l'arthrose de compartiment médial et latéral du genou , ([Cooke et al., 1997](#); [Hertel et al., 2004](#)) et touchant un sujet sur 100 entre 55 et 64 ans, 2% d'hommes et 6.6% de femmes entre 65 et 75 ans ([Gray et al., 2002](#)). La surcharge provoque une perte progressive du cartilage articulaire et conduit finalement à des microfractures et à l'effondrement. La déformation des membres inférieurs a été proposée comme facteur de risque de dégénérescence des membres inférieurs et de blessures, en particulier de blessures au genou. Nombreux rapports ont étudié le mal-alignement pour plusieurs objectifs. L'alignement a eu donc une considération importante dans de nombreuses situations cliniques, qu'il s'agisse de la réduction de la fracture, de l'arthroplastie totale du genou ou de la correction de la déformation. D'autre part, l'arthrose du genou est souvent associée à un mal-alignement résultant d'une déformation. Bien que l'association entre le mal-alignement des segments de membres et la force de contact de genou ait été montrée ([Holden and Stanhope, 1998](#)). L'alignement tibio-fémoral sur le plan frontal influence la distribution des forces de contact tibio-fémorales entre le compartiment médial et latéral et altère la répartition des contraintes au niveau des articulations du membre inférieur, en particulier du genou ([Lerner et al., 2015](#)). Ainsi, les surfaces sous-chondrales s'adapteraient à la répartition de la charge entre le compartiment médial à latéral ([Eckstein et al., 2009](#)). L'axe de chargement du membre inférieur est habituellement appelé l'axe mécanique ([Fig. IV-1](#)). Ceci est représenté comme la ligne passante du centre de la cheville au centre de la hanche. Une extrémité inférieure normale a un axe mécanique du membre inférieur (NMA), qui traverse la tête du fémur,

le genou et la cheville en ligne droite. Cet axe représente le chemin de transmission de la force portante par rapport à l'extrémité inférieure. Toute déformation dans le plan coronal qui modifie l'alignement des articulations de l'extrémité inférieure, entraînant un défaut d'alignement, perturbe cette charge. Cependant, la relation entre le mal-alignement et le poids était reconnue, mais la relation entre le varus ou le valgus de l'axe mécanique du fémur et le risque de fracture fémorale était moins documentée ou moins éclairée.

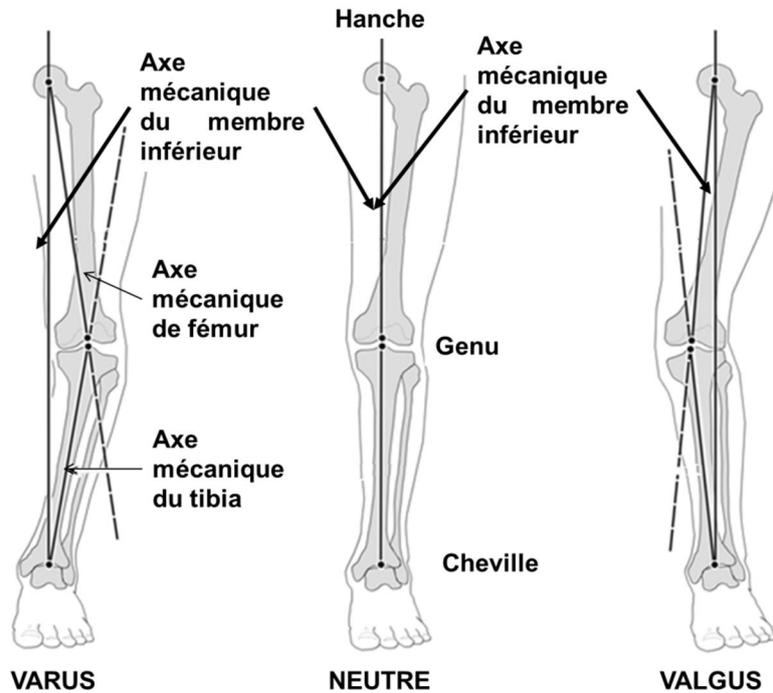


Figure IV-1 Alignement du membre inférieur sur le plan frontal.

Varus: Le centre du genou est latéral par rapport à la ligne axiale porteuse et l'angle hanche-genou-cheville est négatif.

Neutral alignment: la ligne axiale porteuse et l'angle hanche-genou-cheville sont colinéaires.

Valgus: Le centre du genou est médian par rapport à l'axe porteur et l'angle hanche-genou-cheville est positif

Plusieurs études portent sur le risque de fracture et la direction de chargement par rapport à l'axe de la diaphyse de fémur dans différentes positions d'activité ([Khoo et al., 2009](#)). Par contre, la relation entre la réponse mécanique du fémur et les directions de chargement, due au mal-alignement des segments osseux du membre inférieur est peu claire. La compréhension de l'accumulation des dommages, des déformations et les contraintes et leur dépendance à la direction de chargement causée par la déformation sont très importantes pour comprendre les fractures du fémur typiques comme atypique.

Les plus importants facteurs dans l'estimation du risque de fracture fémorale sont la densité minérale osseuse, la structure et la géométrie du fémur. La fracture fémorale proximale ou la fracture de la hanche a été considérée comme le résultat le plus grave de l'ostéoporose chez les personnes âgées. La géométrie osseuse influence la distribution des contraintes au fémur proximal dans des conditions de charges données (Voo et al., 2004), et les facteurs de risque pour les fractures de la hanche cervicales et trochantériennes. Par conséquent, la fracture de la diaphyse était principalement le résultat du traumatisme à haute énergie. La fracture ostéoporotique peut être réduite avec succès par un traitement anti-résorption. Les bisphosphonates (BPs) étaient couramment utilisés pour réduire le remodelage osseux et réduire le risque de fracture de la hanche. Par contre, plusieurs cas de fractures fémorales atypiques (FFA) (Lee et al., 2007) ont été rapportés dans le cadre d'un traitement à long terme associant BP et leurs effets défavorables sur l'os. Cependant, des études récentes n'ont pas montré une fréquence plus élevée de fractures chez les patients recevant de l'alendronate (Abrahamsen et al., 2009; Giusti et al., 2010a). D'autres études, ont montré que la géométrie et de la morphologie curvative de la diaphyse fémorale peut être l'une des causes des fractures fémorales atypiques (FFA) (Oh et al., 2014a) aussi la courbure du fémur (Sasaki et al., 2012). De plus, l'alignement des membres est considéré comme un facteur de risque de fracture fémorale atypique (Saita et al., 2015b, 2015a).

L'analyse biomécanique, en utilisant la méthode des éléments finis, de l'effet de la direction de chargement sur le fémur, causé par le mal-alignement du membre inférieur, est le premier objectif. Eclairer la relation entre l'alignement du membre inférieur et le risque de fracture, particulièrement la fracture fémorale atypique est le second objectif.

IV.2 MATERIEL ET METHODES

Pour analyser la répartition de la charge et l'effet de de l'alignement du membre inférieur, des modèles tridimensionnels 3D du fémur humain ont été extraits de l'imagerie médicale. Cinq fémurs intacts de cinq sujets sont imagés in vivo. L'âge et le sexe, en supprimant tous les renseignements personnels requis en vertu de l'approbation de l'éthique de la recherche humaine, sont présentés au tableau 1. Ces modèles sont soumis à des chargements et aux conditions aux limites représentant l'alignement du membre inférieur sous l'effet de varus et de valgus.

Tableau IV-1. Les caractéristiques des fémurs considérés dans cette étude

Les cinq (5) sujets anonymes considérés dans cette étude

Fémur de sujet	AA	BB	CC	DD	EE
Age (an)	73	71	88	65	60
Genre	M	M	M	F	F
Côté	R	L	R	R	L
Longueur de fémur (mm)	437.77	444.44	390.81	356.36	384.38
Angle cervical (col fémorale-diaphyse) (deg)	128.41	130.93	134.02	125.13	123.42
Angle hanche-genou-diaphyse (deg)	5.46	4.34	5.24	7.27	6.38

IV.2.1 Segmentation et maillage

La méthodologie utilisée pour générer le modèle EF est de reconstruire le fémur présenté en CT (Computed Tomography) scan. Les paramètres de balayage des échantillons ont été fixés à 120 kVp, 100 mAs, des coupes transversales de 0.75 mm, une matrice d'image de 512 x 512 et une taille de pixels de 0.434 mm. Après la segmentation des coupes CT, un modèle géométrique a été créé à l'aide du logiciel 3D SLICER. Ensuite, nettoyage, fermeture des surfaces et remplissage sont effectués en utilisant Solid Works pour obtenir deux solides représentant l'os cortical et l'os spongieux. Le modèle tridimensionnel obtenu a été importé et analysé à l'aide du logiciel ANSYS® WORKBENCH (Fig. IV-2).

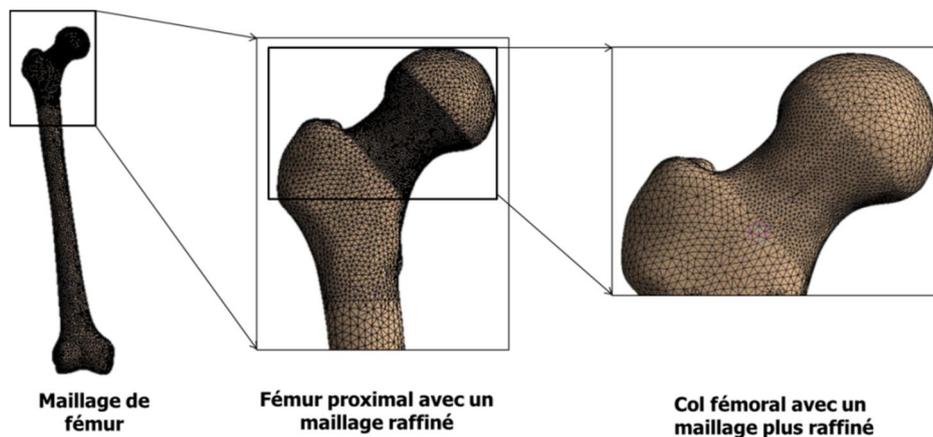


Figure IV-2. Modèle tridimensionnel maillé avec des maillages raffinés.

La géométrie de l'os fémoral a été discrétisée en utilisant des éléments tétraédriques quadratiques à 10 nœuds, et la sensibilité du maillage a été analysée en fonction des éléments de différentes tailles, comme recommandé dans la littérature (Ali et al., 2014; Grassi et al., 2016; Ifaz T Haider et al., 2018). La taille du maillage des modèles a été établie suite aux évaluations de la convergence dans laquelle était la variation de la

contrainte estimée inférieure à 1% des modèles. La convergence du maillage a été atteinte avec une taille d'élément de 4 mm pour l'os cortical de diaphyse ; et une taille raffinée de l'élément de 1.5 mm dans la zone proximale corticale. Par conséquent, un maillage plus raffiné à la zone du col fémoral avec une taille d'élément égale à 1 mm pour obtenir une solution précise dans la zone de fracture. L'os spongieux a été maillé avec la taille de l'élément 4.5 mm, car il a moins d'influence sur la rigidité globale du fémur. Cette convergence de maillage a été obtenue avec 134506 éléments et 226620 nœuds pour l'os du fémur de plus haute densité et 106139 éléments et 181628 nœuds pour le fémur de plus faible densité.

IV.2.2 Matériaux

Les modules d'élasticité des modèles ont été assignés élément par élément. L'os est considéré hétérogène et isotrope. Pour tous les modèles, un coefficient de Poisson de 0.3 a été affecté (Hamblin et Allaoui, 2013). Les valeurs d'échelle de gris ont été obtenues à partir des données CT. La relation entre l'HU et la densité osseuse a été supposée linéaire (Schileo et al., 2008b). Par conséquent, afin de produire des relations densité-module pour des modèles d'os entier, plusieurs études ont extrapolé les fortes densités aux faibles densités et ont utilisé des relations spécifiques à l'os cortical et à l'os spongieux (Chapitre 2). Dans ce travail, les équations utilisées pour calculer le module d'Young du cortical et du spongieux (Morgan et al., 2003) sont les suivants :

$$\rho_{QCT}(g/cm^3) = 0.007764 \times HU - 0.056148 \quad (IV-1)$$

$$\rho_{ash}(g/cm^3) = 0.877 \times \rho_{QCT} + 0.0789 \quad (IV-2)$$

$$\rho_{app}(g/cm^3) = \rho_{ash}/0.6 \quad (IV-3)$$

$$E(MPa) = 6850 \times \rho_{app}^{1.49} \quad (IV-4)$$

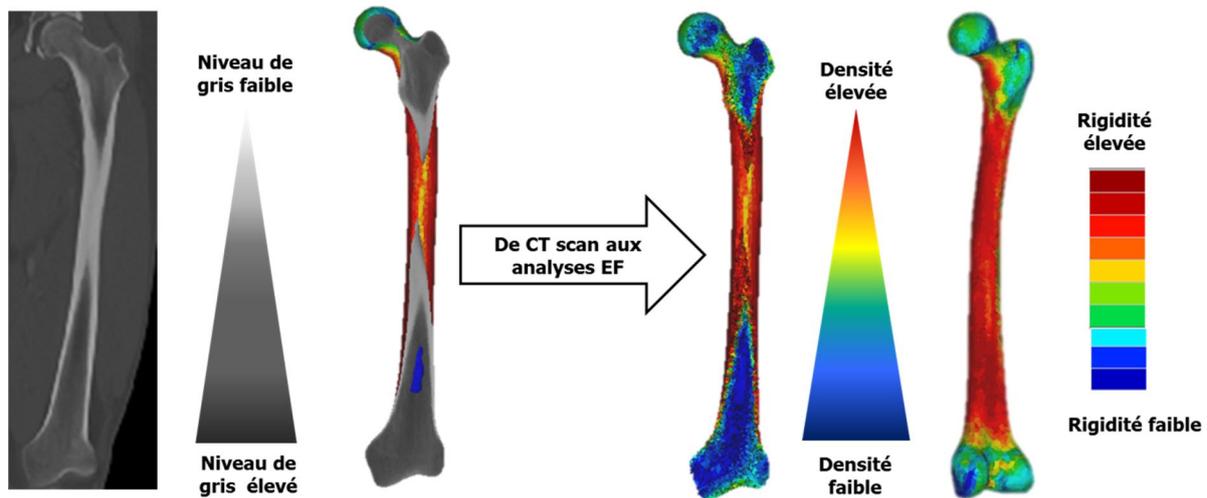


Figure IV-3. Cartographie de la densité osseuse du fémur (sujet AA).

IV.2.3 Axes d'alignement, charge et conditions aux limites.

Pour déterminer l'impact de l'alignement des membres inférieurs sur l'amplitude des contraintes et le facteur de risque, un protocole de charge correspondant à la position debout sur les deux jambes a été modélisé, y compris la charge du poids à travers la tête fémorale proximale a été choisi. Dans ce scénario, afin de simuler le mal-alignement du fémur, il était nécessaire de désigner et d'identifier les axes mécaniques ou axes de chargement du membre et du fémur. Bien qu'il y ait eu de nombreuses études, l'alignement des membres inférieurs et leurs angles principaux ont été leur sujet, d'autres études s'intéressaient aux méthodes de mesure. La radiographie de l'extrémité inférieure entière, est l'une des techniques habituellement cliniques pour déterminer l'alignement axial pris dans une position debout, ou la position couchée (Brouwer et al., 2003; Nguyen et Shultz, 2007) en 2D. Dans les méthodes 3D, le modèle reconstruit à partir du scanner a été utilisé pour extraire les mesures d'alignement (Chen et al., 2010; Subburaj et al., 2010). L'axe mécanique du fémur AMF était considéré comme une ligne 3D reliant le centre de la tête du fémur et le centre du genou. Le centre de la tête fémorale était supposé le même que le centre de la sphère, lorsque le centre du genou était approximatif au point mi-diaphysaire du condyle du fémur (Fig. IV-4). Cependant, certains paramètres géométriques ont été mesurés en utilisant la méthode décrite dans la littérature. L'angle cervical entre la diaphyse et le col fémoral est formé par une ligne passant par le centre du col fémoral et une autre ligne passant par le centre de la diaphyse fémorale (Hagen et al., 2014; Oh et al., 2017). L'angle hanche-genou-diaphyse

est formé par les deux axes du fémur, mécanique et anatomique (Morin et al., 2016). Alors, la longueur du fémur a été mesurée par une ligne droite entre le centre de la tête du fémur et le point mi- diaphysaire.

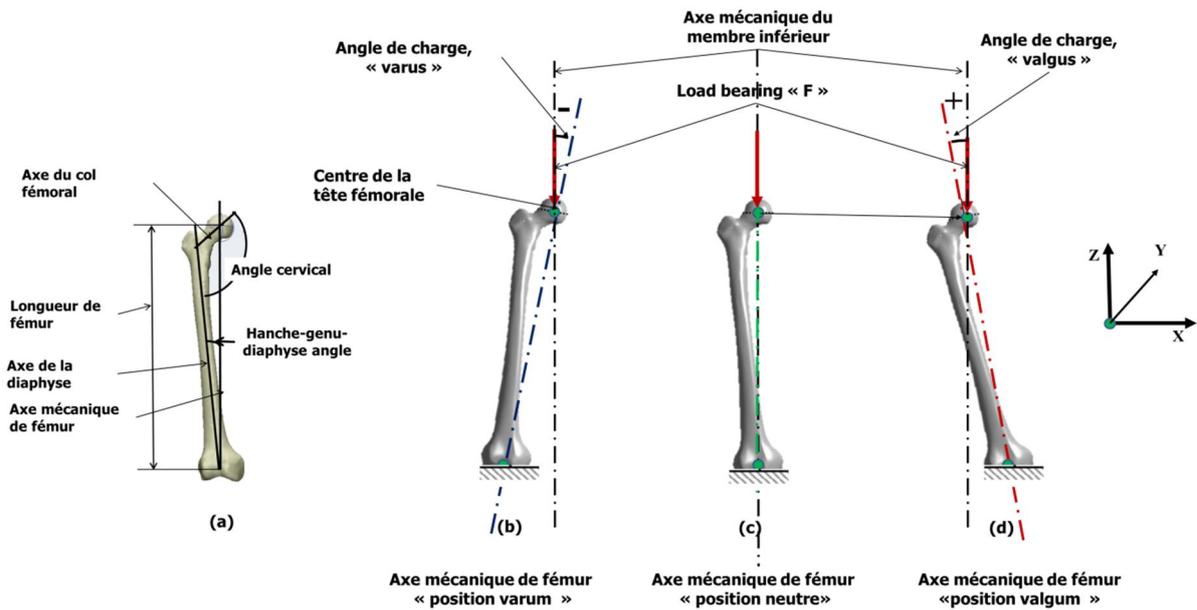


Figure IV-4. Alignement et conditions aux limites appliquées au fémur. Dans la position neutre, l'axe de chargement, l'axe mécanique de fémur et l'axe mécanique du membre inférieur sont verticaux (angle 0°).

Afin de mesurer la résistance du fémur, l'extrémité distale du fémur était contrainte à tous les degrés de liberté. Une charge de compression axiale a été appliquée à la tête fémorale pour simuler la configuration de l'appui bipodal. Dans les positions debout en deux jambes (Fig. IV-4), l'inclinaison de la force (F) varie en fonction des conditions de mal-alignement. En position neutre ou normale, le vecteur de charge articulaire (F) (verticalement) fait un angle de 0° ou 3° avec l'axe mécanique du membre inférieur (automatiquement le même angle que l'axe mécanique fémoral) (Paley, 2014). Afin de réaliser les différents désalignements, le modèle de référence était l'axe neutre, les cas de varus et de valgus ont été obtenus en sélectionnant le centre de rotation de la tête du fémur et en le faisant tourner dans le sens horaire ou antihoraire dans le plan coronal, axe vertical). La direction et la position de la charge ont été définies comme illustré dans la Figure IV-4. Pour explorer l'effet du mal-alignement, dans le présent travail, une amplitude égale de charge a été appliquée à toutes les configurations, à laquelle on croit initier la fracture en générant des variations de contrainte dans la région proximale fémorale ou la région de la diaphyse.

IV.2.4 Post-traitement

Les modèles EF statiques ont été analysés pour évaluer les contraintes fémorales ainsi pour estimer les forces de rupture. La même ampleur de la charge a été appliquée à toutes les configurations pour explorer l'effet du mal-alignement, qui est censé initier la fracture en générant des variations de contrainte dans la région fémorale la plus fragile. Dans la présente étude, l'analyse mécanique était basée sur la visualisation et l'extraction des données de contraintes. Le critère de von Mises (σ_{vM}) est largement utilisé pour prédire la rupture dans les analyses biomécaniques par éléments finis, mais le critère de von Mises ne permet pas de considérer la différence entre la rupture en compression et la rupture en traction. C'est pourquoi on a préféré d'utiliser le critère des contraintes principales pour déterminer la résistance à la traction et à la compression des régions proximales et diaphysaires.

Bien que, la prédiction de la force de fracture et le site de la rupture aient été basés sur le critère de la théorie de rupture de contrainte principale maximale. La fracture d'un certain élément a été définie comme se produisant lorsque la contrainte maximale de l'élément dépassait sa limite élastique. L'indicateur de risque de fracture du fémur proximal et l'indicateur de risque de fracture du fémur de la diaphyse ont été utilisés pour toutes les configurations de charge, permettant de comprendre l'effet des variations anatomiques des fémurs, leurs propriétés matérielles et le mécanisme de la fracture au fémur proximal ou à la diaphyse. Les indicateurs de risque de fracture de traction et de compression des régions fémorales proximales et de la diaphyse étaient le rapport entre la contrainte ultime (maximale) osseuse et la contrainte limite et peuvent être exprimés comme suit :

$$IRF^C = \frac{\sigma_{min,Ppl}^C}{\sigma_{y,Ppl}^C} \quad (IV-5)$$

$$IRF^T = \frac{\sigma_{max,Ppl}^T}{\sigma_{y,Ppl}^T} \quad (IV-6)$$

Pour une investigation plus approfondie, la propagation de la fracture a été étudiée et la force de fracture a été estimée en fonction de l'alignement de l'axe mécanique de fémur. Parmi les différentes techniques numériques utilisées pour modéliser l'évolution de la fracture dans le fémur, nous avons choisi la dégradation des propriétés mécaniques

par croissance incrémentielle de fissures (Hambli et Allaoui, 2013; Marco et al., 2018). Pour estimer la force de fracture et prédire la propagation des dommages pour les cinq fémurs, une condition de limite de force simulée a été appliquée par incréments de 50 N à la surface de la tête fémorale. Après chaque étape de chargement, les éléments ayant la contrainte principale σ_{ppl} dépassant la limite d'élasticité ($\sigma_{Y,ppl}$) ont subi une rupture en attribuant un très petit module d'Young de (1 MPa). La relation utilisée entre la limite élastique en compression $\sigma_{Y,ppl}^C$ et ρ_{ash} proposée par (Kheirollahi and Luo, 2015) est présentée comme suit:

$$\sigma_{Y,ppl}^C = 116\rho_{ash}^{2.03} (MPa) \quad (IV-7)$$

Et la limite d'élasticité en traction (Faisal and Luo, 2016) est

$$\sigma_{Y,ppl}^T = 0.8\sigma_{Y,ppl}^C \quad (IV-8)$$

La rigidité du modèle a été ensuite mise à jour, la charge a été augmentée et le modèle a été résolu à nouveau jusqu'à ce que la courbe charge-déplacement obtenue par QCT / AEF atteigne un certain palier. Afin d'avoir cette courbe, une combinaison entre un programme en MATLAB et le programme ANSYS a été utilisée.

IV.3 RESULTATS

L'alignement du membre inférieur influence la répartition des contraintes dans le fémur sous la configuration de chargement en appui bipodal. La déformation du défaut d'alignement influe, aussi, le risque de fracture, la valeur de rupture de la charge et l'emplacement de la fracture.

IV.3.1 Distribution des contraintes

Les premiers résultats indiquent que les contraintes varient en fonction de l'angle d'inclinaison du fémur par la contribution de l'axe porteur ou l'axe mécanique. La Figure IV-5 montre la variation des contraintes de von Mises pour tous les sujets. Les courbes montrent une certaine diminution de la contrainte en augmentant l'angle du valgus par rapport à la position neutre. L'augmentation des contraintes en augmentant l'angle de varus par rapport à la position neutre est très remarquable. La valeur de contrainte maximale moyenne de von Mises était de 9.53 (ET = ± 2.52) MPa pour l'angle 0° tandis

que la valeur de contrainte maximale moyenne de von Mises était de 1.63 (15.47 MPa, ET = 5.68) fois plus élevée pour l'angle 10° et la valeur de contrainte presque deux fois (1.88 fois) (17.96 MPa, ET = 4.87) plus élevée pour l'angle -10° (Tableau IV-2).

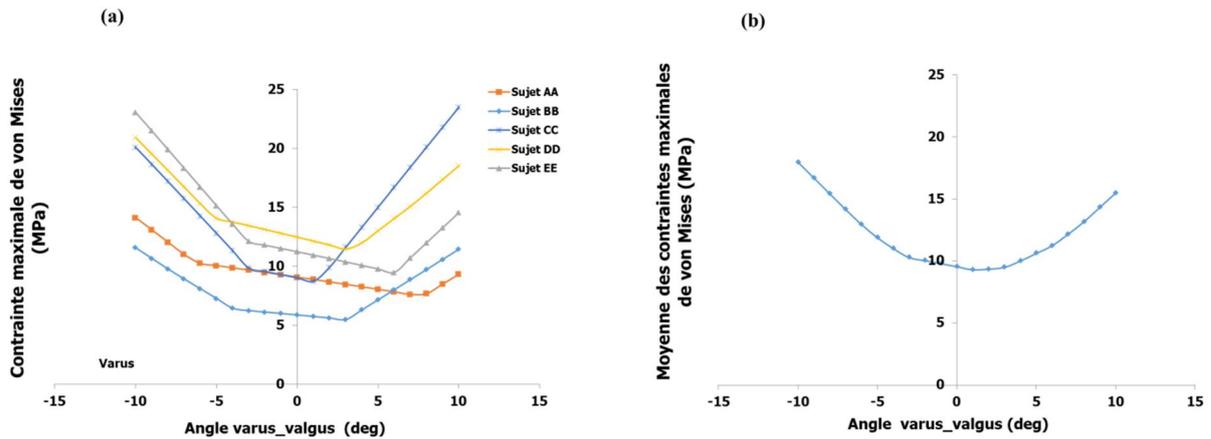


Figure IV-5. Contraintes maximales de von Mises en fonction de l'angle de varus/valgus

Tableau IV-2. Les moyennes de contrainte maximale de von Mises (MPa), (fémur entier), dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.

Contraintes maximales de von Mises (MPa)																					
Angle(deg)	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Rang	11.57- 23.06	10.67- 21.49	9.77- 19.91	8.92- 18.32	8.098- 16.73	7.27- 15.14	6.444- 13.76	6.23- 13.44	6.115- 13.12	5.99- 12.79	5.86- 12.47	5.74- 12.13	5.61- 11.80	5.48- 11.61	6.30- 13.31	7.15- 15.02	7.83- 16.72	7.61- 18.42	7.67- 20.12	8.49- 21.81	9.31- 23.50
Moyenne	17.96	16.69	15.41	14.14	12.93	11.87	10.99	10.26	10.02	9.78	9.53	9.29	9.33	9.48	9.99	10.60	11.22	12.15	13.15	14.31	15.47
ET	4.87	4.58	4.30	3.99	3.62	3.20	3.02	2.75	2.67	2.60	2.52	2.45	2.37	2.56	2.81	3.33	3.97	4.51	5.03	5.35	5.68

Pour le fémur du sujet AA, la contrainte maximale de von Mises des 21 cas pendant la position debout sur les deux jambes est montrée sur les Figures IV-6 et IV-7. On peut observer que la région du col fémoral a reçu des contraintes plus élevées que la région de la diaphyse où l'angle de valgus/varus est environ de -5° à 5°. Les valeurs maximales de la contrainte de von Mises sont situées dans la partie inférieure du col fémoral dans la plupart des configurations angulaires où l'angle de valgus/varus était proche de la position neutre. Cependant, en augmentant la valeur absolue de l'angle de direction (valgus/varus) de la charge, la contrainte augmente et change l'emplacement sur la diaphyse. Par contre, le profil de contraintes était presque similaire chez tous les sujets étudiés.

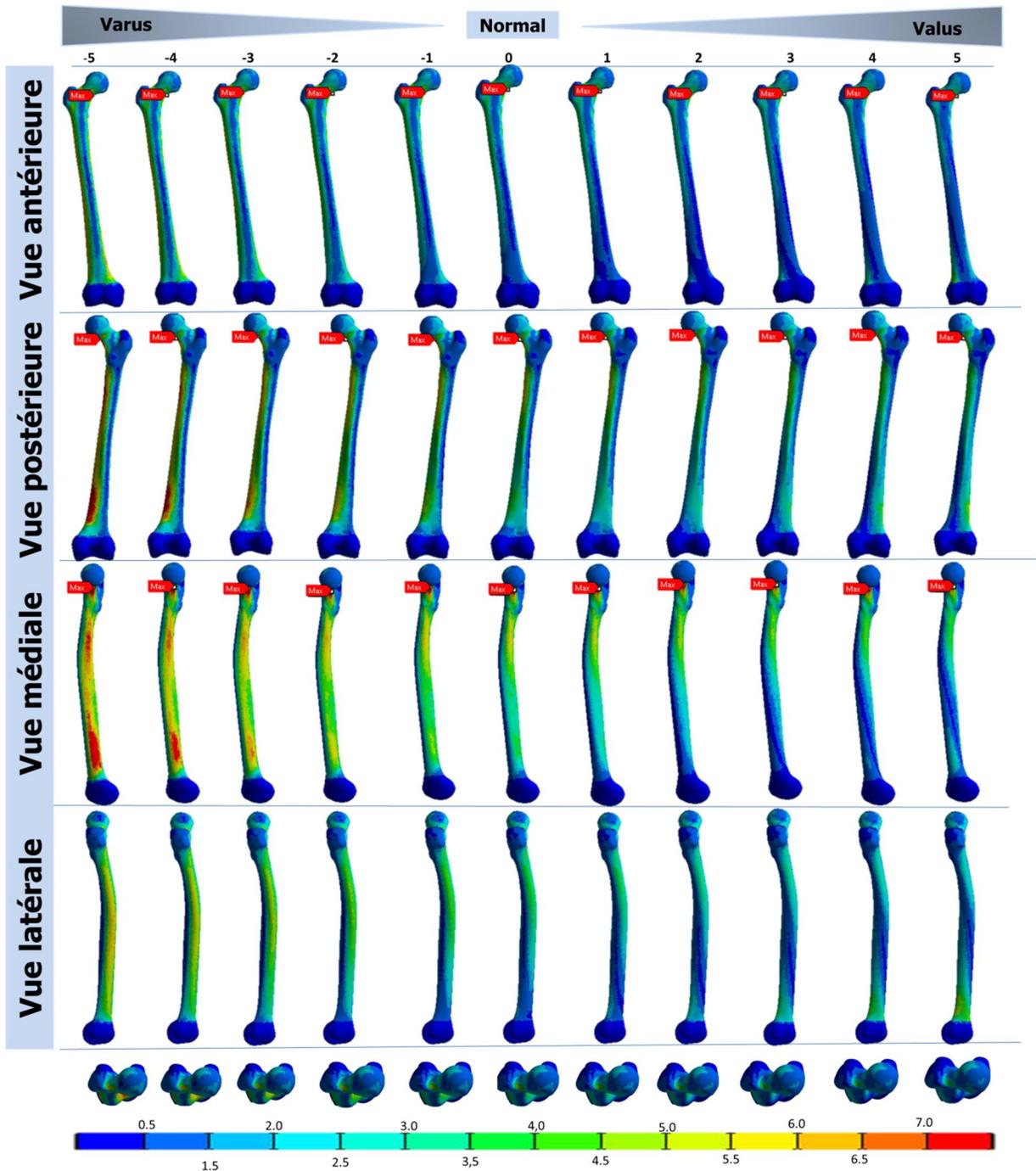


Figure IV-6. Contraintes maximales de von Mises du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus : de -5° à 5°.

D'autre part, le changement de la répartition des contraintes et la localisation de la contrainte maximale au niveau de la diaphyse en fonction des angles peuvent être observés sur les [Figures IV-6 et IV-7](#). La contrainte maximale était localisée au niveau du côté médial de la diaphyse en configuration de varus, cependant la configuration de valgus transfère la contrainte maximale sur le côté latéral de la diaphyse.

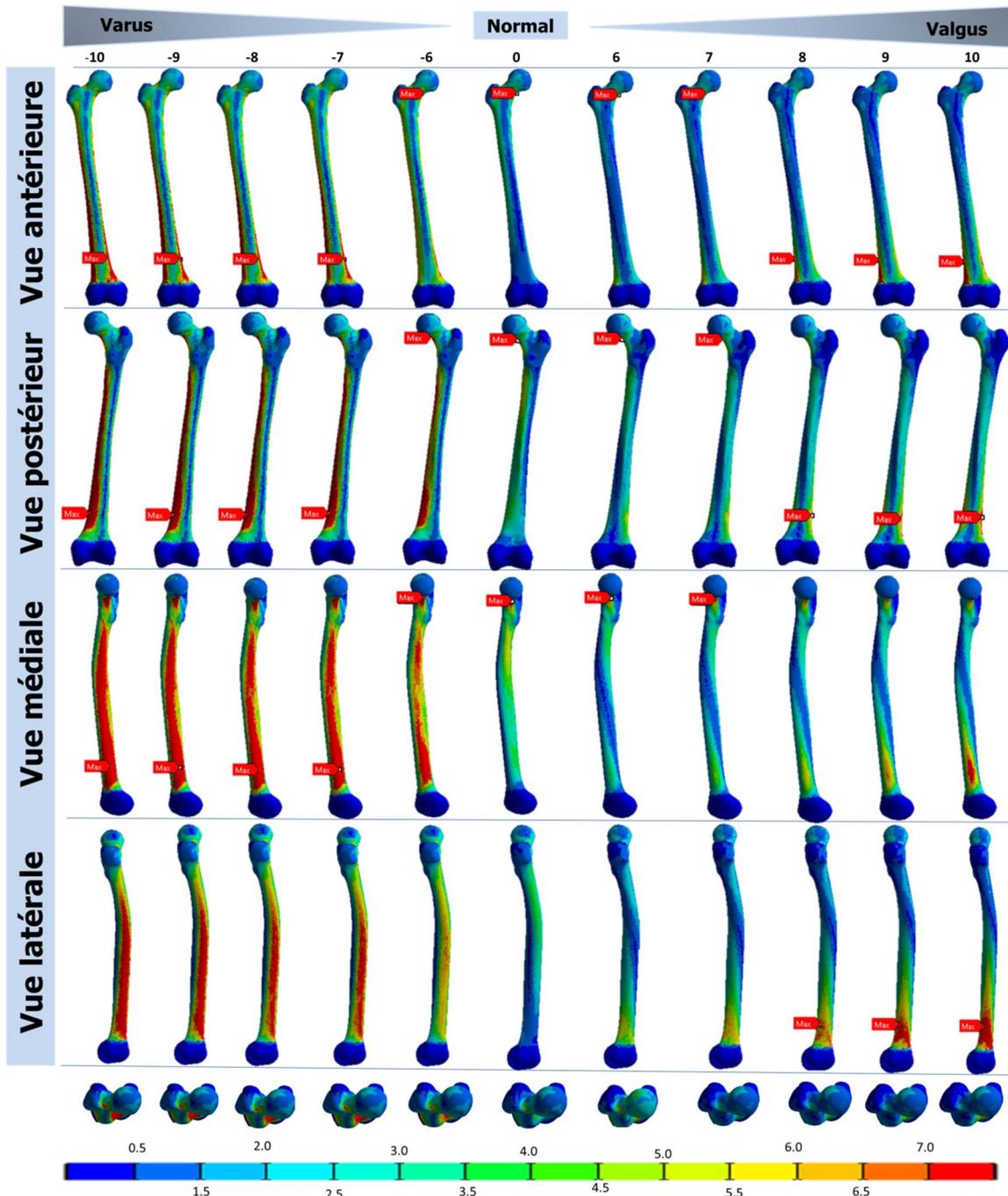


Figure IV-7. Contraintes maximales de von Mises du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus: de -10° à -6° et de 6° to 10°.

Les contraintes principales maximales et minimales pour le fémur du sujet AA sont présentées dans la [Figure IV-8](#). La contrainte principale minimale est plus élevée et souvent localisée au niveau inférieur du col fémoral lorsque la contrainte principale maximale est localisée à la partie supérieure du col dans les configurations de -5° à 5° de l'angle valgus/varus. Cependant, en augmentant la valeur absolue de l'angle de valgus/varus, la contrainte principale maximale change la localisation à la région diaphysaire.

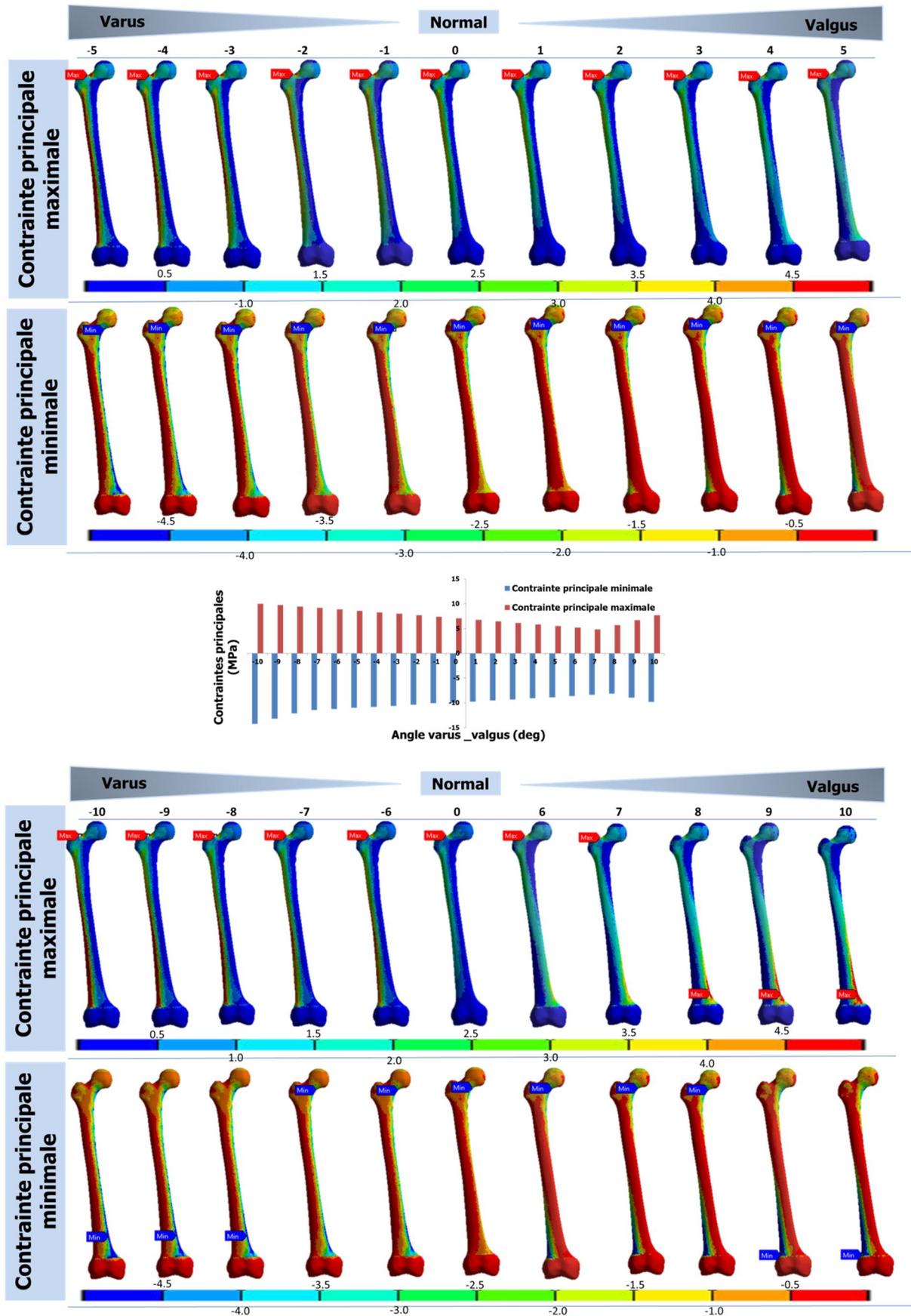


Figure IV-8. Contraintes principales du fémur entier pour le sujet AA. Angles valgus/varus de -10° à 10° .

Pour mieux comprendre l'effet du mal-alignement valgus/varus et le mécanisme de la fracture fémorale de la hanche, le fémur proximal et la diaphyse ont été analysés séparément. Les Figures IV-9 et IV-10 montrent la configuration valgus/varus à -10°, -5°, 5°, 10° et la configuration en position neutre 0° du même fémur (sujet DD). La Figure IV-9 présente les contraintes dans la partie proximale. Dans toutes les configurations, les surfaces supérieures et inférieures du col fémoral subissent respectivement des contraintes de traction et de compression. Sous la même charge mais avec une direction d'angle différente, la contrainte principale maximale globale était localisée au même cortex supérieur du col fémoral dans tous les modèles lorsque la contrainte principale minimale était localisée au même cortex inférieur du col fémoral.

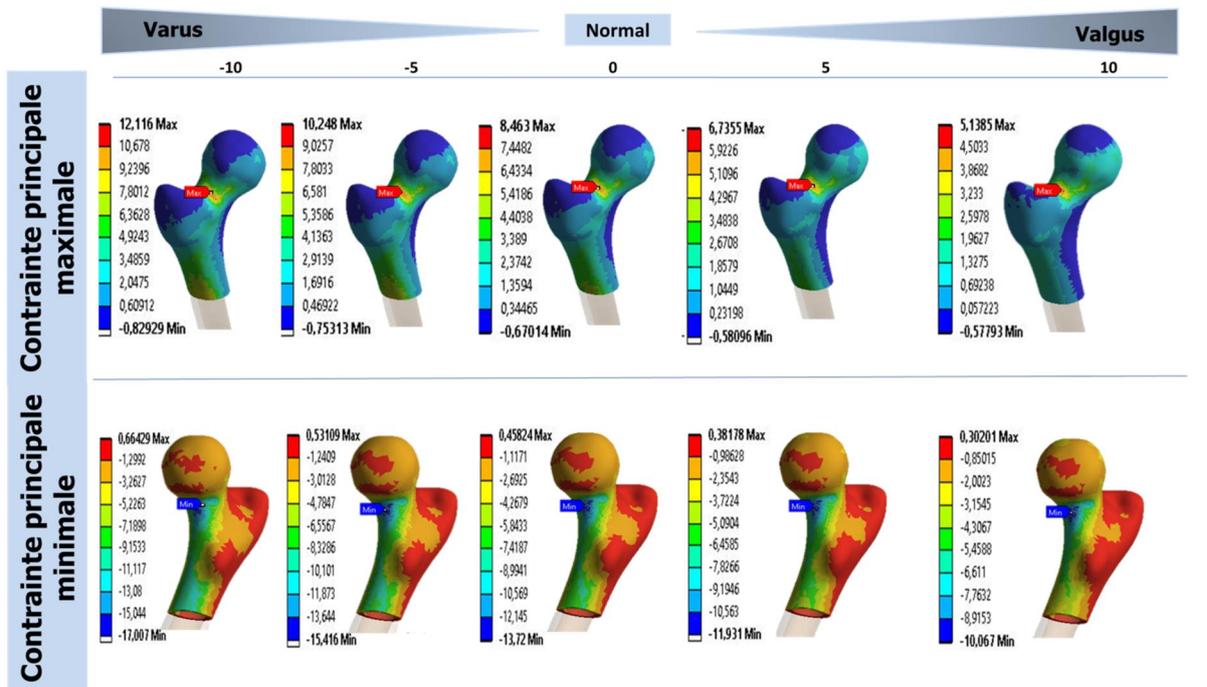
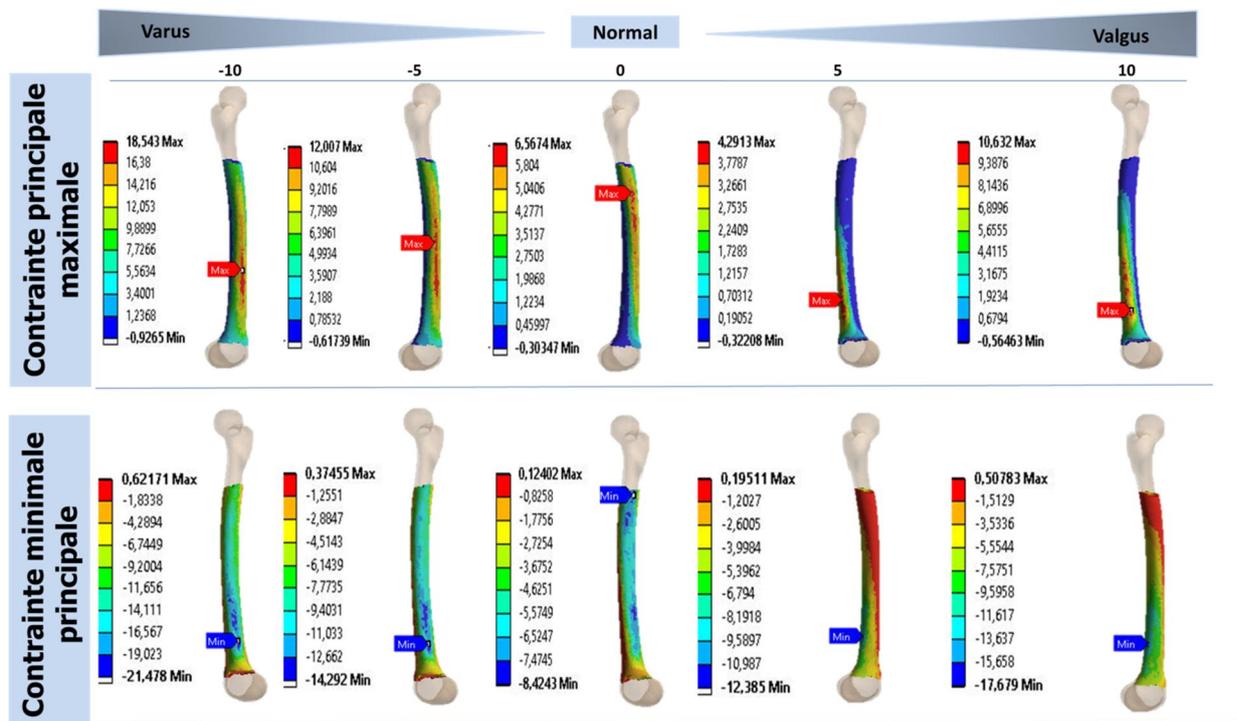


Figure IV-9. Contraintes principales du fémur proximal pour le sujet DD.

Tableau IV-3. Les moyennes des contrainte principales de fémur proximal, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.

		Contraintes principaux (MPa)																					
		Angle(deg)	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Minimale	Rang(abs)	17.00-7.78	16.69-7.64	16.38-7.50	16.06-7.36	15.74-7.22	15.41-7.07	15.08-6.93	14.75-6.78	14.41-6.63	14.06-6.47	13.72-6.32	13.36-6.16	13.01-6.01	12.65-5.85	12.29-5.68	11.93-5.52	11.56-5.38	11.19-5.24	10.82-4.87	10.44-4.86	10.06-4.72	
	Moyenne	-12.88	-12.64	-12.40	-12.15	-11.90	-11.65	-11.39	-11.13	-10.87	-10.61	-10.34	-10.08	-9.80	-9.53	-9.25	-8.98	-8.70	-8.42	-8.12	-7.83	-7.55	
	ET	3.56	3.50	3.43	3.37	3.30	3.23	3.16	3.09	3.02	2.95	2.88	2.80	2.73	2.66	2.58	2.51	2.43	2.35	2.29	2.22	2.13	
Maximale	Rang	6.00-17.98	5.76-17.29	5.53-16.60	5.29-15.92	5.05-15.27	4.81-14.64	4.61-14.01	4.40-13.38	4.21-12.75	4.01-12.14	3.82-11.53	3.63-10.93	3.46-10.33	3.28-9.77	3.11-9.23	2.94-8.71	2.76-8.19	2.59-7.69	2.60-7.19	2.32-6.71	2.30-6.24	
	Moyenne	11.18	10.78	10.39	9.99	9.60	9.21	8.83	8.45	8.08	7.70	7.33	6.95	6.59	6.23	5.87	5.52	5.18	4.83	4.50	4.20	3.97	
	ET	4.39	4.22	4.06	3.90	3.75	3.61	3.46	3.32	3.17	3.04	2.90	2.77	2.64	2.52	2.41	2.31	2.22	2.13	2.04	1.92	1.73	

La valeur de contrainte au niveau du fémur proximal varie en variant l'angle varus/valgus. On peut observer la contrainte absolue la plus faible à l'angle 10° et la contrainte absolue la plus élevée à l'angle -10°. La valeur moyenne de contrainte principale maximale du fémur proximal était de 11.18 (ET = ± 4.39) MPa pour -10°, et diminuait à 7.33 (ET = ± 2.90) pour 0° et diminuait à 3.97 (ET = ± 1.73) pour 10°. De plus, la valeur moyenne absolue de contrainte principale minimale du fémur proximal était de 12.88 (ET = ± 3.56) pour -10°, et diminuait à 10.34 (ET = ± 2.88) pour 0° et diminuait à 7.55 (ET = ± 2.13) pour 10° (Tableau IV-3).



Comme le montre la Figure IV-10, la cartographie des contraintes est différente dans la région de la diaphyse. La valeur absolue la plus élevée de contrainte est localisée aux angles 10° et -10° et diminue à mesure que l'angle se rapproche de l'angle 0°. Sous la même charge, et dans la configuration de direction de varus, la contrainte principale maximale était localisée au niveau du cortex latéral de la diaphyse fémorale lorsque la contrainte principale minimale était localisée au niveau du cortex médial de la diaphyse fémorale. Au contraire, sous le chargement de valgus, la contrainte principale maximale était localisée au niveau du cortex antéro-médial de la diaphyse fémorale lorsque la contrainte principale minimale était localisée au niveau du cortex postéro-latéral de la

diaphyse fémorale. De plus, la contrainte maximale était localisée à la région proximale de la diaphyse dans la position neutre et changeait la localisation en la région distale de la diaphyse aux angles de valgus ou de varus.

Les contraintes au niveau de la diaphyse fémorale évoluent en faisant varier l'angle de varus ou de valgus. L'analyse sensible a montré que la diminution de l'angle en varus de 0° à -10° augmente la valeur absolue de la valeur moyenne de la contrainte principale minimale et la valeur moyenne de la contrainte principale maximale du fémur proximal de 6.81 (ET = ± 1.56) MPa et 4.77 (ET = ± 1.52) MPa à 18.29 (ET = ± 5.01) MPa et 14.01 (ET = ± 4.73) MPa respectivement. Aussi, en augmentant l'angle en valgus de 0° à 10°, la valeur moyenne absolue de la contrainte principale minimale et la valeur moyenne de la contrainte principale maximale du fémur proximal augmentent respectivement à 15.82 (ET = ± 5.20) MPa et 10.13 (ET = ± 2.01) MPa (Tableau IV-4).

Tableau IV-4. Les moyennes des contraintes principales de la diaphyse fémorale, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.

		Contraintes principales(MPa)																				
Angle(deg)		-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Minimale	Rang(abs)	23.17-11.73	21.59-10.82	20.03-9.911	18.46-8.993	16.88-8.132	15.30-7.301	13.71-6.468	12.12-5.869	10.64-5.576	9.318-5.281	8.457-4.987	8.438-4.821	9.412-4.690	10.40-4.569	11.39-4.496	12.38-5.188	13.37-5.907	14.36-6.759	15.44-7.609	16.56-8.457	17.67-9.303
	Moyenne	-18.29	-16.99	-15.69	-14.39	-13.10	-11.81	-10.51	-9.27	-8.29	-7.44	-6.81	-6.92	-7.44	-8.06	-8.79	-9.87	-11.04	-12.22	-13.41	-14.62	-15.82
	ET	5.01	4.70	4.41	4.12	3.81	3.49	3.17	2.76	2.19	1.73	1.56	1.64	2.09	2.71	3.38	3.76	4.03	4.30	4.59	4.89	5.20
Maximale	Rang	9.72-19.65	8.94-18.23	7.92-16.80	7.32-15.37	6.71-13.94	6.10-12.5	5.58-11.05	5.07-9.608	4.37-8.409	3.84-7.311	3.32-6.567	2.81-5.821	2.42-5.209	2.82-4.755	2.73-4.299	2.69-4.884	3.69-6.271	4.54-7.656	5.36-9.039	6.21-10.53	7.11-12.16
	Moyenne	14.01	12.77	11.54	10.52	9.58	8.67	7.77	6.89	6.07	5.36	4.77	4.28	3.85	3.60	3.44	3.88	5.10	6.35	7.61	8.87	10.13
	ET	4.73	4.56	4.40	4.08	3.67	3.27	2.85	2.43	2.06	1.76	1.52	1.36	1.23	0.87	0.61	0.81	1.03	1.26	1.50	1.75	2.01

D'une autre manière dans les deux régions (fémur proximal et fémur diaphysaire), la contrainte de compression (contrainte principale minimale) est supérieure à la contrainte de traction (contrainte principale maximale) dans la majorité des cas (Fig. IV-11).

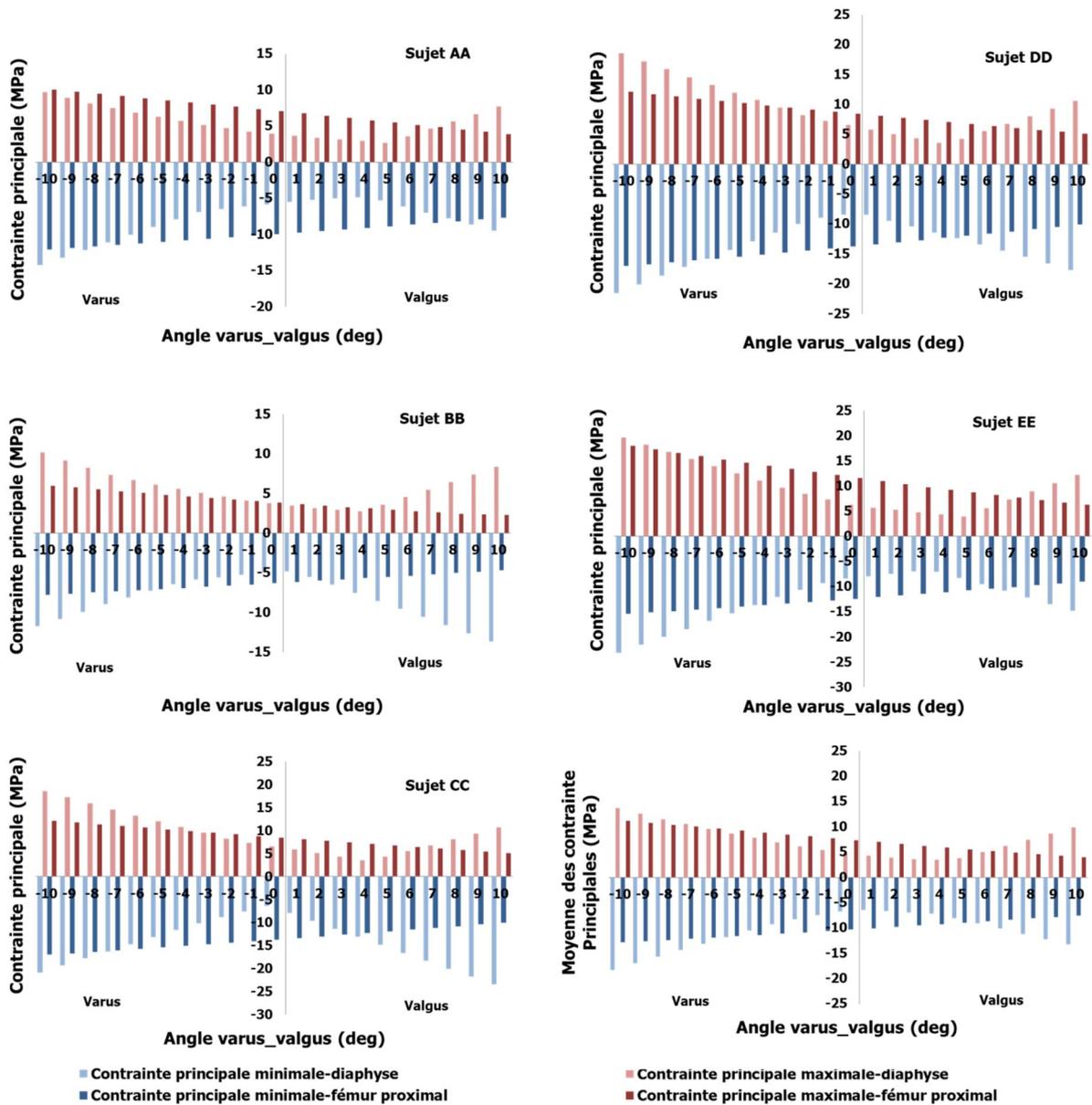


Figure IV-11. Contraintes principales pour tous les sujets à toutes les configurations de mal-alignement.

IV.3.2 Risque de fracture de toutes les configurations de mal-alignement.

Pour étudier l'effet du mal-alignement sur le risque de fracture du fémur, les indicateurs de fracture et les limites d'élasticité en traction et en compression pour le fémur proximal et la diaphyse ont été calculés séparément. Les distributions de l'indicateur de risque de fracture de compression IRF_P^C et de l'indicateur de risque fracture de traction IRF_P^T aux aspects supérieur et inférieur (et vice-versa) du fémur

proximal (col) ont été montrées, et comparées dans la [Figure IV-12](#) pour toutes les configurations de position bipodale.

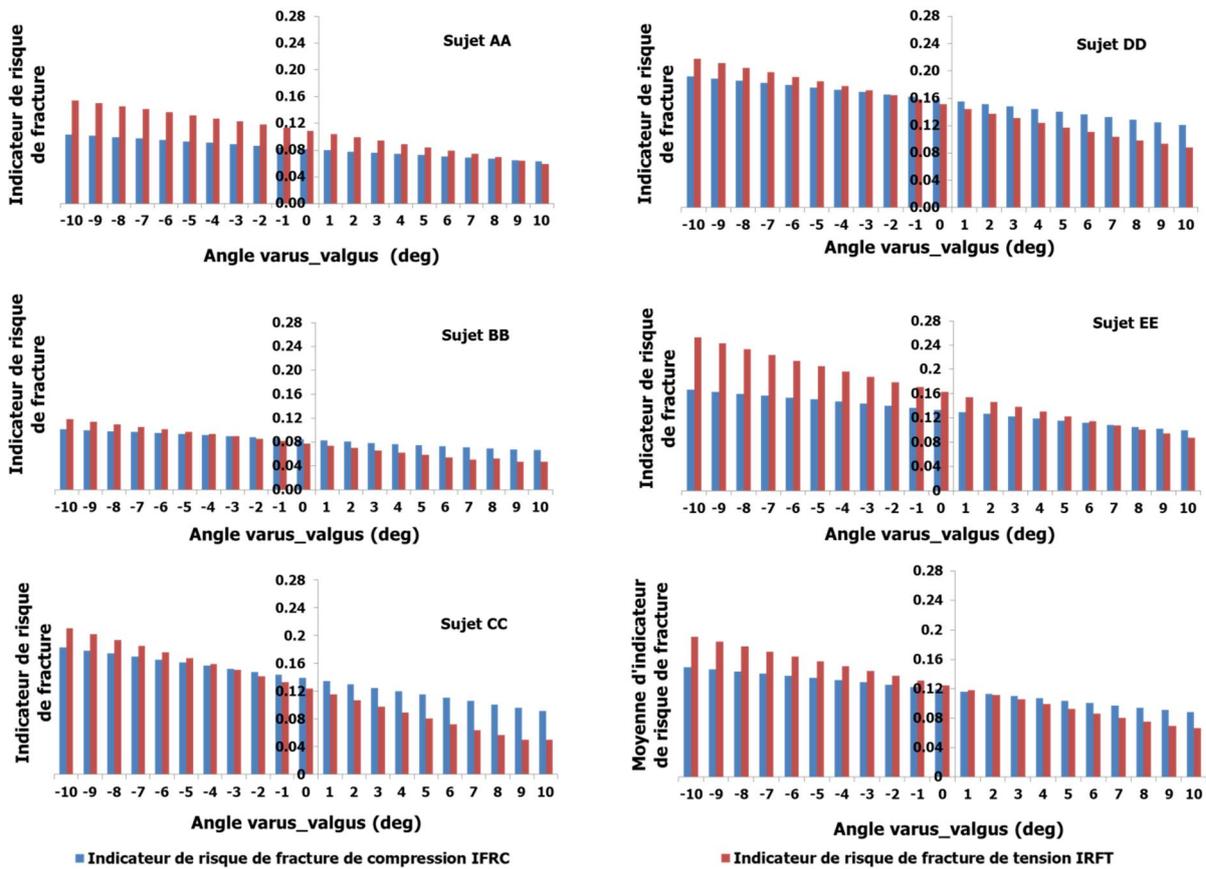


Figure IV-12. Indicateurs de risque de fracture du fémur proximal pour tous les sujets dans toutes les configurations.

La valeur moyenne d' IRF_P^C au niveau du fémur proximal varie de 0.149 (ET= ± 0.043) à 0.088 (ET = ± 0.024) aux aspects inférieurs, et la valeur moyenne d' IRF_P^T varie de 0.190 (ET = ± 0.053) à 0.066 (ET = ± 0.020) aux aspects supérieurs, ce qui indique souvent l'initiation de la fracture de la hanche chez les personnes âgées. L'indicateur de risque de fracture des épiphyses fémorales proximales change inversement avec la direction de l'angle. L'IRF était le plus élevé à l'angle -10° (varus) et le plus bas à l'angle 10° (valgus) ([Tableau IV-5](#)).

Tableau IV-5. Les moyennes d'indicateur de risque de fracture de fémur proximal, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets

		Indicateur de risque de fracture IRF																				
Angle(deg)		-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Compression	Rang	0.101-0.191	0.099-0.188	0.098-0.185	0.096-0.182	0.095-0.179	0.093-0.175	0.090-0.172	0.088-0.169	0.086-0.165	0.084-0.162	0.081-0.158	0.079-0.155	0.077-0.151	0.076-0.148	0.074-0.144	0.072-0.140	0.070-0.136	0.068-0.132	0.067-0.129	0.065-0.125	0.063-0.121
	Moyenne	0.149	0.146	0.143	0.14	0.137	0.134	0.131	0.128	0.125	0.122	0.119	0.116	0.113	0.110	0.106	0.103	0.100	0.097	0.094	0.091	0.088
	ET	0.043	0.042	0.041	0.040	0.039	0.039	0.038	0.037	0.036	0.035	0.034	0.033	0.032	0.031	0.030	0.029	0.028	0.027	0.026	0.025	0.024
Tension	Rang	0.118-0.252	0.114-0.242	0.109-0.233	0.105-0.223	0.101-0.213	0.097-0.204	0.093-0.196	0.089-0.187	0.085-0.178	0.081-0.170	0.077-0.162	0.073-0.154	0.069-0.146	0.066-0.138	0.062-0.130	0.058-0.122	0.054-0.114	0.050-0.107	0.052-0.100	0.047-0.093	0.046-0.088
	Moyenne	0.190	0.184	0.177	0.170	0.163	0.157	0.150	0.144	0.137	0.131	0.124	0.118	0.111	0.105	0.098	0.092	0.086	0.080	0.075	0.069	0.066
	ET	0.053	0.051	0.049	0.047	0.044	0.042	0.040	0.039	0.037	0.035	0.033	0.032	0.030	0.029	0.028	0.026	0.025	0.024	0.022	0.022	0.020

Pour tous les cas (5 fémurs), les indicateurs de risque de fracture IRF basés sur le critère de contrainte principale ont été calculés pour la diaphyse du fémur pendant la position debout en tenant compte du mal-alignement représenté par l'inclinaison ou la direction de la charge. Les indicateurs de risque de fracture calculés sont présentés sur la [Figures IV-13](#).

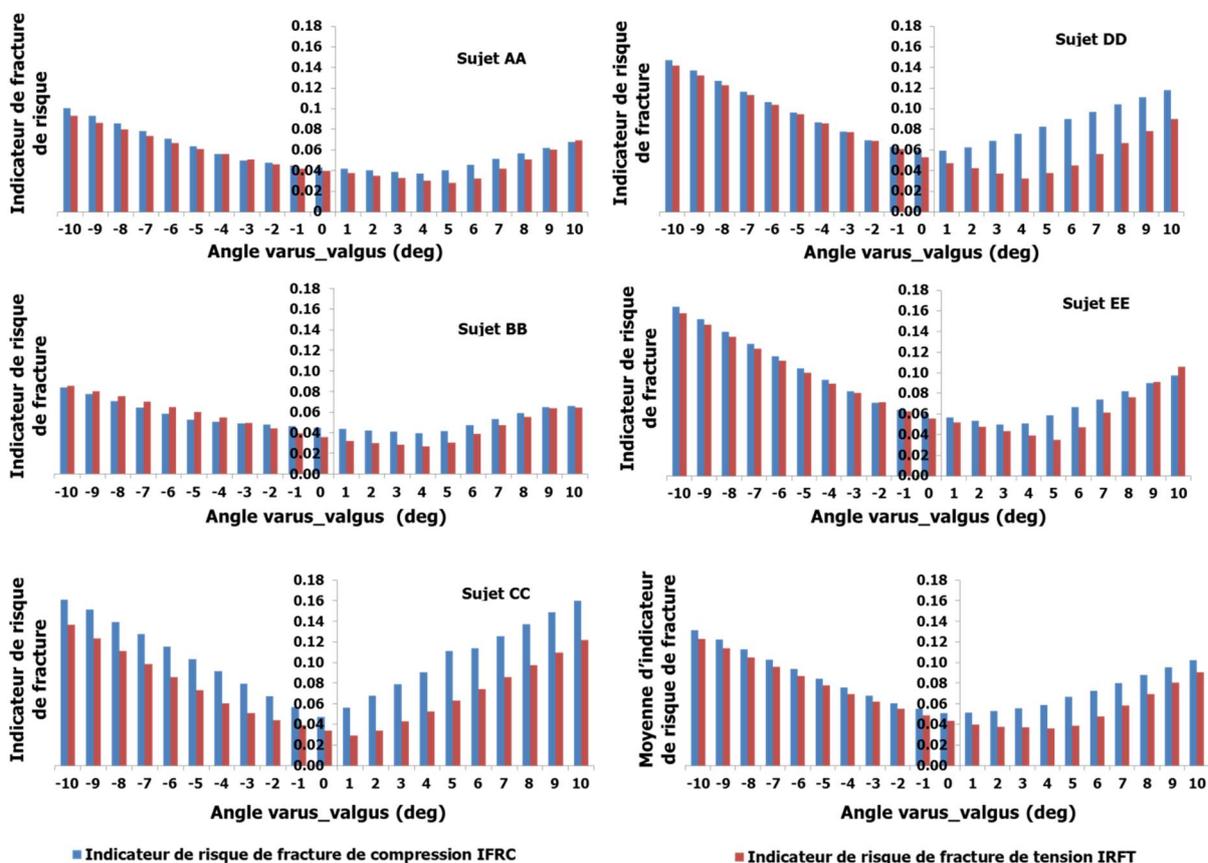


Figure IV-13. Indicateurs de risque de fracture de la diaphyse fémorale pour tous les sujets dans toutes les configurations.

Comme le montrent le [Tableau IV-4](#) et la [Figure IV-13](#), l'indicateur de risque de fracture IRF de la diaphyse fémorale avait un profil différent de celui de l'épiphyse proximale de fémur. Aux extrêmes de la déformation qui ont été étudiés, le mal-alignement du varus et le mal-alignement du valgus ont provoqué une augmentation de l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse. La plus grande déformation de varus simulée (-10°) a provoqué un indicateur de risque de fracture de la diaphyse généralement plus grand que la plus grande déformation de valgus analysée (10°).

L'indicateur de risque de fracture IRF de la diaphyse fémorale varie proportionnellement avec la valeur absolue de l'angle de direction. L'indicateur de risque de fracture IRF était le plus élevé à l'angle -10° (varus) et à l'angle 10° (valgus). L'analyse a montré que l'augmentation de l'angle de valgus de -10° à 0° diminuait la valeur moyenne de l'indicateur de risque de fracture de compression IRF_{Sh}^C et la valeur moyenne de l'indicateur de risque de fracture de traction IRF_{Sh}^T de 0.131 (ET = ± 0.036) à 0.051 (ET = ± 0.008) et de 0.122 (ET = ± 0.031) à 0.043 (ET = ± 0.010), respectivement. L'augmentation de l'angle valgus de 0° à 10° a augmenté la valeur moyenne de l'indicateur de risque de fracture de compression et la valeur moyenne de l'indicateur de risque de fracture de traction est passée de 0.051 (ET = ± 0.008) à 0.101 (ET = ± 0.039) et de 0.043 (ET = ± 0.010) à 0.090 (ET = ± 0.024), respectivement. En d'autres termes, l'indicateur de risque de fracture du fémur proximal et l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse ont montré la même tendance pour tous les fémurs.

Tableau IV-6. Les moyennes d'indicateur de risque de fracture de la diaphyse fémorale, dans tous les chargements de varus/valgus pour les cinq sujets.

		Indicateur de risqué de fracture IRF																				
Angle(deg)		-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Compression	Rang	0.084-0.163	0.077-0.152	0.070-0.140	0.064-0.128	0.058-0.115	0.052-0.104	0.050-0.093	0.049-0.082	0.047-0.071	0.045-0.063	0.043-0.060	0.041-0.059	0.040-0.067	0.038-0.079	0.036-0.090	0.040-0.111	0.045-0.113	0.051-0.125	0.056-0.137	0.061-0.148	0.065-0.160
	Moyenne	0.131	0.122	0.112	0.103	0.093	0.084	0.075	0.067	0.06	0.054	0.051	0.051	0.053	0.055	0.058	0.066	0.072	0.08	0.087	0.095	0.101
	ET	0.036	0.034	0.032	0.029	0.026	0.024	0.02	0.016	0.011	0.008	0.008	0.008	0.012	0.017	0.023	0.03	0.029	0.031	0.033	0.035	0.039
Tension	Rang	0.085-0.157	0.080-0.146	0.075-0.134	0.070-0.123	0.064-0.111	0.059-0.100	0.054-0.089	0.049-0.080	0.043-0.071	0.038-0.062	0.034-0.055	0.029-0.051	0.029-0.047	0.028-0.043	0.026-0.052	0.028-0.063	0.032-0.074	0.041-0.085	0.051-0.097	0.060-0.109	0.064-0.121
	Moyenne	0.122	0.113	0.104	0.095	0.086	0.077	0.069	0.061	0.054	0.048	0.043	0.039	0.037	0.036	0.036	0.038	0.047	0.058	0.069	0.080	0.090
	ET	0.031	0.029	0.026	0.023	0.021	0.018	0.016	0.015	0.014	0.011	0.01	0.009	0.007	0.006	0.010	0.014	0.015	0.017	0.018	0.020	0.024

IV.3.3 Charge de fracture et site de fracture

Un autre ensemble de résultats a été obtenu à partir des analyses linéaires. Les déplacements nodaux moyens de tous les nœuds de la tête fémorale à chaque étape ont été calculés et les diagrammes charge-déplacement ont été obtenus pour chaque sujet. Le modèle EF a estimé la charge de fracture de tous les sujets sous la configuration de chargement d'appui bipodal. Alors que le site de fracture et la forme ont été localisés selon la configuration valgus / varus.

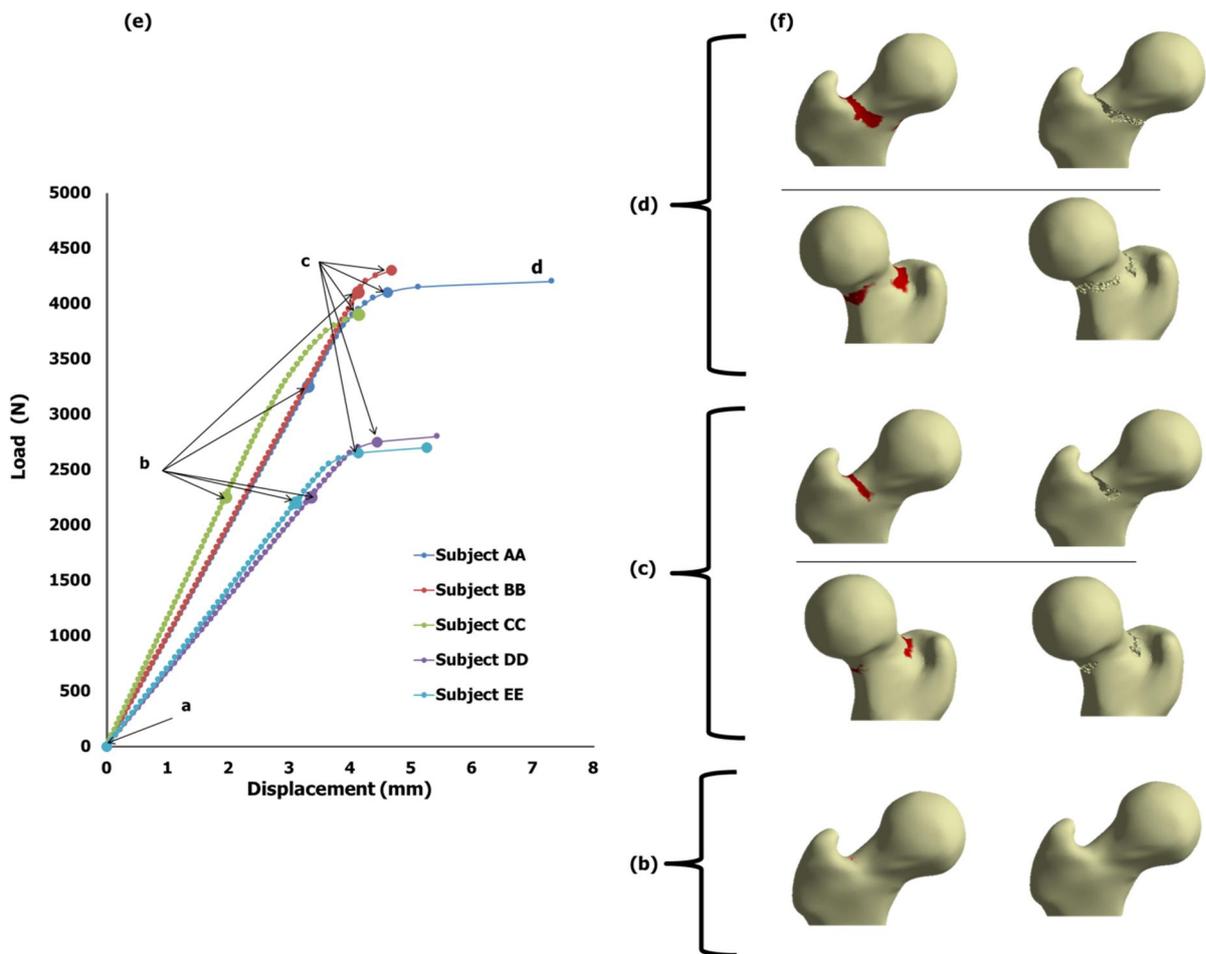


Figure IV-14. A gauche.(e). La courbe force-déplacement d'AEF pour tous les sujets avec progression de fracture. Au point a, initiation de chargement. Au point b, la limite d'élasticité est atteinte. La rupture se produit au point c. Au point d, l'os est complètement cassé. A droite (f), le modèle EF de fracture pour le sujet AA.

La Figure IV-14 montre la courbe charge-déplacement obtenue par l'analyse d'éléments finis. L'analyse tridimensionnelle par EF a estimé la distribution des

déplacements dans le fémur et les forces de rupture de tous les sujets en position neutre. La charge maximale dans ces diagrammes a été considérée comme la résistance ultime de fémur. La limite élastique a été estimée de 2880 N (ET = \pm 824.31) tandis que la charge de rupture était de 3500 N (ET = \pm 735.69). D'autre part, la charge de rupture variait considérablement entre les cinq sujets lorsque les conditions de chargement à l'alignement anatomique des sujets étaient les mêmes (position neutre). Alors que la fracture était située au niveau du fémur proximal (col fémoral) dans tous les modèles.

Les valeurs de la force de fracture estimées pour les cinq sujets à différentes directions de charge angulaire ont été illustrées aux [Figures IV-15 à IV-19](#). Les deux plus grands résultats observés étaient le changement de valeur de la charge de rupture avec le changement de l'angle ainsi l'emplacement de la fracture. La variation du mal-alignement varus/valgus a entraîné une modification de la charge de rupture fémorale. L'augmentation du mal-alignement dans le varus conduisait généralement à une augmentation de la rupture de la charge au niveau de la hanche, tandis que l'augmentation du mal-alignement dans le valgus entraînait généralement une baisse de la charge au niveau du fémur proximal.

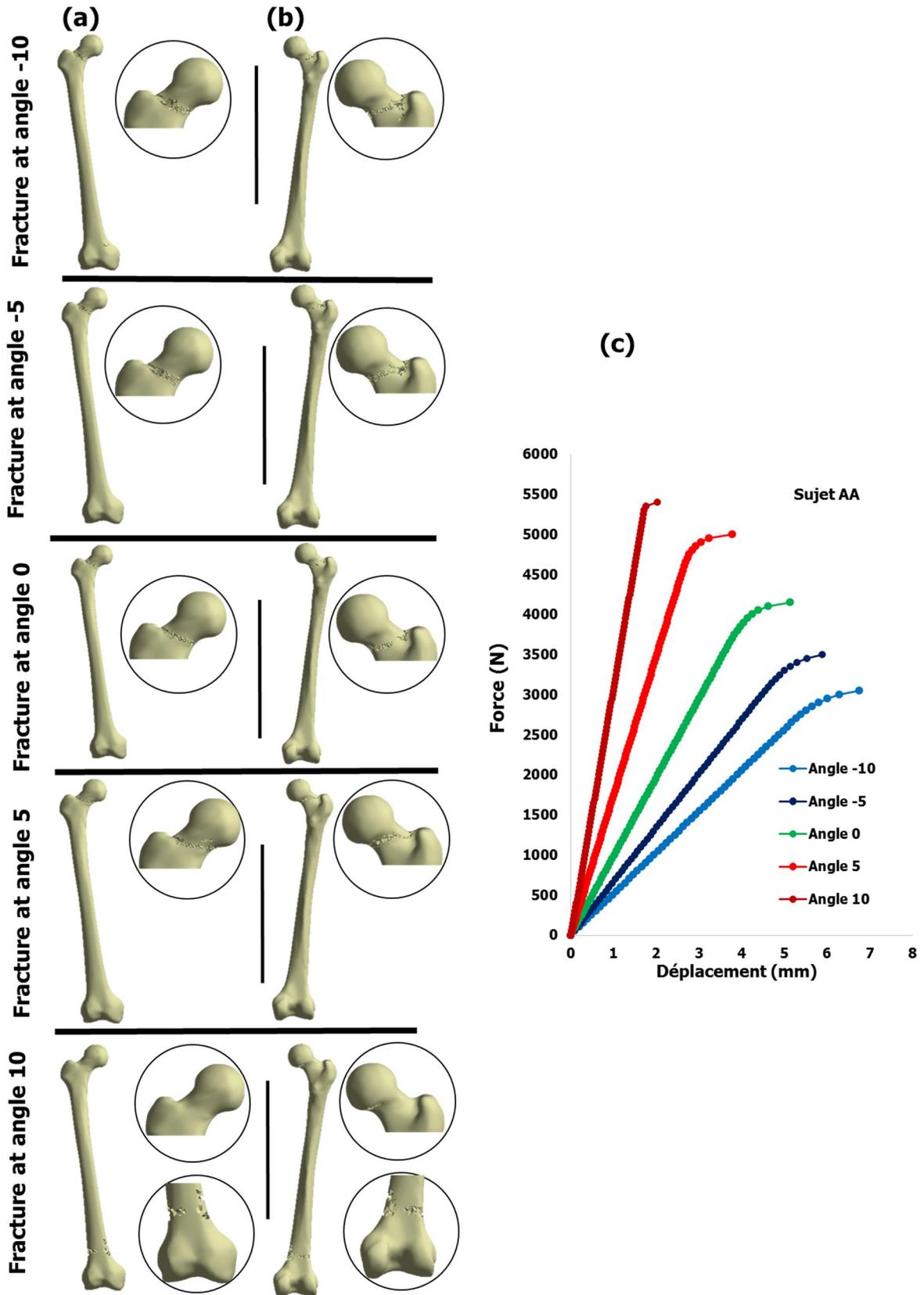


Figure IV-15. Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet AA).

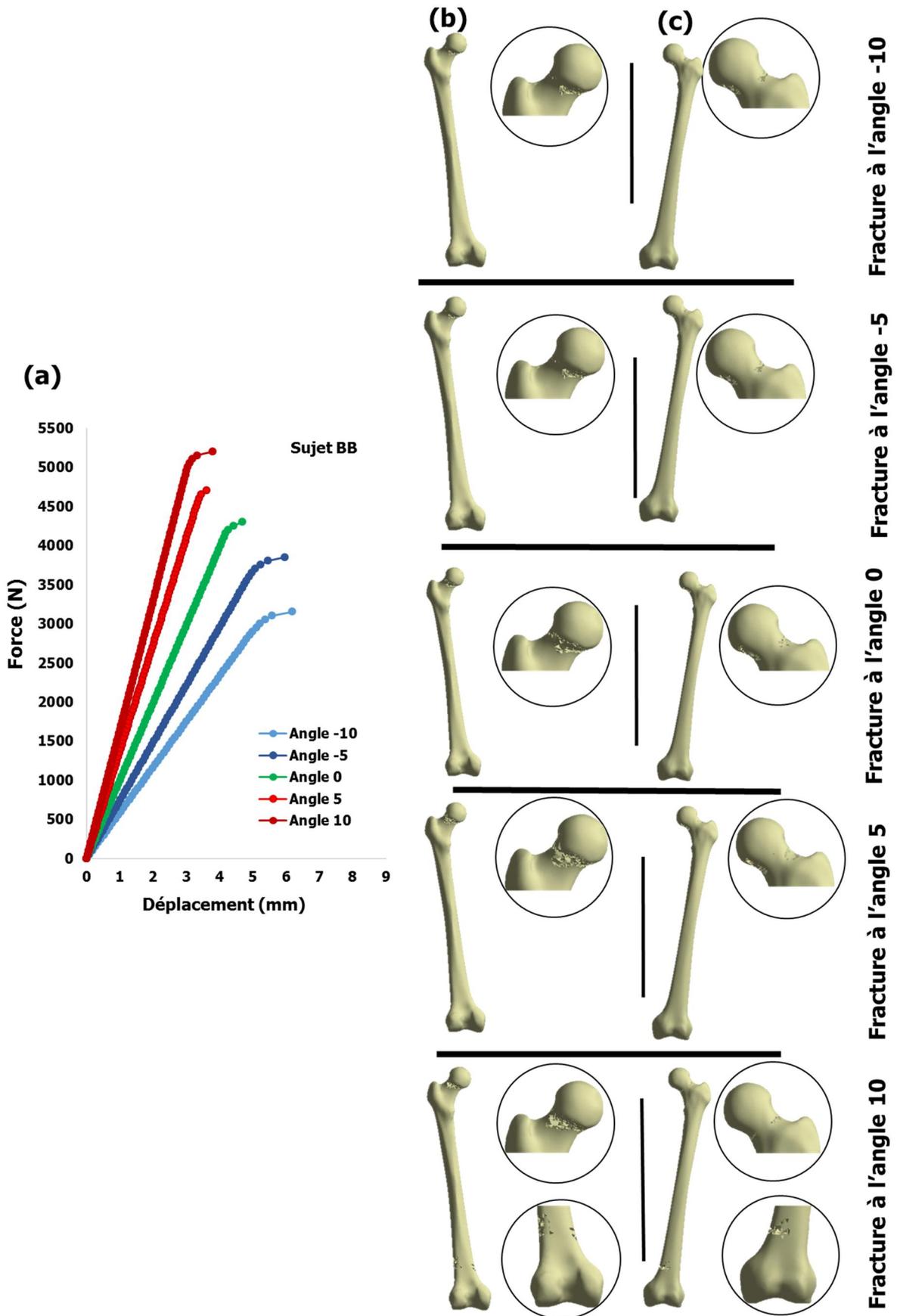


Figure IV-16. Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet BB).

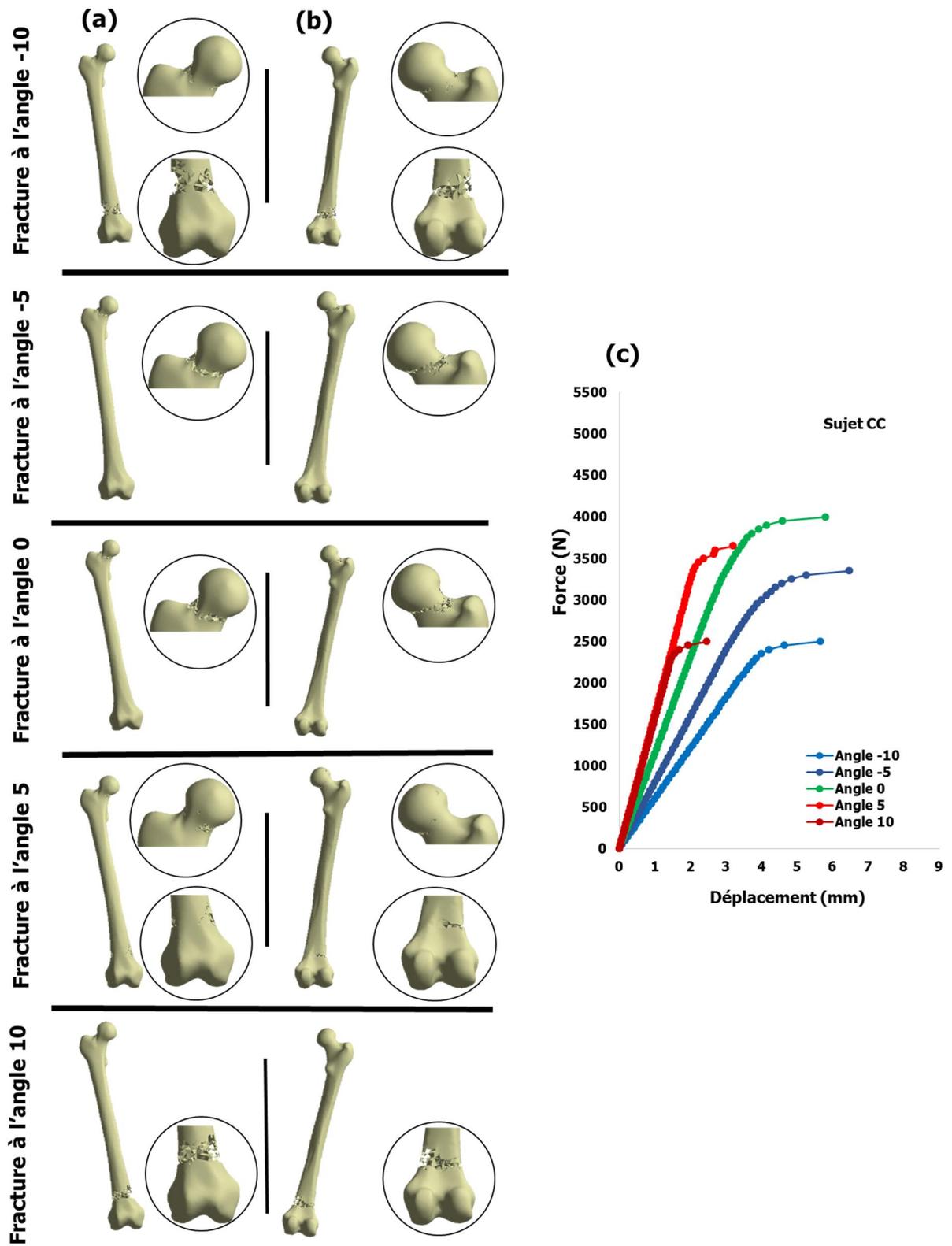


Figure IV-17. Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet CC).

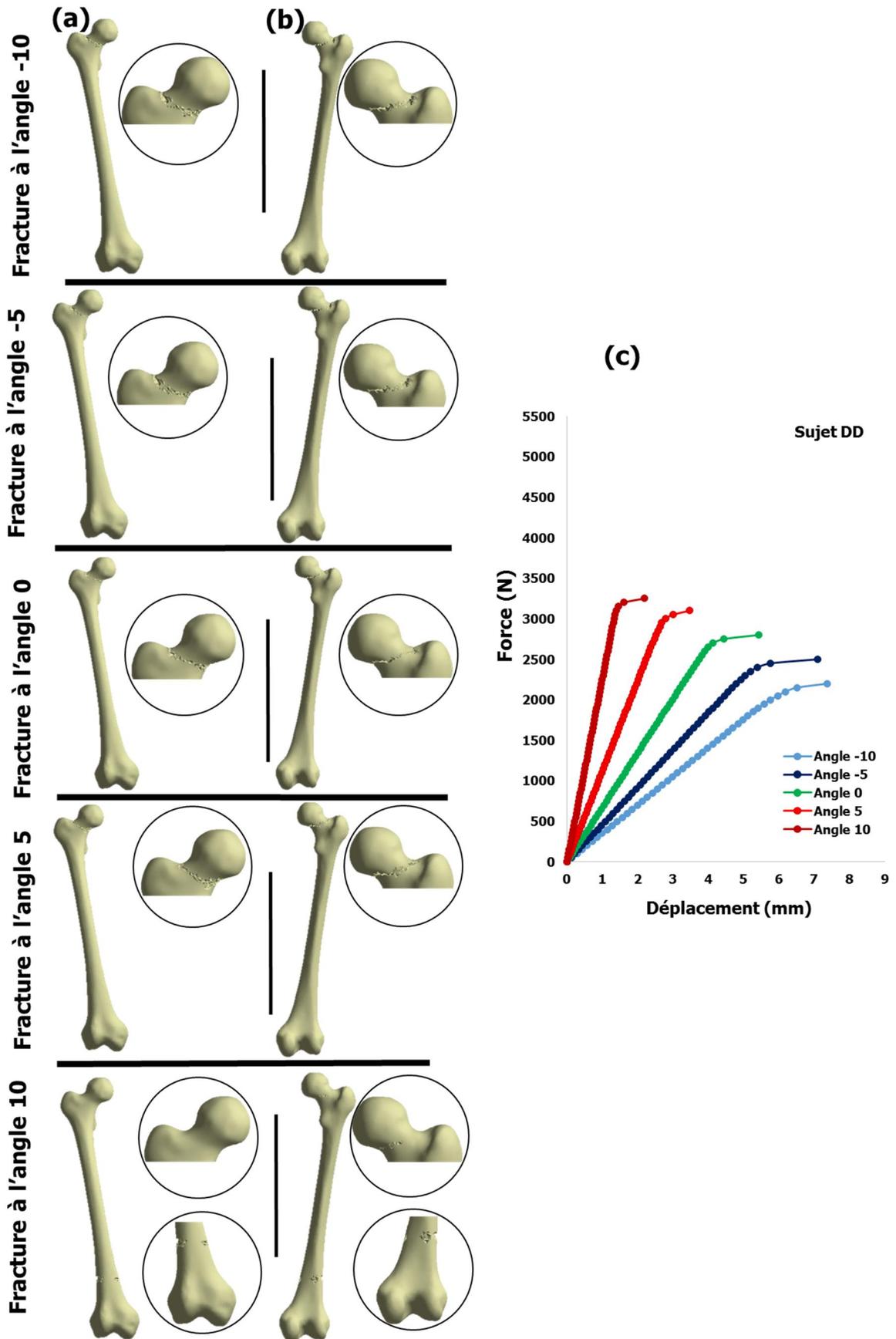


Figure IV-18. Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet DD).

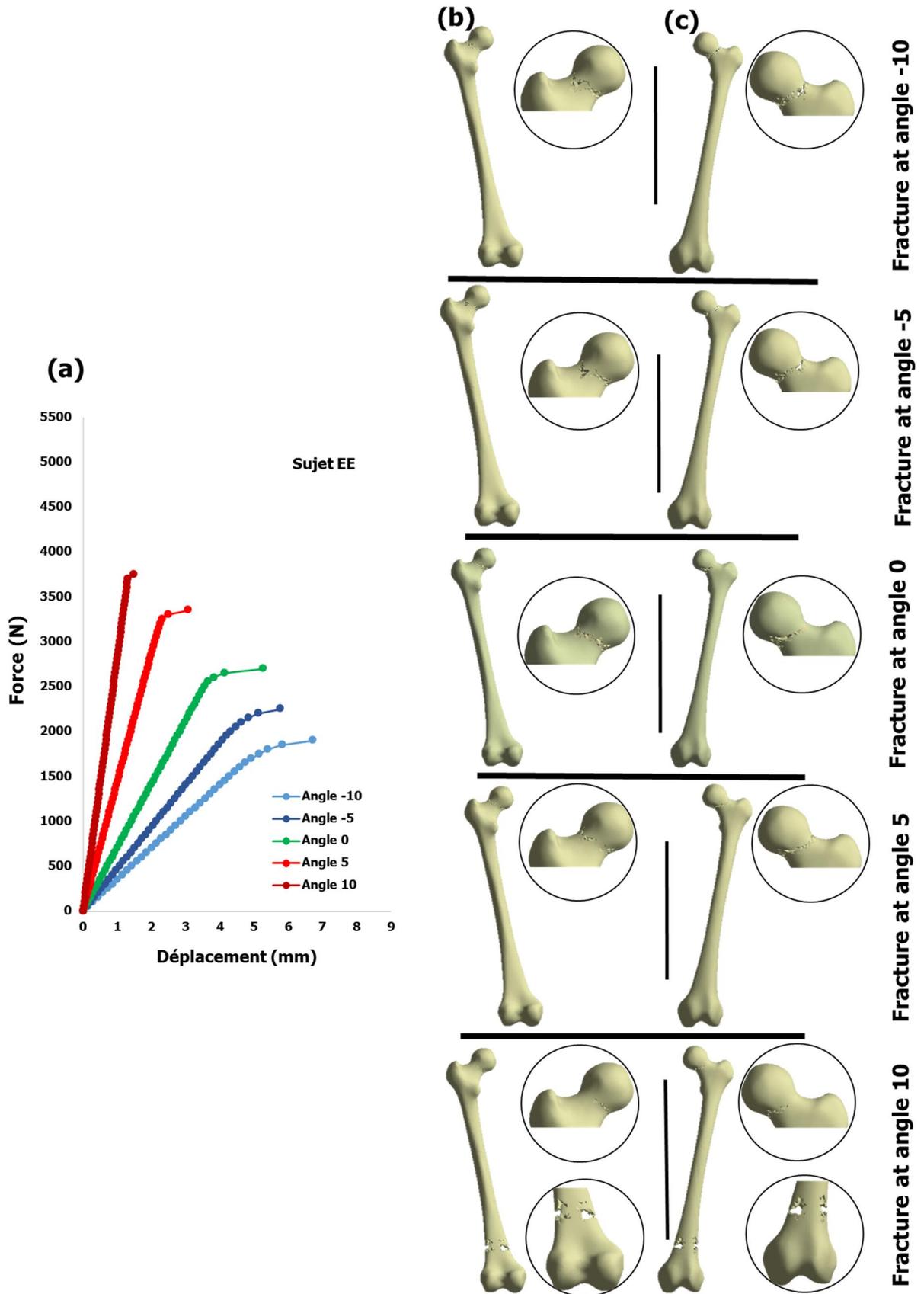


Figure IV-19. Sites de fracture et courbes force-déplacement pour les angles de charge : -10°, -5°, 0°, 5°, 10° (sujet EE).

Les variations du mal-alignement varus/valgus a également entraîné une réponse très individuelle dans l'emplacement de la fracture. Les déviations par rapport à l'alignement normal ont provoqué une modification du site de fracture. Des déformations du valgus de 10° ont entraîné un changement de site de fracture de la hanche à la diaphyse chez les sujets AA, CC et EE, tandis qu'au sujet CC, une fracture de la hanche et une fracture de la diaphyse ont été déterminées pour des déformations en varus de -10° . Chez les sujets BB, CC et EE, une association entre la fracture de la hanche et la fracture de la diaphyse est remarquable à l'angle de 10° . Cependant, la fracture de la diaphyse se situait au niveau de la partie distale de la diaphyse dans tous les modèles.

IV.4 DISCUSSION

La prédiction de la réponse mécanique du fémur personnalisé du patient à diverses conditions de charge est d'une importance clinique majeure en orthopédie. De plus, la restauration de l'axe mécanique neutre améliore la durabilité de l'implant et la fonction du patient après la chirurgie. Presque toutes les études publiées se sont concentrées sur la simulation d'une seule condition de chargement, imitant soit la phase d'appui monopodal de la marche, soit une chute non protégée sur le côté. Par conséquent, il est nécessaire de concentrer l'investigation sur l'influence du mal-alignement. Dans notre étude, les modèles éléments finis basés sur CT scan ont été créés pour analyser le transfert de charge et évaluer le risque de fracture du fémur afin d'estimer le type de fracture fémorale dans une position bipodale en configuration de charge de varus et de valgus.

L'étude a montré que le mal-alignement peut changer le transfert de la charge. La modélisation par éléments finis a inclus la personnalisation des propriétés mécaniques de l'os. Néanmoins, le modèle EF personnalisé a prédit la charge de rupture. Les résultats numériques montrent l'influence des déformations d'alignement, ainsi, elle révèle que la trajectoire de la fissure initiale obtenue varie suivant l'angle d'inclinaison des fémurs. Un point important dans cette étude était l'implication de l'angle entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique du membre inférieur sur les fractures atypiques du fémur.

IV.4.1 Risque et site de fracture du fémur en configuration neutre (normale)

Plusieurs aspects concernant l'ampleur et la distribution des contraintes des cas examinés méritent d'être soulignés. Des analyses biomécaniques des contraintes ont été menées pour étudier les effets des facteurs d'alignement des membres inférieurs sur la répartition relative des contraintes de fémur. Tout d'abord, la distribution des contraintes dans la position normale où l'axe mécanique du fémur avait la même trajectoire de l'axe de charge (angle = 0°) a montré que la contrainte maximale de von Mises est à la région proximale de fémur. Dans l'anatomie moyenne du fémur proximal, la concentration de contrainte produite à la racine inférieure du col fémoral était la contrainte en mode compressif, tandis que la concentration de contrainte s'est produite à la racine supérieure du col du fémur était la contrainte en mode de traction. L'emplacement des profils de contraintes produits dans ces modèles était très similaire à celui obtenu dans des études antérieures de chargement vertical, ([Cristofolini et al., 2007](#); [Faisal et Luo, 2016](#)). Dans chaque position, le profil des contraintes indiquait que l'aspect supérieur du col fémoral et l'aspect antérolatéral de la diaphyse étaient sous tension.

Par ailleurs, en ce qui concerne l'emplacement de la fracture en position neutre, tous les modèles de tous les sujets ont été fracturés au niveau du col fémoral, indiqués par l'indicateur de risque de fracture IRF et confirmés par le modèle de fracture en utilisant le critère des contraintes principales ([Tableau IV-3, IV-4 et Figure IV-14](#)). La valeur moyenne de l'indicateur de risque de fracture du col fémoral est deux fois plus grande que la valeur moyenne au niveau du fémur distal et la valeur moyenne d'indicateur IRF est élevée dans le cortex supérieur du col fémoral. Plusieurs travaux ont chargé le fémur en tenant compte de l'axe de la diaphyse fémorale pour simuler la fracture proximale et d'autres investigations ont utilisé l'axe mécanique du fémur comme référence de la présentation du chargement. Pour comparer nos résultats aux travaux de littératures nous devrions avoir à considérer l'anatomie, la géométrie et les paramètres pris pour la conception de l'axe de charge du fémur. Par exemple, l'angle entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur est généralement de $7 \pm 2^\circ$ ([Subburaj et al., 2010](#)) et l'axe mécanique de l'extrémité inférieure correspond à une pente d'environ 3° par rapport à celle de l'axe vertical ([Cherian et al., 2014](#); [Luo, 2004](#)).

Dans cette analyse par éléments finis, la force ultime fracturant le fémur a été prise comme la valeur maximale de la courbe force-déplacement (Fig. IV-15). La force numérique ultime moyenne à la position neutre était de 2880 ± 824.31 N (plage : 2200-4500 N) pour les configurations d'appui bipodal. Ces résultats sont comparables à ceux rapportés dans la littérature. Des études d'analyse de compression quasi-statique uniaxiale menées par Cristina Falcinelli et al (Falcinelli et al., 2014), réalisée sur 55 fémurs (22 cas et 33 contrôles), chargées à 0° dans le plan coronal, ont donné des forces de rupture de l'ordre de 1299 - 10 024 N. Aussi, Masahiko Bessho et al (Bessho et al., 2004) ont trouvé sous des conditions identiques (charge en direction d'axe mécanique) que la force de fracture est dans un rang de 1875- 3375 N pour les patients avec une fracture de la hanche et dans une gamme de 4375 à 5875 N pour ceux de volontaires normaux.

IV.4.2 Risque et site de fracture du fémur en configurations valgus/varus

Les modèles d'éléments finis EF des fémurs sous une condition de charge de valgus ou de varus ont été comparés à la condition de charge neutre pendant une configuration d'appui bipodal. Relativement à la position neutre, les configurations de valgus et de varus augmentent la contrainte maximale de von Mises. En outre, la plupart des modèles en configuration de varus et de valgus entre -5 et 5 avaient tendance à concentrer la contrainte dans la région inférieure du col fémoral (Figs. IV-6 et IV-7), tandis que les modèles en position de varus inférieur à -5° et en position valgus supérieur à 5° la contrainte la plus élevée était dans la région de la diaphyse.

IV.4 2.1 Risque de fracture du fémur proximal

En ce qui concerne le fémur proximal, la contrainte la plus élevée a été montrée à l'angle -10° et diminue progressivement en augmentant la direction de l'angle. Le changement de la direction de la charge augmente les contraintes dans certaines régions et les réduit dans d'autres. Si ces changements sont importants, ils peuvent entraîner un remodelage osseux adaptatif. Vincenzo Filardi (Filardi, 2015), a étudié le stress-shielding et leur influence sur l'intégrité et la résistance des os en présence de 4° de varus ou de valgus du genou et leurs positionnements dans le membre entier. Les résultats des contraintes équivalentes de von Mises révèlent deux importants pics sur la hanche du fémur atteinte par les configurations en valgus et en varus. La valeur

moyenne de contrainte de von Mises à la position normale, dans cette étude était de 0.28 celle de obtenue dans ce travail. Cependant, diverses études ont confirmé l'influence de la condition de charge et les conditions aux limites dans la réponse des contraintes dans le fémur. L'étude EF de Latif Aghili et al ([Latif Aghili et al., 2015](#)) indique qu'il existe deux régions critiques. Dans la charge d'appui monopodal, les contraintes les plus élevées étaient localisées au milieu dans la région de la diaphyse et la seconde dans le col fémoral, et montraient que le modèle du demi-fémur présentait une contrainte plus élevée que le modèle de fémur entier.

Dans cette étude, la réponse du fémur entier en prenant son axe mécanique comme axe de référence a été mise en évidence. Les résultats ont montré que l'évolution régulière de la contrainte dans la diaphyse dans les cas de charge neutre permet de conclure que la situation de charge en question ressemble étroitement à celle de la flexion pure. Dans les deux situations de charge du grand varus et du valgus, la valeur maximale de la contrainte dans la direction longitudinale se produit, non dans le col mais dans la partie de la diaphyse du côté médial en charge de valgus et du côté latérale en charge de varus. Dans l'ensemble, la contrainte élevée indique la région critique à fracturer. L'indicateur de risque de fracture IRF utilisé dans cette étude a permis de clarifier la zone critique de fracture en configuration d'appui et l'influence des directions de charge de varus ou de valgus. Deux parties du fémur ont été analysées séparément. L'extrémité supérieure représente le fémur proximal et la deuxième partie représente la diaphyse et l'épiphyse distale. On peut remarquer que les histogrammes ([Fig. IV-12](#)), liés à l'IRF pour la partie proximale, montrent une tendance linéaire décroissante du valgus au varus. Comparativement à la charge neutre, la flexion et la traction du fémur proximal ont montré que la charge de varus augmente le risque de fracture au niveau du col fémoral en diminuant la force de rupture, par contre, la charge du valgus diminue le risque de fracture au niveau du col en augmentant la force de rupture. Les deuxièmes histogrammes ([Fig. IV-13](#)), liés à l'IRF de la partie diaphysaire, présentent une tendance parabolique, avec un pic atteint par l'angle valgus/varus près de l'angle de position neutre. Sinon, pour identifier les conditions de charge dans lesquelles le fémur est le plus susceptible de se fracturer et d'aider à prévenir la fracture de la hanche, la plupart des études analysent les effets des conditions de charge du fémur de la hanche. Ils ont considéré deux configurations de charges, la charge à la position d'appui et à la chute latérale. Hossein Kheirollah et al ([Kheirollahi et Luo, 2015](#)), utilisant un indicateur de

fracture de l'énergie de déformation, en chargeant la tête du fémur en direction de la diaphyse, et Tanvir R. Faisal et al (Faisal et Luo, 2016), utilisant l'IRF en considérant le critère des contraintes principales générées au niveau du col du fémur, ont observé que le col fémoral montre une gravité de fracture pour la chute latérale par rapport à la charge d'une position d'appui monopodal.

En outre, dans la configuration d'appui, différentes directions de charge ont été utilisées pour prédire la fracture du fémur en fonction des activités quotidiennes : marche lente, marche normale, marche rapide, en haut, en bas, debout, assise, debout sur 2-1-2 jambes. Même, la flexion du genou qui peut faire varier l'inclinaison de la force de hanche résultante sur la tête du fémur (Bergmann et al., 2001). D'autres auteurs étudient le potentiel des activités physiques à faible et à forte charge qui ont été suggérées pour compenser l'effet néfaste de l'ostéoporose et pour évaluer le risque de fracture du col du fémur lors de telles activités (Martelli et al., 2014a). Leurs résultats montrent que les activités impliquant des contractions maximales de la hanche et du genou sont des alternatives possibles aux activités à haut impact (par exemple, le saut en longueur unijambiste) pour favoriser la formation osseuse du col fémoral. De plus, l'effet de la direction de la charge sur la configuration de l'appui sur la fracture a été étudié par Keyak et al (Keyak et al., 2001). À l'aide des modèles EF linéaires du fémur proximal basé sur le scanner, ils ont quantifié l'effet de la direction de la force sur la charge de fracture, facteur intrinsèquement associé au risque de fracture. Ils ont constaté que, au niveau de la petite composante postérieure, les charges de rupture les plus faibles pour les directions de force se produisaient lorsque la composante latérale était petite. Ces résultats sont étayés par les résultats de nos prédictions du modèle EF, que la hanche fémorale est la plus susceptible de fracturer dans des conditions de charge de valgus élevé.

D'autre part, le fémur a une géométrie anatomique complexe, qui varie en fonction de l'anatomie du corps humain. Les paramètres géométriques comme l'angle cervico-diaphysaire, l'angle entre l'axe diaphysaire et l'axe mécanique, l'angle de transversion varient chez l'adulte normal (Chapitre 1). Ces paramètres influencent la réponse du fémur. Liming Voo et al (Voo et al., 2004) ont étudié les effets biomécaniques des paramètres géométriques individuels sur le col fémoral en tant que variables indépendantes à travers la modélisation et la simulation numérique en utilisant des os

virtuels. Leurs résultats suggèrent qu'un plus petit angle cervico-diaphysaire et un col plus long sont des facteurs de risque importants pour les fractures de fatigue du col fémoral, en particulier pour le type instable de fracture de tension qui débute au niveau du cortex supérieur. Dans un fémur normal de géométrie moyenne, des contraintes de compression prédominantes ont été produites dans la région du col du fémur. Jing-Guang Qian et al (Qian et al., 2009) ont examiné cinq sites différents autour de l'articulation de la hanche dans les fémurs normaux et fracturés. Leur étude a montré que la densité minérale osseuse DMO chez les patients ayant subi une fracture du col du fémur était significativement plus petite dans toutes les zones examinées autour du col fémoral. Sous un chargement similaire de condition debout normale mais avec un angle cervico-diaphysaire différent en utilisant un modèle d'éléments finis et une simulation par ordinateur, les résultats montrent que la contrainte maximale dans la région du col fémoral est inversement proportionnelle à l'angle cervico-diaphysaire du fémur, ce qui confirme nos résultats (Fig. IV-20). Nos résultats, en configuration de position neutre, ont montré que l'angle cervico-diaphysaire affecte le risque biomécanique de fracture de fatigue du col fémoral. Un angle cervico-diaphysaire plus petit peut, non seulement, augmenter le risque de fracture de fatigue du col du fémur, mais constitue également un facteur de risque clé pour le type de fracture de tension instable. En outre, la longueur du fémur affecte la rupture de la charge, ce qui augmente la force de rupture (Holzer et al., 2009).

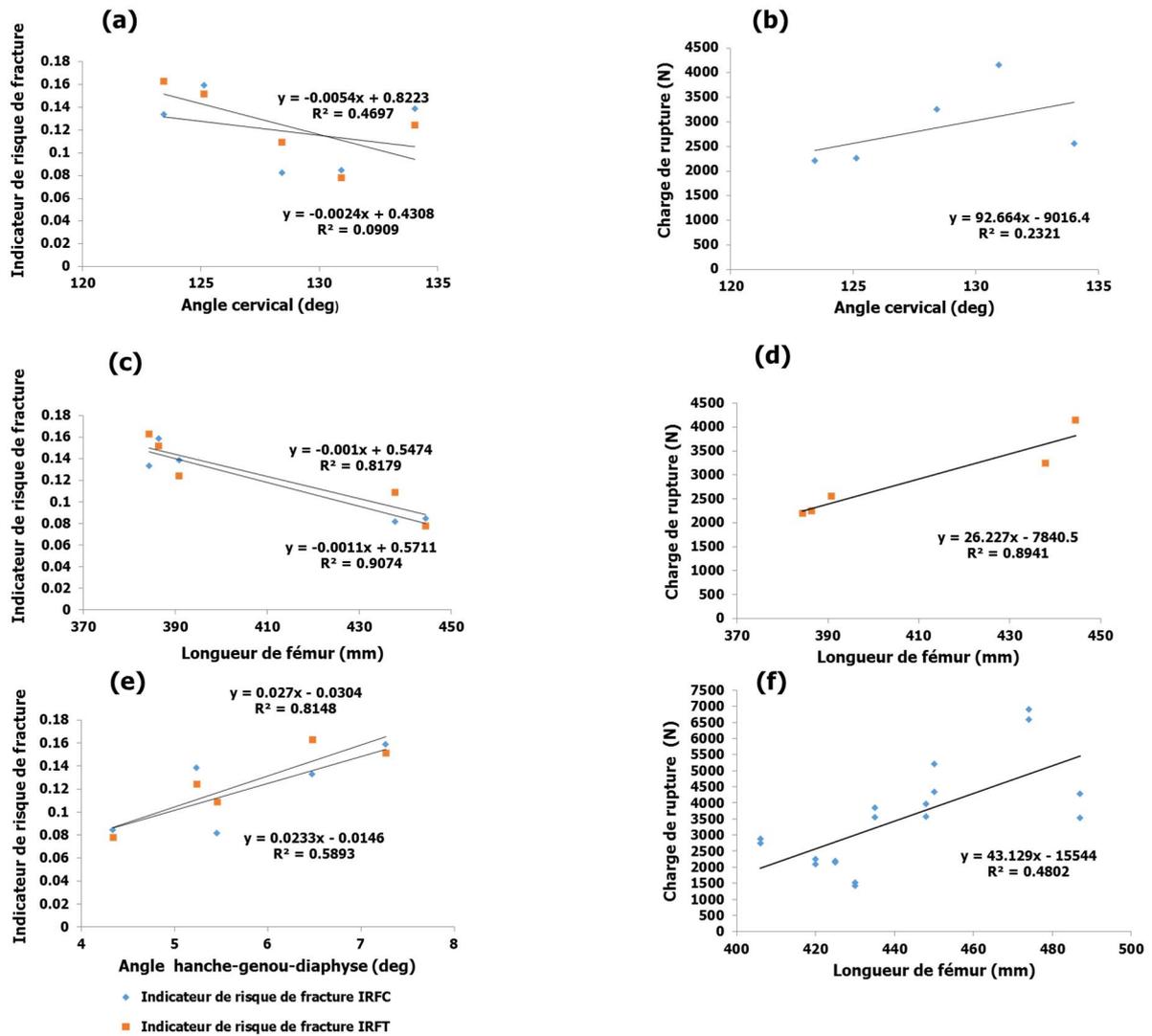


Figure IV-20. (a), (b), (c), (d) et (e) Effet de la géométrie de fémur sur le risque et la charge de fracture du fémur proximal dans la configuration d'appui bipodal en position neutre.(f) (Holzer et al., 2009).

Cependant, en fonction de l'anatomie et de la qualité de l'os, les profils prédits de fracture sont uniques à chaque spécimen. Les résultats obtenus n'ont pas révélé une influence significative de l'angle sur le profil prédit de fracture de la hanche (Figs. IV-15, à IV-19).

IV.4 2.2 Risque de fracture de la diaphyse : implication pour la fracture fémorale atypique

Plusieurs facteurs influencent la fracture de la hanche comme indiqué dans le paragraphe précédent. D'un autre côté, les recherches sur les fractures du col du fémur ont principalement porté sur la densité minérale osseuse (Gong et al., 2012; Kanis et al., 2008). La fracture de la hanche est l'une des fractures les plus fréquentes de l'ostéoporose. Une estimation précise du risque de fracture est nécessaire pour un traitement approprié des patients ostéoporotiques. En pratique clinique, l'ostéoporose est souvent traitée par bisphosphonate. Le traitement pharmacologique prolongé peut augmenter la solidité des os ostéoporotiques (Giusti et al., 2010b; Kanis et al., 2013). Mais une altération prolongée du remodelage osseux induite par les bisphosphonates (Isaacs et al., 2010) ou la suppression du remodelage osseux entraînerait une détérioration de la microarchitecture osseuse, réduirait le processus de réparation osseuse et entraînerait l'accumulation de micro-damage entraînant des fractures fémorales diaphysaires à basse énergie, communément appelées fractures fémorales atypiques (FFAs) (Abrahamsen et al., 2009). Mais la pathogenèse des FFAs n'a pas été entièrement comprise. Shane et al (Shane et al., 2014) dans leur rapport sur l'épidémiologie, la pathogenèse et la gestion médicale des FFAs, disent que les FFAs semblent être plus fréquentes chez les patients qui ont été exposés à des BPs à long terme, généralement pendant plus de 3 ans (traitement médian 7 ans). Aussi, l'étude épidémiologique marque que chaque série comprend des patients qui n'ont pas été traités avec BPs, ce qui suggère que le «taux de base» de FFAs chez les patients atteints d'ostéoporose n'est pas zéro. Cependant, des études ont associé l'histoire naturelle des lésions de fatigue fémorale à un traitement à long terme par les bisphosphonates. Meng Ai Png et al (Png et al., 2012), dans leur analyse, ont montré que le traitement par bisphosphonate était lié à des réactions périostées de contrainte fémorale ; la ligne noire radiographique redoutée et l'IRM et les scores combinés étaient associés aux symptômes, et le score de survie radiographique était prédictif du risque de fracture. Joyce Schilcher et al (Schilcher et Aspenberg, 2009) et Isaacs et al (Isaacs et al., 2010) montrent que les réactions de contraintes corticales latérales associées à une thérapie antirésorptive prolongée, en présence de douleur, et la «ligne noire redoutée», présentent un risque accru de fractures de fatigue complètes. En outre, les

caractéristiques les plus remarquables dans les FFAs étaient les fractures s'initient sur le cortex latéral. Ils sont situés entre le petit trochanter et les condyles fémoraux, et se traduisent par une surface transversale lisse, plus caractéristique d'un matériau fragile. Le cortex latéral du fémur est connu pour maintenir des niveaux élevés de contrainte de traction due à la flexion (Donnelly et al., 2012; Koh et al., 2011) que nous avons observée dans nos résultats en position neutre, cette contrainte était le premier suspect, ce qui peut précipiter les dégâts à cet endroit.

Par conséquent, des recherches antérieures ont étudié les facteurs qui exacerbent cet effet. Quelques études ont associé la géométrie du membre inférieur comme la géométrie du fémur et l'alignement des membres inférieurs à la concentration de la force mécanique. Oh et les autres auteurs (Oh et al., 2014a) démontrent, en utilisant la méthode des éléments finis basée sur la tomographie, que les patients présentant une diaphyse fémorale arquée présentaient une concentration de contrainte remarquable sur la surface antérolatérale, suggérant que la tension de traction due à une déformation curvative peut induire des FFAs. Sasaki et d'autres auteurs (Sasaki et al., 2012) ont comparé la courbure fémorale de neuf patients âgés consécutifs traités pour des fractures fémorales diaphysaires à basse énergie avec ceux de 24 sujets témoins sans fractures. Ils ont rapporté que la courbure fémorale était significativement plus élevée chez les patients avec des FFAs comparés au groupe témoin, suggérant qu'une augmentation de la courbure fémorale pourrait être un facteur causal des FFAs, en particulier chez les personnes âgées au Japon. Un autre cas, des femmes âgées avec des fémurs courbés et sans traitement de BP ont développé des fractures atypiques FFAs. Oh et al (Oh et al., 2014b) ont montré que les fractures de fatigue associées à une déformation de la courbure du fémur existent et devraient être reconnues comme une autre cause de fracture atypique de fémur FFAs, et la localisation de la fracture atypique pourrait être déterminée par la distribution individuelle des contraintes influencée par la curvative du fémur et l'angle cervico-diaphysaire (Oh et al., 2017). Dans le même but, Morin et d'autres chercheurs ont étudié les paramètres géométriques fémoraux de 16 femmes caucasiennes avec des FFAs exposés à BP utilisant le 2D-3D de radiographie de rayon X à faible irradiation (technologie d'imagerie EOS [™]) dans la position debout verticale (Morin et al., 2016). Leur analyse a montré que les patients avec des FFAs par rapport à ceux de contrôles, avaient un fémur latéral plus courbé du (-3.2° (ET = 3.4) contre -0,8° (ET = 1.9)).

Concernant la géométrie de la hanche, Taormina et d'autres ont mené une étude cas-témoins, les radiographies de 53 utilisateurs de BP ayant développé des FFAs ont été comparées à celles de 43 patients asymptomatiques chroniques et de 64 patients présentant une fracture inter-trochantérienne (Taormina et al., 2014). Ils ont trouvé que les utilisateurs de BP qui ont développé des fractures présentaient des angles cervico-diaphysaires en varus plus aigus, une longueur d'axe de hanche plus courte ce qui a permis de conclure que ces facteurs étaient associés au développement des FFAs chez les utilisateurs de BP à long terme. Tandis que, Ifaz T. Haide et al (Ifaz T. Haider et al., 2018), en utilisant la modélisation par éléments finis (EF) spécifique du patient en concert avec la transformation de maillage paramétrique « morphing mesh », quantifient la relation entre la géométrie fémorale et la déformation diaphysaire pour déterminer le paramètre géométrique qui a joué le rôle le plus important dans FFA. Ils ont constaté que pour les deux mesures, les plus grands changements étaient causés par le rayon de la diaphyse et l'angle de curvative latérale. Par ailleurs, les résultats obtenus dans ce travail ont montré que l'angle cervico-diaphysaire variait inversement à l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse avec la même tendance aux résultats de Hagen et al (Hagen et al., 2014). En outre, nous avons trouvé dans notre nombre limité de fémurs, que l'angle hanche-genou-diaphyse HKA influence l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse, ainsi, la longueur du fémur diminue l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse (Fig. IV-21). Les effets des paramètres de géométrie du fémur documentés chez nos sujets sont cohérents avec ceux démontrés dans la population caucasienne (Morin et al., 2016).

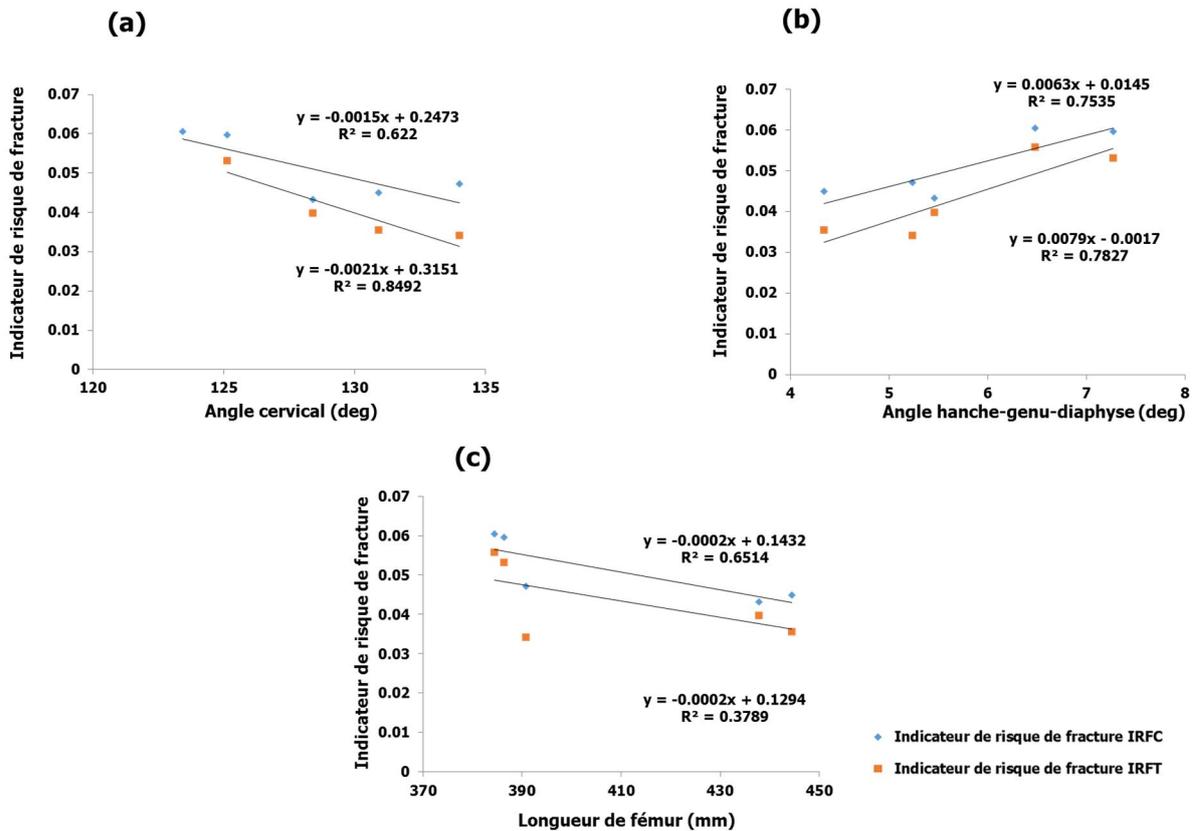


Figure IV-21. (a), (b) et (c) Effet de la géométrie de fémur sur le risque de fracture de la diaphyse dans la configuration d'appui bipodal en position neutre.

Afin d'analyser l'effet de l'alignement des membres inférieurs sur la FFA, dans le travail actuel, des modèles ont été développés pour étudier l'influence de la direction de la force pour représenter la conséquence de la déformation morphologique sur la charge de rupture sous la configuration de l'appui des membres. Vingt et un angles ont été modélisés ; les angles de -10° à -1° représentent la déformation de l'angle de varus du fémur dans le plan coronal et de 1° à 10° représentent la déformation de l'angle de valgus. Pour évaluer l'effet des différentes conditions de chargement sur la fracture du fémur, la force appliquée dans chaque condition de chargement a été comparée à la charge à l'angle de 0° qui est considérée comme référence.

La force agissante sur la tête fémorale peut être divisée en deux actions différentes. La première est la composante verticale, générant un moment de flexion sur la tête tandis que la seconde composante (horizontale) exerce une force de compression sur la tête. Lorsque l'angle augmente, la composante verticale diminue et la valeur du moment sur la tête proximale diminue. L'étude actuelle fournit des informations sur les forces

appliquées par la hanche sur le fémur de la tête par l'angle de déformations axiales. En ce qui concerne la diaphyse, la quantité de force mécanique transmise au cortex latéral du fémur varie en fonction de l'alignement du membre inférieur. La force du varus agissante sur la tête fémorale génère un moment qui fléchit toute la diaphyse dans la même direction tandis que la force du valgus fléchit la diaphyse proximale dans un sens et la partie distale dans le sens opposé expliquant le changement et l'augmentation de la tension de la diaphyse latérale dans la configuration de varus (Fig. IV-22).

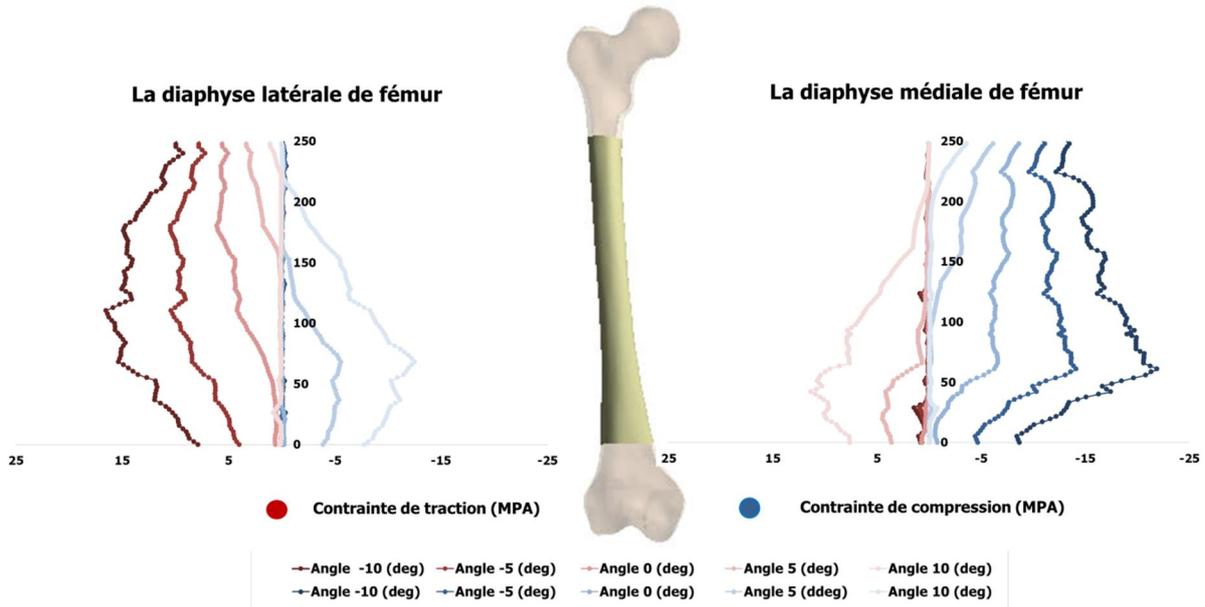


Figure IV-22. Les contraintes de traction (rouge) et de compression (bleu) durant les positions -10°, -5°, 0°, 5° et 10° pour le sujet DD le long du médial et du latéral de la diaphyse fémorale.

D'une autre manière, les fractures fémorales atypiques (FFA) sont typiquement des fractures de contrainte transversales survenant dans la diaphyse fémorale latérale associée à une fragilité osseuse accrue et à une thérapie anti-résorption à long terme (Shane et al., 2014). Les résultats de notre étude ont montré que la localisation de la FFA est associée à la distribution des contraintes de traction dans la diaphyse fémorale latérale (Martelli et al., 2014b; Oh et al., 2014a). Les modèles présentant un alignement de varus plus grand présentaient la contrainte de traction la plus élevée au niveau de la diaphyse latérale du fémur, du milieu au distal, alors que le modèle avec l'alignement de varus le plus petit présentait la contrainte de traction au niveau de la diaphyse latérale proximale. Ces observations sont compatibles avec l'étude de Saita et al (Saita et al., 2014) . Saita et al ont évalué l'alignement des membres inférieurs en position debout

chez 10 patients avec des FFAs. Ils ont trouvé que les axes mécaniques des membres inférieurs, représentés par l'angle fémoro-tibial (AFT), corrélaient avec la hauteur de fracture (Saita et al., 2014). Les patients atteints de fractures atypiques diaphysaires FFA-D avaient un AFT plus important (183.3°), tandis que les patients avec des fractures atypiques sous-trochantériennes FFA-ST avaient un AFT plus petit (172.8°), concluant que l'alignement du membre inférieur affectait l'emplacement de la fracture. En outre, paramètres géométriques du fémur rapportés dans les populations avec FFA dans l'étude de Morin (Morin et al., 2016) avaient un alignement de varus plus large à l'articulation du genou par rapport aux populations de contrôle (-1.6° (4.2) vs -0.4° (1.9)). Cela a contribué à confirmer l'exactitude du modèle de simulation de notre étude.

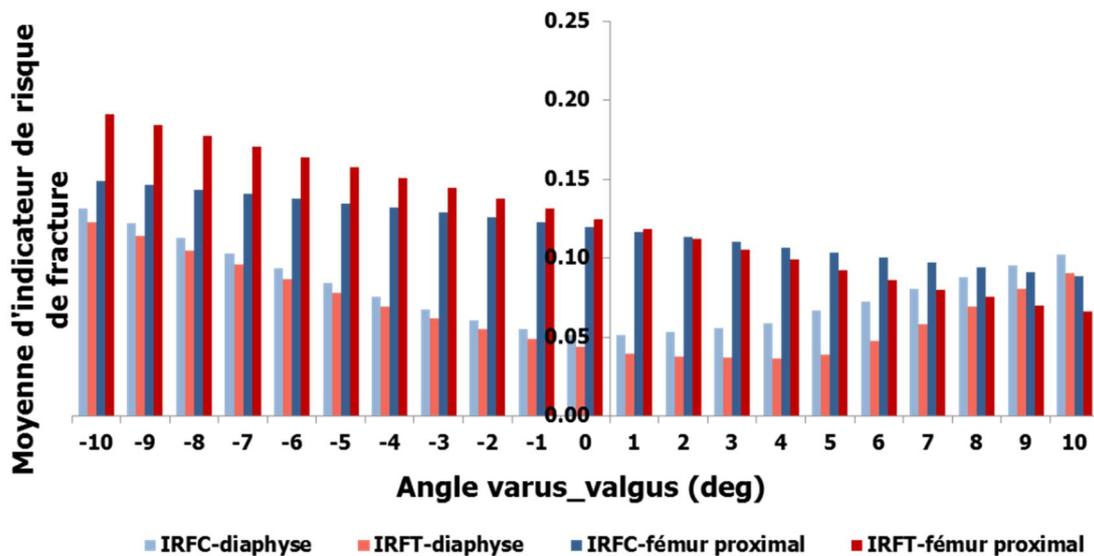


Figure IV-23. Moyenne d'indicateur de risque de fracture en fonction de l'angle valgus/varus de configuration.

En revanche, la comparaison de l'indicateur de risque de fracture et de la localisation prédite de fracture en position neutre avec celle obtenue aux configurations de déformations a montré visiblement l'influence de la direction varus/valgus sur le risque le site de fracture (Figs. IV-15 à IV-23). En ce qui concerne le risque de fracture, les indicateurs de risque de fracture proximale en traction et en compression sont environ 2.88 fois et 2.33 fois plus élevés que l'indicateur de risque de fracture de traction et l'indicateur de risque de fracture de compression de la diaphyse, au même angle d'inclinaison (0°). Comme prévu, l'os incliné à -10° , l'indicateur de risque de fracture proximale de traction et de compression sont environ 1.557 fois et 1.137 fois plus élevés que les indicateurs de risque de fracture de la diaphyse. Néanmoins, avec un os incliné à

+10°, les indicateurs de risque de fracture proximale de traction et de compression sont environ 0.87 fois et 0.733 fois plus bas que les indicateurs de risque de fracture de traction et de compression de la diaphyse.

Concernant le site de fracture, tous les modèles sont fracturés au niveau du col fémoral, à l'exception des modèles avec les extrêmes valgus et varus, qui ont été associés à des fractures de la diaphyse distale. Cette partie distale de la diaphyse a une structure osseuse plus fragile que la diaphyse médiane. Les profils des fractures et leurs emplacements dans les modèles dans la condition de charge de valgus ont démontré que la combinaison des charges de traction et de la fragilité osseuse accrue était des cofacteurs dans la création d'un environnement favorable pour les FFAs. Les régions sont compatibles avec le fait que le col fémoral, la région inter-trochantérienne et la partie distale ont une plus grande proportion d'os spongieux, et l'os spongieux est généralement plus faible que l'os cortical. Les modèles de tous les sujets dans la configuration de charge la plus élevée de valgus et de varus présentent les plus élevés indicateurs de risque de fracture à la diaphyse. Ce qui présente une forte corrélation entre le risque de fracture et l'angle varus/valgus ([Fig. IV-23](#)). Cela signifie que l'alignement valgus/varus joue un rôle essentiel dans la pathogenèse de la FFA.

Nos analyses soutiennent que les propriétés mécaniques anormales de la diaphyse fémorale dues au mauvais alignement du membre inférieur et aux caractéristiques anatomiques du membre inférieur, ainsi que les propriétés altérées du tissu osseux ([Abrahamsen et al., 2009](#); [Donnelly et al., 2012](#)) sont associées au développement des FFAs.

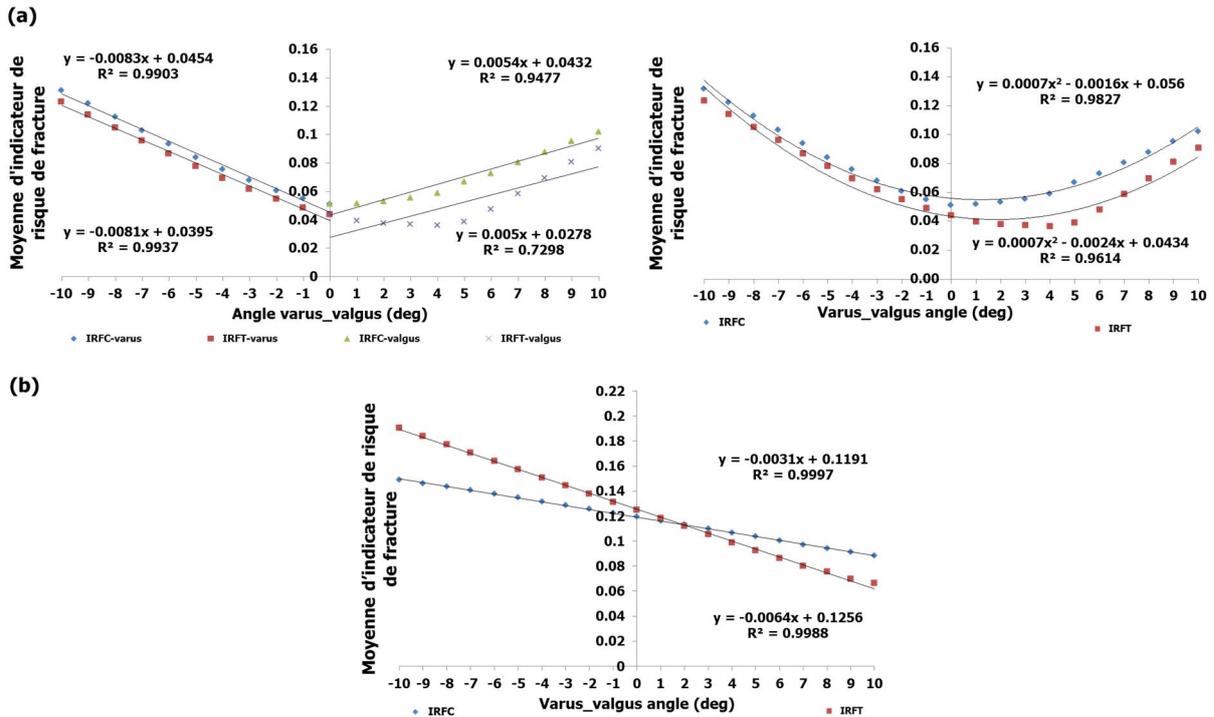


Figure IV-24. Correlations sous les configurations varus/valgus. (a) Entre l'indicateur de risque de fracture de la diaphyse et l'angle varus/valgus. (b) Entre l'indicateur de risque de fracture de fémur proximal et l'angle varus/valgus.

La particularité de notre étude était qu'elle fournissait des informations quantitatives concernant le facteur de l'axe mécanique fémoral qui influençait la résistance de fémur proximal et la diaphyse fémorale chez des sujets âgés. Ces résultats donnent un aperçu de l'évaluation du risque de fracture de la hanche, du risque de fracture de la diaphyse et complétaient par une étude de localisation de la fracture. Ces études ont indiqué que les facteurs biomécaniques, tels que la géométrie de l'os fémoral et l'alignement des membres inférieurs, sont liés à l'endroit où les contraintes mécaniques sont concentrées. Par conséquent, le mal-alignement du membre inférieur associé à la fragilité osseuse serait l'un des facteurs de risque, pour l'accumulation des microfissures dans le cortex latéral et la progression vers les FFA. Les facteurs géométriques liés à l'alignement du fémur et des membres inférieurs sont liés à la concentration de la force mécanique. Les médecins devraient reconnaître les facteurs de risque associés au développement de FFA, ainsi que les signes de FFA, afin de fournir un traitement adéquat aux patients. Plus de recherche fournira de meilleures preuves liées à ces sujets et peut contribuer à établir un traitement fondé sur des preuves pour les FFA. Le potentiel clinique d'une telle étude biomécanique était d'évaluer le risque de fracture et

les stratégies de prévention telles que le traitement médicamenteux plus ciblé pour une meilleure qualité trabéculaire de l'ostéoporose.

IV.4.3 Limitations

Il y a plusieurs limites à cette étude. La principale limite était la disponibilité de seulement cinq fémurs humains qui ont empêché l'évaluation des paramètres géométriques. En outre, aucune disponibilité de spécimens de cohorte pour extraire des informations sur le BP pour l'étude supplémentaire. Cependant, l'étude peut avoir introduit certains biais dans les résultats, comme la corrélation entre la DMO, la géométrie et l'alignement. Il n'a pas été clarifié si les sujets présentant un alignement anormal ont un risque plus élevé de FFA et l'emplacement de la fracture. Pour clarifier cette hypothèse, des études de cohorte prospectives comprenant des investigations sur l'alignement des membres inférieurs, des paramètres géométriques et la distribution de la DMO ainsi que la survenue de FFA dans des populations adéquates sont requises.

IV.5 CONCLUSION

Les résultats de cette étude démontrent une nette dépendance de l'alignement axial individuel sur la répartition des contraintes, la fracture et surtout la fracture fémorale atypique FFA. Sur la base de l'indicateur de risque de fracture déterminé dans cette étude préliminaire et le site de fracture, il est recommandé que les médecins évaluent régulièrement les patients par radiographie afin d'évaluer le risque potentiel de FFA. L'inclusion d'autres paramètres s'attendait à ce que la densité minérale osseuse et les paramètres géométriques soient examinés, ce qui pourrait aider à planifier la réparation ou les remplacements et les arthroplasties totales des articulations. Cependant, la comparaison ici est basée uniquement sur le fémur. Le membre inférieur complet, les os et les muscles peuvent produire une différence dans les résultats. Par conséquent, d'autres analyses EF incorporant tous les segments des membres inférieurs sont nécessaires, ce qui peut avoir une influence prépondérante sur les résultats et la détermination du site de fracture exact. D'autres études cliniques sont nécessaires pour clarifier ce problème.

CONCLUSION GENERALE

Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons combiné des outils numériques et d'imagerie afin d'analyser et de bien comprendre le comportement du tibia fracturé stabilisé utilisant une nouvelle technique mini-invasive où la réparation se produit par injection du ciment et une plaque de verrouillage, ainsi la compréhension du comportement du fémur sous l'effet de l'anomalie angulaire et leur risque de fracture.

Cette thèse a débuté par des rappels d'anatomie du corps humain et en particulier du membre inférieur, maladies osseuses ainsi des anomalies angulaires associées dans les trois plans anatomiques, montrant ainsi l'importance accordée à ces informations et connaissances pour permettre l'analyse de leurs influences sur la réponse mécanique de l'ossature du membre inférieur. Il pourra ainsi être possible d'évaluer les risques de fractures des segments osseux. Puis nous avons présenté une revue de littérature portant sur les différents moyens d'imagerie médicale permettant l'évaluation et l'estimation des propriétés mécaniques de l'os.

Le travail de cette thèse est une étude complémentaire des recherches menées par l'équipe biomécanique de l'institut P' prime et le groupe d'orthopédie de CHU de Poitiers. Ils s'intéressent principalement aux effets de l'injection du ciment PMMA dans la stabilité du plateau tibial fracturé ainsi sur le risque de fracture causé par les anomalies angulaires. La technique mini invasive par injection de ciment est une technique souvent utilisée dans la stabilisation des fractures ou des tassements des corps vertébraux généralement dues à l'effet de l'ostéoporose chez les sujets âgés.

Par contre, elle est récemment utilisée dans la stabilisation des fractures du plateau tibial. Concernant, le risque de fracture de fémur et en particulier la fracture atypique de fémur, le problème est toujours relevé et la question se pose pour comprendre le lien entre la fracture atypique du fémur et les anomalies angulaires dans le plan frontal.

Afin de répondre à ces objectifs, plusieurs modèles par éléments finis ont été créés à partir d'images CT pour les deux études des deux cas. Pour la réparation du plateau tibial fracturé, un modèle de base a été créé à partir d'images CT d'une patiente traitée par les cliniciens CHU de Poitiers. Les propriétés mécaniques du modèle ont été personnalisées à partir des relations tirées de la littérature. Le module d'élasticité a été

attribué de façon homogène et orthotrope. D'autres modèles ont été utilisés pour simuler les étapes de la réduction et l'ostéosynthèse jusqu'à la guérison complète, en comparant la réparation de la fracture avec injection de ciment et sans injection de ciment. Quant à la charge de poids, elle a été simulée par une force longitudinale répartie entre les deux plateaux latéraux et médiaux. Les simulations effectuées par les modèles EF ont permis d'une part d'étudier et de vérifier les conditions favorisantes pour la construction de la cale osseuse et d'autre part celles qui peuvent créer de l'instabilité.

Les résultats de la simulation du plateau tibial ont montré que le ciment joue un rôle très important. En effet, il permet la réduction de la dépression, la répartition des contraintes dans le plateau tibial et facilite le transfert de la charge. La variation des contraintes pendant le processus clinique complet a été illustré. Tous les composants (implants, os cortical et os spongieux) des modèles de l'étape d'ostéosynthèse ont connu les contraintes les plus élevées par rapport aux composants des modèles d'autres étapes. Par ailleurs, l'absence du ciment entraîne l'augmentation des contraintes, en comparaison avec ceux traités par injection du ciment. De même, et selon l'analyse des résultats de déplacement, le ciment injecté pourrait réduire la perte de réduction de la fracture après l'augmentation du ballonnet. De plus, il pourrait modifier la distribution des contraintes entraînant une diminution du «stress shielding» et assurer la congruence des fragments par réduction du mouvement et du déplacement inter-fragmentaire. Une analyse complémentaire montre que le modèle ostéoporotique tient compte de la qualité osseuse. La dégradation des propriétés osseuses du trabéculaire conduit à des augmentations des contraintes avec ou sans renforcement et ce, quelle que soit la nature de l'os (cortical et trabéculaire).

Concernant l'étude de risque de fracture du fémur, des modèles 3D de cinq sujets ont été créés afin de connaître la dépendance du mal-alignement du membre inférieur dans le plan frontal ; au risque de fracture ainsi que leur influence sur le développement des fractures atypiques AFF. Ces dernières sont souvent rapportées dans le cadre d'un traitement à long terme associant BP et leurs effets défavorables sur l'os. Les propriétés mécaniques des modèles ont été personnalisées à partir des données d'imagerie. Le module d'élasticité a été attribué de façon hétérogène isotrope. Ces modèles ont été utilisés pour simuler l'anomalie angulaire et analyser leur effet dans 20 positions différentes représentant le mal-alignement en varus et en valgus, ainsi que la position neutre. La position varus/valgus a été simulée en faisant tourner le fémur dans le sens horaire ou

antihoraire dans le plan coronal tandis que l'axe vertical parallèle à l'axe mécanique de fémur représente la position neutre.

Les résultats de ces simulations ont montré l'influence des anomalies angulaires sur la répartition des contraintes dans le fémur. Dans toutes les positions en varus ou valgus, le cortex supérieur du col fémoral a connu des contraintes de traction, tandis que des contraintes de compression sont présentes dans le cortex inférieur du col. Concernant la diaphyse, des contraintes de traction sont présentes sur le côté latéral et apparaissent sur le côté médial inférieur en extrême valgus. Les contraintes dans la diaphyse augmentent en augmentant l'angle en varus ou en valgus. Par contre, les contraintes de la partie proximale de fémur augmentent en augmentant l'angle de varus et elles diminuent lorsque l'angle de valgus augmente.

Suite aux analyses des résultats des contraintes, nous avons mené une évaluation des indicateurs afin de déceler l'impact des anomalies angulaires dans le plan frontal sur le risque de fracture. Cependant, les forces de fracture, la localisation et la forme de fracture ont été obtenus par une combinaison du code ANSYS avec un programme en code de MATLAB. Les résultats ont montré, par ailleurs, que la déformation du valgus augmente le risque de fracture cervicale, lorsque la modification de la répartition de la contrainte en fonction de l'alignement de la charge influe sur la fracture atypique du fémur. En outre, les résultats que nous avons obtenus pour les cinq sujets mettent en évidence de la nécessité de personnaliser les modèles et de prendre en compte les spécificités anatomiques et pathologiques.

Cependant, certaines limites de la présente étude des deux cas doivent être notées. Tout d'abord, nos modèles n'ont pas pris en compte les tissus mous, les ménisque et les cartilages ont été négligés et n'ont pas été simulés. Ainsi, le tissu osseux est constitué d'une structure multi-échelle hiérarchique (fibres, ostéons, lamelles, travées), il possède un comportement anisotrope et des propriétés hétérogènes. Une simulation considérant l'anisotropie et l'hétérogénéité en même temps devra améliorer la prédiction des réponses des modèles numériques. D'autre part, les modèles ont été simulés pour la charge statique alors que le déplacement du plateau tibial ou la fracture de fatigue peut être causé par un chargement répétitif de la mobilisation et peut-être simulé dans un protocole de chargement cyclique. De même, les forces musculo-squelettiques peuvent

influencer la distribution des contraintes. Par ailleurs, le faible nombre de fémurs met notre étude incapable de fournir une étude statistique robuste.

Le modèle EF a été validé à partir de corroboration de la littérature. Une validation plus approfondie est encore nécessaire pour nos modèles. Des études expérimentales confrontées avec des études numériques seront envisagées dans la suite de notre recherche. Les résultats obtenus tiennent compte des caractéristiques géométriques et densitométriques. Ceci permettra aux cliniciens d'affiner le diagnostic du risque de fracture, leurs réparations et les orientera quant à la prise de leurs décisions. Une généralisation de la démarche employée dans ce travail à d'autres segments osseux, d'autres pathologies ou d'autres types de fractures sera un excellent sujet de recherche. Aussi l'optimisation des systèmes de stabilisation (taille et nombre de vis,...) a un intérêt clinique qu'économique.

BIBLIOGRAPHIE

- Abrahamsen, B., Eiken, P., Eastell, R., 2009. Subtrochanteric and diaphyseal femur fractures in patients treated with alendronate: a register-based national cohort study. *Journal of Bone and Mineral Research* 24, 1095–1102.
- Adams, J.E., Engelke, K., Zemel, B.S., Ward, K.A., 2014. Quantitative computer tomography in children and adolescents: the 2013 ISCD pediatric official positions. *Journal of Clinical Densitometry* 17, 258–274.
- Afoke, N.Y.P., Byers, P.D., Hutton, W.C., 1987. Contact pressures in the human hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 69, 536–541.
- Ahrens, P., Sandmann, G., Bauer, J., König, B., Martetschläger, F., Müller, D., Siebenlist, S., Kirchoff, C., Neumaier, M., Biberthaler, P., Stöckle, U., Freude, T., 2012. Balloon osteoplasty—a new technique for reduction and stabilisation of impression fractures in the tibial plateau: A cadaver study and first clinical application. *International Orthopaedics* 36, 1937–1940.
- Aizat, R.M., Kadir, M.R.A., Ab Rahman, S., Md Shihabudin, T.M.T., Robson, N., Kamarul, T., 2013. Biomechanical comparative analyses between the anterolateral and medial distal tibia locking plates in treating complex distal tibial fracture: a finite element study. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics* 3, 532–537.
- Alberich-Bayarri, A., Moratal, D., Marti-Bonmati, L., Salmeron-Sanchez, M., Valles-Lluch, A., Nieto-Charques, L., Rieta, J.J., 2007. Volume mesh generation and finite element analysis of trabecular bone magnetic resonance images. *Engineering in Medicine and Biology Society* 1603–1606.
- Ali, A.A., Cristofolini, L., Schileo, E., Hu, H., Taddei, F., Kim, R.H., Rullkoetter, P.J., Laz, P.J., 2014. Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair. *Journal of Biomechanics* 47, 536–543.
- Ali, A.M., Saleh, M., Bolongaro, S., Yang, L., 2003. The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures—a biomechanical study. *Clinical Biomechanics* 18, 864–870.
- Amini, M., Nazemi, S.M., Lanovaz, J.L., Kontulainen, S., Masri, B.A., Wilson, D.R., Szyszkowski, W., Johnston, J.D., 2015. Individual and combined effects of OA-related subchondral bone alterations on proximal tibial surface stiffness: a parametric finite element modeling study. *Medical Engineering & Physics* 37, 783–791.
- Anwar, A., Lv, D., Zhao, Z., Zhang, Z., Lu, M., Nazir, M.U., Qasim, W., 2017. Finite element analysis of the three different posterior malleolus fixation strategies in relation to different fracture sizes. *Injury* 48, 825–832.
- Apley, A.G., 1956. Fractures of the lateral tibial condyle treated by skeletal traction and early mobilisation. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 38.
- Ascenzi, A., Bonucci, E., 1967. The tensile properties of single osteons. *The Anatomical Record* 158, 375–386.

- Ashman, R.B., Corin, J.D., Turner, C.H., 1987. Elastic properties of cancellous bone: Measurement by an ultrasonic technique. *Journal of Biomechanics* 20, 979–986.
- Ashman, R.B., Rho, J.Y., 1988. Elastic modulus of trabecular bone material 21, 177–181.
- Ashman, R.B., Rho, J.Y., Turner, C.H., 1989. Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics* 22, 895–900.
- Augat, P., Burger, J., Schorlemmer, S., Henke, T., Peraus, M., Claes, L., 2003. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *Journal of Orthopaedic Research* 21, 1011–1017.
- Augat, P., Link, T., Lang, T.F., Lin, J.C., Majumdar, S., Genant, H.K., 1998. Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations. *Medical Engineering & Physics* 20, 124–131.
- Barbetta, A., Bedini, R., Pecci, R., Dentini, M., 2012. Role of X-ray microtomography in tissue engineering. *Annali dell'Istituto Superiore di Sanità* 48, 10–18.
- Bauer, G.C., Edward, P., Widmark, P., 1962. Shaft fractures of tibia: etiology of poor results in consecutive series of 173 fractures. *Acta Chirurgica Scandinavica*, Stockholm 183.
- Bechtold, S., Ripperger, P., Bonfig, W., Pozza, R.D., Haefner, R., Schwarz, H.P., 2005. Growth hormone changes bone geometry and body composition in patients with juvenile idiopathic arthritis requiring glucocorticoid treatment: a controlled study using peripheral quantitative computed tomography. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* 90, 3168–3173.
- Behrens, J.C., Walker, P.S., Shoji, H., 1974. Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee. *Journal of Biomechanics* 7, 201–207.
- Bennell, K.L., Brukner, P.D., 1997. Epidemiology and site specificity of stress fractures 16, 18.
- Benoit, B., Fouad, Z., Laflamme, G.-H., Rouleau, D., Laflamme, G.Y., 2009. Augmentation of tibial plateau fractures with Trabecular Metal™: a biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 4, 37.
- Bentzen, S.M., Hvid, I., Jorgensen, J., 1987. Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by x-ray computed tomography 20, 743–752.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34, 859–871.
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., 2004. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbeck's Archives of Surgery* 389, 53–59.
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics* 26, 969–990.
- Bergmann, G., Kniggeendorf, H., Graichen, F., Rohlmann, A., 1995. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *Journal of Biomechanics* 28, 817–827.

-
- Bessho, M., Ohnishi, I., Matsuyama, J., Matsumoto, T., Imai, K., Nakamura, K., 2007. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *Journal of Biomechanics* 40, 1745–1753.
- Bessho, M., Ohnishi, I., Okazaki, H., Sato, W., Kominami, H., Matsunaga, S., Nakamura, K., 2004. Prediction of the strength and fracture location of the femoral neck by CT-based finite-element method: a preliminary study on patients with hip fracture. *Journal of Orthopaedic Science* 9, 545–550.
- Bingham, J.T., Papannagari, R., Van de Velde, S.K., Gross, C., Gill, T.J., Felson, D.T., Rubash, H.E., Li, G., 2008. In vivo cartilage contact deformation in the healthy human tibiofemoral joint. *Rheumatology* 47, 1622–1627.
- Bombelli, R., Santore, R.F., Poss, R., 1984. Mechanics of normal and osteoarthritic hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 69–78.
- Borggreffe, J., Graeff, C., Nickelsen, T.N., Marin, F., Glüer, C.C., 2010. Quantitative computed tomographic assessment of the effects of 24 months of teriparatide treatment on 3D femoral neck bone distribution, geometry, and bone strength: Results from the EUROFORS study. *Journal of Bone and Mineral Research* 25, 472–481.
- Bousson, V., Peyrin, F., Bergot, C., Hausard, M., Sautet, A., Laredo, J.-D., 2004. Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. *Journal of Bone and Mineral Research* 19, 794–801.
- Boutroy, S., Bouxsein, M.L., Munoz, F., Delmas, P.D., 2005. In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* 90, 6508–6515.
- Boyd, S.K., Müller, R., 2006. Smooth surface meshing for automated finite element model generation from 3D image data. *Journal of Biomechanics* 39, 1287–1295.
- Bradford, (Harles H., Kilfoyle, R.M., Kelleher, J.J., Magili, H.K., 1950. Fractures of the lateral tibial condyle. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 32.
- Brady, R.J., Dean, J.B., Skinner, T.M., Gross, M.T., 2003. Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 33, 221–234.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., 1994. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *The Journal of Arthroplasty* 9, 45–51.
- Brear, K., Currey, J.D., Raines, S., 1988. mechanical properties of cancellous bone. *Engineering in Medicine* 17, 163-167.
- Brett, A.D., Brown, J.K., 2015. Quantitative computed tomography and opportunistic bone density screening by dual use of computed tomography scans. *Journal of Orthopaedic Translation* 3, 178–184.
- Brooks, R.A., Chiro, G.D., 1976. Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging. *Physics in Medicine and Biology* 21, 689–732.

- Broome, B., Seligson, D., 2010. Inflation osteoplasty for the reduction of depressed tibial plateau fractures: description of a new technique. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 20, 663–666.
- Brouwer, R., Jakma, T., Bierma-Zeinstra, S., Ginai, A., Verhaar, J., 2003. The whole leg radiograph Standing versus supine for determining axial alignment. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 74, 565–568.
- Brown, S.J., Pollintine, P., Powell, D.E., Davie, M.W.J., Sharp, C.A., 2002. Regional differences in mechanical and material properties of femoral head cancellous bone in health and osteoarthritis. *Calcified Tissue International* 71, 227–234.
- Brown, T.D., Ferguson, A.B., 1980. Mechanical Property Distributions in the Cancellous Bone of the Human Proximal Femur. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 51, 429–437.
- Browning, R.C., Kram, R., 2007. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39, 1632–1641.
- Budoff, M.J., Hamirani, Y.S., Gao, Y.L., Ismaeel, H., Flores, F.R., Child, J., Carson, S., Nee, J.N., Mao, S., 2010. Measurement of thoracic bone mineral density with quantitative CT. *Radiology* 257, 434–440.
- Burger, H., van Daele, P.L., Algra, D., van den Ouweland, F., Grobbee, D., Hofman, A., van Kuijk, C., Schiitte, H., Birkenh~iger, J., Pols, H.A., 1994. The association between age and bone mineral density in men and women aged 55 years and over: The Rotterdam Study. *Bone and Minera* 25, 1–13.
- Burstein, A., Reilly, D., Martens, M., 1976. Aging of bone tissue: mechanical properties. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 58, 82–86.
- Calhoun, J.H., Li, F., Ledbetter, B.R., Viegas, S.F., 1994. A Comprehensive Study of Pressure Distribution in the Ankle Joint with Inversion and Eversion. *Foot & Ankle International* 15, 125–133.
- Camacho, D.L.A., Hopper, R.H., Lin, G.M., Myers, B.S., 1997. An improved method for finite element mesh generation of geometrically complex structures with application to the skullbase. *Journal of Biomechanics* 30, 1067–1070.
- Cann, C.E., 1988. Quantitative ct for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 166, 509–522.
- Carpintero, P., Leon, F., Zafra, M., Serrano-Trenas, J., Roman, M., 2003. Stress fractures of the femoral neck and coxa vara. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 123, 273–277.
- Carrera, I., Gelber, P.E., Chary, G., González-Ballester, M.A., Monllau, J.C., Noailly, J., 2016. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *International Orthopaedics* 40, 2163–2169.
- Carriero, A., Jonkers, I., Shefelbine, S.J., 2011. Mechanobiological prediction of proximal femoral deformities in children with cerebral palsy. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 14, 253–262.

-
- Carriero, A., Zavatsky, A., Stebbins, J., Theologis, T., Lenaerts, G., Jonkers, I., Shefelbine, S.J., 2014. Influence of altered gait patterns on the hip joint contact forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 352–359.
- Carter, D., Hayes, W., 1977. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 59, 954–962.
- Carter, D., Hayes, W., 1976. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* 194, 1174–1176.
- Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M., Iwashiro, A., 1987. Pressure Distribution under Symptom-Free Feet during Barefoot Standing. *Foot & Ankle* 7, 262–278.
- Cawley, D.T., Kelly, N., Simpkin, A., Shannon, F.J., McGarry, J.P., 2012. Full and surface tibial cementation in total knee arthroplasty: A biomechanical investigation of stress distribution and remodeling in the tibia. *Clinical Biomechanics* 27, 390–397.
- Chappard, C., Peyrin, F., Bonnassie, A., Lemineur, G., Brunet-Imbault, B., Lespessailles, E., Benhamou, C.-L., 2006. Subchondral bone micro-architectural alterations in osteoarthritis: a synchrotron micro-computed tomography study. *Osteoarthritis and Cartilage* 14, 215–223.
- Chen, H., Zhou, X., Fujita, H., Onozuka, M., Kubo, K.-Y., 2013. Age-Related Changes in Trabecular and Cortical Bone Microstructure. *International Journal of Endocrinology* 2013, 1–9.
- Chen, H., Zhou, X., Shoumura, S., Emura, S., Bunai, Y., 2010. Age- and gender-dependent changes in three-dimensional microstructure of cortical and trabecular bone at the human femoral neck. *Osteoporosis International* 21, 627–636.
- Cherian, J.J., Kapadia, B.H., Banerjee, S., Jauregui, J.J., Issa, K., Mont, M.A., 2014. Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* 7, 89–95.
- Choi, K., Goldstein, S.A., 1992. A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics* 25, 1371–1381.
- Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A., 1990. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics* 23, 1103–1113.
- Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A., Kuhn, J.L., Cody, D.D., Brown, M.B., 1991a. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research* 9, 674–682.
- Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A., Kuhn, J.L., Cody, D.D., Brown, M.B., 1991b. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research* 9, 674–682.
- Cift, H., Cetik, O., Kalaycioglu, B., Dirikoglu, M.H., Ozkan, K., Eksioglu, F., 2010. Biomechanical comparison of plate-screw and screw fixation in medial tibial plateau fractures (Schatzker 4). A model study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 96, 263–267.

- Cifuentes, A.O., Kalbag, A., 1992. A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis. *Finite Elements in Analysis and Design* 12, 313–318.
- Claes, L.E., Heigele, C.A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K.J., Augat, P., 1998. Effects of mechanical factors on the fracture healing process: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 355S, S132–S147.
- Cody, D.D., Gross, G.J., Hou, F.J., Spencer, H.J., Goldstein, S.A., Fyhrie, D.P., 1999. Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *Journal of Biomechanics* 32, 1013–1020.
- Cong, A., Buijs, J.O.D., Dragomir-Daescu, D., 2011. In situ parameter identification of optimal density–elastic modulus relationships in subject-specific finite element models of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics* 33, 164–173.
- Cooke, D., Scudamore, A., Li, J., Wyszst, U., Bryant, T., Costigan, P., 1997. Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients 5, 39–47.
- Cranney, A., Jamal, S.A., Tsang, J.F., Josse, R.G., Leslie, W.D., 2007. Low bone mineral density and fracture burden in postmenopausal women. *Canadian Medical Association Journal* 177, 575–580.
- Cristofolini, L., Juszczak, M., Martelli, S., Taddei, F., Viceconti, M., 2007. In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur. *Journal of Biomechanics* 40, 2837–2845.
- Cross, W.W., Levy, B.A., Morgan, J.A., Armitage, B.M., Cole, P.A., 2013. Periarticular raft constructs and fracture stability in split-depression tibial plateau fractures. *Injury* 44, 796–801.
- Currey, J.D., 1986. Power Law Models for the Mechanical Properties of Cancellous Bone. *Engineering in Medicine* 15, 153–154.
- Dahmen, T., Roland, M., Tjardes, T., Bouillon, B., Slusallek, P., Diebels, S., 2015. An automated workflow for the biomechanical simulation of a tibia with implant using computed tomography and the finite element method. *Computers & Mathematics with Applications* 70, 903–916.
- Daniel, M., IgljC, A., Kralj-IgljC, V., 2005. The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution: Acetabular cartilage and hip contact stress distribution, M. Daniel et al. *Journal of Anatomy* 207, 85–91.
- Derek, T., Cooke, V., Allan Scudamore, R., Greer, W., 2000. Axial alignment of the lower limb and its association with disorders of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine* 8, 98–107.
- Ding, M., 2000. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 71, i–45.
- Ding, M., Dalstra, M., Danielsen, C.C., Kabel, J., Hvid, I., Linde, F., 1997. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 79-B, 995–1002.

- Ding, M., Hvid, I., 2000. Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone. *Bone* 26, 291–295.
- Doht, S., Lehnert, T., Frey, S., Fehske, K., Jansen, H., Blunk, T., Meffert, R.H., 2012. Effective combination of bone substitute and screws in the nail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures. *International Orthopaedics* 36, 2121–2125.
- Donnelly, E., Meredith, D.S., Nguyen, J.T., Gladnick, B.P., Rebolledo, B.J., Shaffer, A.D., Lorich, D.G., Lane, J.M., Boskey, A.L., 2012. Reduced cortical bone compositional heterogeneity with bisphosphonate treatment in postmenopausal women with intertrochanteric and subtrochanteric fractures. *Journal of Bone and Mineral Research* 27, 672–678.
- Doria, C., Balsano, M., Spiga, M., Mosele, G.R., Puddu, L., Caggiari, G., 2017. Tibioplasty, a new technique in the management of tibial plateau fracture: A multicentric experience review. *Journal of Orthopaedics* 14, 176–181.
- Duchemin, L., Bousson, V., Raossanaly, C., Bergot, C., Laredo, J.D., Skalli, W., Mitton, D., 2008. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering & Physics* 30, 321–328.
- Ducheyne, P., Heymans, L., Martens, M., Aernoudt, E., de Meester, P., Mulier, J.C., 1977. The mechanical behaviour of intracondylar cancellous bone of the femur at different loading rates. *Journal of Biomechanics* 10, 747–762.
- Duda, G.N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., Claes, L., 1998. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of Biomechanics* 31, 841–846.
- Duda, G.N., Mandruzzato, F., Heller, M., Goldhahn, J., Moser, R., Hehli, M., Claes, L., Haas, N.P., 2001. Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *Journal of Biomechanics* 34, 639–650.
- Eberle, S., Göttinger, M., Augat, P., 2013. Individual density–elasticity relationships improve accuracy of subject-specific finite element models of human femurs. *Journal of Biomechanics* 46, 2152–2157.
- Eckstein, F., Hudelmaier, M., Cahue, S., Marshall, M., Sharma, L., 2009. Medial-to-lateral ratio of tibiofemoral subchondral bone area is adapted to alignment and mechanical load. *Calcified Tissue International* 84, 186–194.
- Eckstein, F., Lochmüller, E.-M., Lill, C.A., Kuhn, V., Schneider, E., Delling, G., Müller, R., 2002. Bone strength at clinically relevant sites displays substantial heterogeneity and is best predicted from site-specific bone densitometry. *Journal of Bone and Mineral Research* 17, 162–171.
- Edwards, P., 1965. Fracture of the Shaft of the Tibia: 492 Consecutive Cases in Adults: Importance of Soft Tissue Injury. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 36, 3–82.
- Ehlinger, M., Adamczewski, B., Rahmé, M., Adam, P., Bonnomet, F., 2015. Comparison of the pre-shaped anatomical locking plate of 3.5 mm versus 4.5 mm for the treatment of tibial plateau fractures. *International Orthopaedics* 39, 2465–2471.
- Escamilla, R.F., 2001. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 127–141.

- Esses, S.I., Lotz, J.C., Hayes, W.C., 2009. Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research* 4, 715–722.
- Faber, S.C., Eckstein, F., Lukasz, S., Mühlbauer, R., Hohe, J., Englmeier, K.-H., Reiser, M., 2001. Gender differences in knee joint cartilage thickness, volume and articular surface areas: assessment with quantitative three-dimensional MR imaging. *Skeletal Radiology* 30, 144–150.
- Faisal, T.R., Luo, Y., 2016. Study of stress variations in single-stance and sideways fall using image-based finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering* 27, 1–14.
- Falcinelli, C., Schileo, E., Balistreri, L., Baruffaldi, F., Bordini, B., Viceconti, M., Albinetti, U., Ceccarelli, F., Milandri, L., Toni, A., Taddei, F., 2014. Multiple loading conditions analysis can improve the association between finite element bone strength estimates and proximal femur fractures: A preliminary study in elderly women. *Bone* 67, 71–80.
- Fan, Z., Swadener, J.G., Rho, J.Y., Roy, M.E., Pharr, G.M., 2002. Anisotropic properties of human tibial cortical bone as measured by nanoindentation. *Journal of Orthopaedic Research* 20, 806–810.
- Feldkamp, L.A., Goldstein, S.A., Parfitt, M.A., Jesion, G., Kleerekoper, M., 1989. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research* 4, 3–11.
- Feng, W., Fu, L., Liu, J., Qi, X., Li, D., Yang, C., 2012. Biomechanical evaluation of various fixation methods for proximal extra-articular tibial fractures. *Journal of Surgical Research* 178, 722–727.
- Fensky, F., Nüchtern, J.V., Kolb, J.P., Huber, S., Rupprecht, M., Jauch, S.Y., Sellenschloh, K., Püschel, K., Morlock, M.M., Rueger, J.M., Lehmann, W., 2013. Cement augmentation of the proximal femoral nail antirotation for the treatment of osteoporotic pertrochanteric fractures—A biomechanical cadaver study. *Injury* 44, 802–807.
- Filardi, V., 2015. Stress shielding in the bony chain of leg in presence of varus or valgus knee. *Journal of Orthopaedics* 12, 102–110.
- Fischer, K.J., Eckstein, F., Becker, C., 1999. Density-based load estimation predicts altered femoral load directions for coxa vara and coxa valga. *Journal of Musculoskeletal Research* 03, 83–92.
- Fragomen, A.T., Rozbruch, S.R., 2007. The Mechanics of External Fixation. *HSS Journal* 3, 13–29.
- Friberg, O., Nurminen, M., Korhonen, K., Soininen, E., Mänttari, T., 1988. Accuracy and precision of clinical estimation of leg length inequality and lumbar scoliosis: Comparison of clinical and radiological measurements. *International Disability Studies* 10, 49–53.
- Fukubayashi, T., Kurosawa, H., 1980. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 51, 871–879.
- Garnero, P., Cloos, P., Sornay-Rendu, E., Qvist, P., Delmas, P.D., 2002. Type I collagen racemization and isomerization and the risk of fracture in postmenopausal women: the OFELY prospective study. *Journal of Bone and Mineral Research* 17, 826–833.

- Genant, H.K., Engelke, K., Prevrhal, S., 2008. Advanced CT bone imaging in osteoporosis. *Rheumatology* 47, iv9–iv16.
- Genda, E., Iwasaki, N., Li, G., MacWilliams, B.A., Barrance, P.J., Chao, E.Y., 2001. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics* 34, 895–905.
- Genda, E., Konishi, N., Hasegawa, Y., Miura, T., 1995. A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 114, 202–206.
- Giannoudis, P.V., Einhorn, T.A., Marsh, D., 2007. Fracture healing: The diamond concept. *Injury* 38, S3–S6.
- Giusti, A., Hamdy, N.A.T., Papapoulos, S.E., 2010a. Atypical fractures of the femur and bisphosphonate therapy. *Bone* 47, 169–180.
- Giusti, A., Hamdy, N.A.T., Papapoulos, S.E., 2010b. Atypical fractures of the femur and bisphosphonate therapy. *Bone* 47, 169–180.
- Goff, T., Kanakaris, N.K., Giannoudis, P.V., 2013. Use of bone graft substitutes in the management of tibial plateau fractures. *Injury* 44, S86–S94.
- Goldstein, S.A., Wilson, D.L., Sonstegard, D.A., Matthews, L.S., 1983. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *Journal of Biomechanics* 16, 965–969.
- Golovakha, M.L., Orljanski, W., Benedetto, K.-P., Panchenko, S., Büchler, P., Henle, P., Aghayev, E., 2014. Comparison of theoretical fixation stability of three devices employed in medial opening wedge high tibial osteotomy: a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders* 15.
- Gonçalves Coelho, P., Rui Fernandes, P., Carriço Rodrigues, H., 2011. Multiscale modeling of bone tissue with surface and permeability control. *Journal of Biomechanics* 44, 321–329.
- Gong, H., Zhang, M., Fan, Y., Kwok, W.L., Leung, P.C., 2012. Relationships between femoral strength evaluated by nonlinear finite element analysis and bmd, material distribution and geometric morphology. *Annals of Biomedical Engineering* 40, 1575–1585.
- Goodsitt, M.M., 1992. Conversion relations for quantitative bone mineral densities measured with solid and liquid calibration standar. *Bone and Mineral*, 19, 145–158.
- Graeff, C., Timm, W., Nickelsen, T.N., Farrerons, J., Marín, F., Barker, C., Glüer, C.C., 2007. Monitoring Teriparatide-Associated Changes in Vertebral Microstructure by High-Resolution CT In Vivo: Results From the EUROFORS Study. *Journal of Bone and Mineral Research* 22, 1426–1433.
- Grassi, L., Väänänen, S.P., Ristinmaa, M., Jurvelin, J.S., Isaksson, H., 2016. How accurately can subject-specific finite element models predict strains and strength of human femora? Investigation using full-field measurements. *Journal of Biomechanics* 49, 802–806.
- Gray, A., Meyer, F., Leyvraz, P., 2002. Anomalies morphologiques des membres inférieurs dans la gonarthrose. *Médecine et hygiène* 60, 2374–2379.

- Greenwald, A.S., Haynes, D.W., 1972. Weight-bearing areas in the human hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. British volume 54-B, 157–163.
- Gugenheim, J.J., Probe, R.A., Brinker, M.R., 2004. The Effects of Femoral Shaft Malrotation on Lower Extremity Anatomy: *Journal of Orthopaedic Trauma* 18, 658–664.
- Guldborg, R.E., Hollister, S.J., Charras, G.T., 1998. The Accuracy of Digital Image-Based Finite Element Models. *Journal of Biomechanical Engineering* 120, 289.
- Guldborg, R.E., Lin, A.S.P., Coleman, R., Robertson, G., Duvall, C., 2004. Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. *Birth Defects Research Part C: Embryo Today: Reviews* 72, 250–259.
- Haba, Y., 2012. Relationship between mechanical properties and bone mineral density of human femoral bone retrieved from patients with osteoarthritis. *The Open Orthopaedics Journal* 6, 458–463.
- Hagen, J.E., Miller, A.N., Ott, S.M., Gardner, M., Morshed, S., Jeray, K., Alton, T.B., Ren, D., Abblitt, W.P., Krieg, J.C., 2014. Association of atypical femoral fractures with bisphosphonate use by patients with varus hip geometry: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American* Volume 96, 1905–1909.
- Haider, Ifaz T, Goldak, J., Frei, H., 2018. Femoral fracture load and fracture pattern is accurately predicted using a gradient-enhanced quasi-brittle finite element model. *Medical Engineering & Physics* 55, 1–8.
- Haider, Ifaz T., Schneider, P., Michalski, A., Edwards, W.B., 2018. Influence of geometry on proximal femoral shaft strains: Implications for atypical femoral fracture. *Bone* 110, 295–303.
- Hambli, R., Allaoui, S., 2013. A Robust 3D Finite Element Simulation of Human Proximal Femur Progressive Fracture Under Stance Load with Experimental Validation. *Annals of Biomedical Engineering* 41, 2515–2527.
- Harith, H., Schmutz, B., Malekani, J., Schuetz, M.A., Yarlagadda, P.K., 2016. Can we safely deform a plate to fit every bone? Population-based fit assessment and finite element deformation of a distal tibial plate. *Medical Engineering & Physics* 38, 280–285.
- Harrington, I.J., 1983. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities.: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 65, 247–259.
- Hayes, W.C., Swenson, L.W., Schurman, D.J., 1978. Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau. *Journal of Biomechanics* 11, 21–33.
- Heat, T. J., Fiala, P., Petrely, M., 1994. Osteon orientation of the diaphysis of the long bones in man. *Bone* 15, 269–277.
- Heinonen, A., Sievänen, H., Kannus, P., Oja, P., Pasanen, M., Vuori, I., 2001. High-impact exercise and bones of growing girls: a 9-month controlled trial. *Osteoporosis International* 11, 1010–1017.
- Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S., Viceconti, M., 2008. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics* 23, 135–146.

- Heller, M.O., Taylor, W.R., Perka, C., Duda, G.N., 2003. The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee. *Langenbeck's Archives of Surgery* 388, 291–297.
- Hertel, J., Dorfman, J.H., Braham, R.A., 2004. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *Journal of Sports Science and Medicine* 3, 220–225.
- Hessert, M.J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L.A., Novak, V., 2005. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics* 5.
- Hildebrand, T., Laib, A., Müller, R., Dequeker, J., Rüegeegger, P., 1999. Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest, and calcaneus. *Journal of Bone and Mineral Research* 14, 1167–1174.
- Hodgskinson, R., Curre, J., 1990. Effects of structural variation on Young's modulus of non-human cancellous bone. *Journal of Engineering in Medicine* 204, 43–52.
- Hoffmeister, B.K., Smith, S.R., Handley, S.M., Rho, J.Y., 2000a. Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone. *Medical & Biological Engineering & Computing* 38, 333–338.
- Hoffmeister, B.K., Smith, S.R., Handley, S.M., Rho, J.Y., 2000b. Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone. *Medical & Biological Engineering & Computing* 38, 333–338.
- Holden, J.P., Stanhope, S.J., 1998. The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait & Posture* 7, 1–6.
- Hollister, S.J., Fyhrie, D.P., Jepsen, K.J., Goldstein, S.A., 1991. Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics. *Journal of Biomechanics* 24, 825–839.
- Holzer, G., von Skrbensky, G., Holzer, L.A., Pichl, W., 2009. Hip Fractures and the Contribution of Cortical Versus Trabecular Bone to Femoral Neck Strength. *Journal of Bone and Mineral Research* 24, 468–474.
- Hreljac, A., 2004. Impact and overuse injuries in runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 845–849.
- Huiskes, R., Chao, E.Y.S., 1983. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *Journal of Biomechanics* 16, 385–409.
- Hungria, J.O.S., Mercadante, M.T., 2013. Open tibial shaft fractures. Treatment with intramedullary nailing after provisional stabilization with non penetrating external fixator. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)* 48, 482–490.
- Hunt, K.D., O'Loughlin, V.D., Fitting, D.W., Adler, L., 1998. Ultrasonic determination of the elastic modulus of human cortical bone. *Medical & Biological Engineering & Computing* 36, 51–56.
- Hurwitz, D.E., Foucher, K.C., Andriacchi, T.P., 2003. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *Journal of Biomechanics* 36, 113–119.
- Hvid, I., Bentzen, S.M., Linde, F., Mosekilde, L., Pongsoipetch, B., 1989. X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 22, 837–844.
- Hvid, I., Jensen, N.C., Bünger, C., Sølund, K., Djurhuus, J.C., 1985. Bone Mineral Assay: Its Relation to the Mechanical Strength of Cancellous Bone. *Engineering in Medicine* 14, 79–83.

-
- Isaacs, J.D., Shidiak, L., Harris, I.A., Szomor, Z.L., 2010. Femoral insufficiency fractures associated with prolonged bisphosphonate therapy. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 468, 3384–3392.
- J. P. Paul, 1976. Force Actions Transmitted by Joints in the Human Body. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 192, 163–172.
- Jackson, S.A., 1979. The fibrous structure of bone determined by X-ray diffraction. *Journal of Biomedical Engineering* 1, 121–122.
- Johner, R., Wruhs, O., 1983. Classification of tibia1 shaft fractures and correlation with results after rigid internal fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.
- Joo, W., Jepsen, K.J., Davy, D.T., 2007. The effect of recovery time and test conditions on viscoelastic measures of tensile damage in cortical bone. *Journal of Biomechanics* 40, 2731–2737. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.01.005>
- Jurist, J.M., Foltz, A.S., 1977. Human ulnar bending stiffness, mineral content, geometry and strength. *Journal of Biomechanics* 10, 455–459.
- Kalender, W.A., Felsenberg, D., Genant, H.K., Fischer, M., Dequeker, J., Reeve, J., 1995. The European Spine Phantom — a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *European Journal of Radiology* 20, 83–92.
- Kammerlander, C., Neuerburg, C., Verlaan, J.-J., Schmoelz, W., Miclau, T., Larsson, S., 2016. The use of augmentation techniques in osteoporotic fracture fixation. *Injury* 47, S36–S43.
- Kaneko, T.S., Bell, J.S., Pejcić, M.R., Tehranzadeh, J., Keyak, J.H., 2004. Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases. *Journal of Biomechanics* 37, 523–530.
- Kaneko, T.S., Pejcić, M.R., Tehranzadeh, J., Keyak, J.H., 2003. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Medical Engineering & Physics* 25, 445–454.
- Kanis, J.A., McCloskey, E.V., Johansson, H., Cooper, C., Rizzoli, R., Reginster, J.-Y., 2013. European guidance for the diagnosis and management of osteoporosis in postmenopausal women. *Osteoporosis International* 24, 23–57.
- Kanis, J.A., McCloskey, E.V., Johansson, H., Oden, A., Melton, L.J., Khaltsev, N., 2008. A reference standard for the description of osteoporosis. *Bone* 42, 467–475.
- Kanis, J.A., Melton, L.J., Christiansen, C., Johnston, C.C., Khaltsev, N., 2009. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research* 9, 1137–1141.
- Kanis, J.A., Melton, L.J., Christiansen, C., Johnston, C.C., Khaltsev, N., 1994. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research* 9, 1137–1141.
- Keaveny, T.M., Wachtel, E.F., Ford, C.M., Hayes, W.C., 1994. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *Journal of Biomechanics* 27, 1137–1146.
- Keller, T.S., 1994. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics* 27, 1159–1168.
-

- Keller, T.S., Mao, Z., Spengler, D.M., 1990. Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *Journal of Orthopaedic Research* 8, 592–603.
- Keyak, J., Rossi, S., Jones, K., Les, C., Skinner, H., 2001. Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models. *Medical Engineering & Physics* 23, 657–664.
- Keyak, J.H., Falkinstein, Y., 2003. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics* 25, 781–787.
- Keyak, J.H., Lee, I.Y., Skinner, H.B., 1994. Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research* 28, 1329–1336.
- Kheirollahi, H., Luo, Y., 2015. Assessment of hip fracture risk using cross-section strain energy determined by QCT-based finite element modeling. *BioMed Research International* 2015, 1–15.
- Khoo, B.C.C., Brown, K., Cann, C., Zhu, K., Henzell, S., Low, V., Gustafsson, S., Price, R.I., Prince, R.L., 2009. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores. *Osteoporosis International* 20, 1539–1545.
- Kim, H.-J., Kim, S.-H., Chang, S.-H., 2011. Bio-mechanical analysis of a fractured tibia with composite bone plates according to the diaphyseal oblique fracture angle. *Composites Part B: Engineering* 42, 666–674.
- Kimizuka, M., Kurosawa, H., Fukubayashi, T., 1980. Load-bearing pattern of the ankle joint: Contact Area and Pressure Distribution. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 96, 45–49.
- Kinney, J.H., Lane, N.E., Haupt, D.L., 2009. In vivo, three-dimensional microscopy of trabecular bone. *Journal of Bone and Mineral Research* 10, 264–270.
- Knutson, G.A., 2005. Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance 10.
- Koh, J.S.B., Goh, S.K., Png, M.A., Ng, A.C.M., Howe, T.S., 2011. Distribution of atypical fractures and cortical stress lesions in the femur: implications on pathophysiology. *singapore medical journal* 52, 77–80.
- Kohlbrener, A., Hämmerle, S., Laib, A., Rügsegger, P., 2000. A 3D microtomographic system with stacked fan-beam geometry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 443, 531–539.
- Kopperdahl, D.L., Keaveny, T.M., 1998. Yield strain behavior of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31, 601–608.
- Krolner, B., Nielsen, S.P., 1982. Bone mineral content of the lumbar spine in normal and osteoporotic women: cross-sectional and longitudinal studies. *Clinical Science* 62, 329–336.
- Krug, R., Carballido-Gamio, J., Burghardt, A.J., Kazakia, G., Hyun, B.H., Jobke, B., Banerjee, S., Huber, M., Link, T.M., Majumdar, S., 2008. Assessment of trabecular bone structure

- comparing magnetic resonance imaging at 3 Tesla with high-resolution peripheral quantitative computed tomography ex vivo and in vivo. *Osteoporosis International* 19, 653–661.
- Kulkarni, S.G., Tangirala, R., Malve, S.P., Kulkarni, M.G., Kulkarni, V.S., Kulkarni, R.M., Kriplani, S., 2015. Use of a Raft Construct through a Locking Plate without Bone Grafting for Split-Depression Tibial Plateau Fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery* 23, 331–335.
- Kura, H., Kitaoka, H.B., Luo, Z.-P., An, K.-N., 1998. Measurement of surface contact area of the ankle joint. *Clinical Biomechanics* 13, 365–370.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., 2010a. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics* 43, 2164–2173.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., 2010b. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics* 43, 2164–2173.
- Lala, D., Cheung, A.M., Lynch, C.L., Inglis, D., Gordon, C., Tomlinson, G., Giangregorio, L., 2014. Measuring apparent trabecular structure with pQCT: a comparison with HR-pQCT. *Journal of Clinical Densitometry* 17, 47–53.
- Lasanianos, N.G., Garnavos, C., Magnisalis, E., Kourkoulis, S., Babis, G.C., 2013. A comparative biomechanical study for complex tibial plateau fractures: Nailing and compression bolts versus modern and traditional plating. *Injury* 44, 1333–1339.
- Latif Aghili, A., Moazemi Goudarzi, A., Paknahad, A., Imani, M., Abouei Mehrizi, A., 2015. Finite element analysis of human femur by reverse engineering modeling method. *Indian Journal of Science and Technology* 8.
- Lee, P., van der Wall, H., Seibel, M.J., 2007. Looking beyond low bone mineral density: Multiple insufficiency fractures in a woman with post-menopausal osteoporosis on alendronate therapy. *Journal of Endocrinological Investigation* 30, 590–597.
- Leonard, M.B., Shults, J., Elliott, D.M., Stallings, V.A., Zemel, B.S., 2004. Interpretation of whole body dual energy X-ray absorptiometry measures in children: comparison with peripheral quantitative computed tomography. *Bone* 34, 1044–1052.
- Lerner, Z.F., DeMers, M.S., Delp, S.L., Browning, R.C., 2015. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *Journal of Biomechanics* 48, 644–650.
- Li, B., Aspden, R.M., 1997. Composition and mechanical properties of cancellous bone from the femoral head of patients with osteoporosis or osteoarthritis. *Journal of Bone and Mineral Research* 12, 641–651.
- Linde, F., Hvid, I., 1987. Stiffness behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 20, 83–89.
- Linde, F., Hvid, I., Madsen, F., 1992. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 25, 359–368.
- Little, R.B., Wevers, H.W., Siu, D., Cooke, T.D.V., 1986. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Upper Tibia. *Journal of Biomechanical Engineering* 108, 111.

-
- Liu, X.S., Zhang, X.H., Sekhon, K.K., Adam, M.F., McMahon, D.J., Bilezikian, J.P., Shane, E., Guo, X.E., 2009. High-resolution peripheral quantitative computed tomography can assess microstructural and mechanical properties of human distal tibial bone. *Journal of Bone and Mineral Research* 090923075317031–48.
- Looker, A.C., Orwoll, E.S., Johnston, C.C., Lindsay, R.L., Wahner, H.W., Dunn, W.L., Calvo, M.S., Harris, T.B., Heyse, S.P., 1997. Prevalence of Low Femoral Bone Density in Older U.S. Adults from NHANES III. *Journal of Bone and Mineral Research* 12, 1761–1768.
- Lotz, J.C., Gerhart, T.N., Hayes, W.C., 1991. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 24, 317–329.
- Lotz, J.C., Gerhart, T.N., Hayes, W.C., 1990. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *Journal of Computer assisted Tomography* 14, 107–114.
- Loudon, J.K., Goist, H.L., Loudon, K.L., 1998. Genu Recurvatum Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 27, 361–367.
- Lubowitz, J.H., Elson, W.S., Guttman, D., 2004. Part I: Arthroscopic management of tibial plateau fractures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 20, 1063–1070.
- Lucksanasomboon, P., Higgs, W.A., Higgs, R.J.E., Swain, M., 2001. Fracture toughness of bovine bone: influence of orientation and storage media. *Biomaterials* 22, 3127–3132.
- Luisier, B., Dall’Ara, E., Pahr, D.H., 2014. Orthotropic HR-pQCT-based FE models improve strength predictions for stance but not for side-way fall loading compared to isotropic QCT-based FE models of human femurs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 32, 287–299.
- Luo, C.-F., 2004. Reference axes for reconstruction of the knee. *The Knee* 11, 251–257.
- M. Cuppone, B. B. Seedhom, E. Berry, A. E. Ostell, 2004. The longitudinal young’s modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. *Calcified Tissue International* 74, 302–309.
- Ma, C.-H., Wu, C.-H., Tu, Y.-K., Lin, T.-S., 2013. Metaphyseal locking plate as a definitive external fixator for treating open tibial fractures—Clinical outcome and a finite element study. *Injury* 44, 1097–1101.
- Macera, C.A., Pate, R.R., Powell, K.E., Jackson, K.L., Kendrick, J.S., Craven, E., 1989. Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Arch Intern Med* 149, 4.
- Majumdar, S., Newitt, D., Mathur, A., Osman, D., Gies, A., Chiu, E., Lotz, J., Kinney, J., Genant, H., 1996. Magnetic resonance imaging of trabecular bone structure in the distal radius: Relationship with X-ray tomographic microscopy and biomechanics. *Osteoporosis International* 6, 376–385.
- Marco, M., Giner, E., Larránzar-Garijo, R., Caeiro, J.R., Miguélez, M.H., 2018. Modelling of femur fracture using finite element procedures. *Engineering Fracture Mechanics* 196, 157–167.
- Marshall, L.M., Lang, T.F., Lambert, L.C., Zmuda, J.M., Ensrud, K.E., Orwoll, E.S., 2006. Dimensions and volumetric bmd of the proximal femur and their relation to age among older u.s. men. *Journal of Bone and Mineral Research* 21, 1197–1206.

- Marshall, L.M., Zmuda, J.M., Chan, B.K., Barrett-Connor, E., Cauley, J.A., Ensrud, K.E., Lang, T.F., Orwoll, E.S., 2007. Race and ethnic variation in proximal femur structure and bmd among older men. *Journal of Bone and Mineral Research* 23, 121–130.
- Martelli, S., Kersh, M.E., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2014a. Strain energy in the femoral neck during exercise. *Journal of Biomechanics* 47, 1784–1791.
- Martelli, S., Pivonka, P., Ebeling, P.R., 2014b. Femoral shaft strains during daily activities: Implications for atypical femoral fractures. *Clinical Biomechanics* 29, 869–876.
- Martens, M., Van Audekercke, R., Delpont, P., De Meester, P., Mulier, J.C., 1983. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of Biomechanics* 16, 971–983.
- Matheson, G.O., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Taunton, J.E., Lloyd-Smith, D.R., Macintyre, J.G., 1987. Stress fractures in athletes: A study of 320 cases. *The American Journal of Sports Medicine* 15, 46–58.
- Mayr, R., Attal, R., Zwierzina, M., Blauth, M., Schmoelz, W., 2015. Effect of additional fixation in tibial plateau impression fractures treated with balloon reduction and cement augmentation. *Clinical Biomechanics* 30, 847–851.
- McCaw, S.T., Bates, B.T., 1991. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *British Journal of Medicine and Medical Research* 25, 4.
- McClung, M.R., San Martin, J., Miller, P.D., Civitelli, R., Bandeira, F., Omizo, M., Donley, D.W., Dalsky, G.P., Eriksen, E.F., 2005. Opposite bone remodeling effects of teriparatide and alendronate in increasing bone mass. *Archives of Internal Medicine* 165, 1762.
- Mcguigan, F.E.A., Murray, L., Gallagher, A., Davey-Smith, G., Neville, C.E., Van't Hof, R., Boreham, C., Ralston, S.H., 2002. Genetic and environmental determinants of peak bone mass in young men and women. *Journal of Bone and Mineral Research* 17, 1273–1279.
- McLeish, R.D., Charnley, J., 1970. Abduction forces in the one-legged stance. *Journal of Biomechanics* 3, 191–209.
- Meier, C., Kraenzlin, M.E., 2007. Gonadal hormones and their influence on skeletal health in men. *The Journal of Men's Health & Gender* 4, 181–191.
- Mente, P.L., Lewis, J.L., 1989. Experimental method for the measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue. *Journal of Orthopaedic Research* 7, 456–461.
- Merz, B., Niederer, P., Müller, R., Rügsegger, P., 1996. Automated Finite Element Analysis of Excised Human Femora Based on Precision-QCT. *Journal of Biomechanical Engineering* 118, 387.
- Miramini, S., Zhang, L., Richardson, M., Mendis, P., Ebeling, P.R., 2016. Influence of fracture geometry on bone healing under locking plate fixations: A comparison between oblique and transverse tibial fractures. *Medical Engineering & Physics* 38, 1100–1108.
- Morgan, E.F., Bayraktar, H.H., Keaveny, T.M., 2003. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 36, 897–904.
- Morgan, E.F., Keaveny, T.M., 2001. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 34, 569–577.

-
- Morgan, E.F., Yeh, O.C., Chang, W.C., Keaveny, T.M., 2001. Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 1.
- Morin, S.N., Wall, M., Belzile, E.L., Godbout, B., Moser, T.P., Michou, L., Ste-Marie, L.-G., de Guise, J.A., Rahme, E., Brown, J.P., 2016. Assessment of femur geometrical parameters using EOS™ imaging technology in patients with atypical femur fractures; preliminary results. *Bone* 83, 184–189.
- Morrison, J.B., 1970. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics* 3, 51–61.
- Mosekilde, Li., Mosekilde, Le., Danielsen, C.C., 1987a. Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8, 79–85.
- Mosekilde, Li., Mosekilde, Le., Danielsen, C.C., 1987b. Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8, 79–85.
- Moss, D.P., Tejwani, N.C., 2007. Biomechanics of external fixation. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Disease* 65, 294–299.
- Muller, R., Hildebrand, T., Ruegsegger, P., 1994. Non-invasive bone biopsy: a new method to analyse and display the three-dimensional structure of trabecular bone. *Physics in Medicine and Biology* 39, 145–164.
- Müller, R., Rügsegger, P., 1995. Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures. *Medical Engineering & Physics* 17, 126–133.
- Müller, R., Van Campenhout, H., Van Damme, B., Van der Perre, G., Dequeker, J., Hildebrand, T., Rügsegger, P., 1998. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 23, 59–66.
- Mullins, L.P., McGarry, J.P., Bruzzi, M.S., McHugh, P.E., 2007. Micromechanical modelling of cortical bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10, 159–169. h
- Munro, C.F., MILLE, D.I., Fugleva, A.J., 1987. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics* 20, 147–155.
- Nassiri, M., MacDonald, B., O’Byrne, J.M., 2012. Locking compression plate breakage and fracture non-union: a finite element study of three patient-specific cases. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 22, 275–281.
- Nazemi, S.M., Amini, M., Kontulainen, S.A., Milner, J.S., Holdsworth, D.W., Masri, B.A., Wilson, D.R., Johnston, J.D., 2015. Prediction of local proximal tibial subchondral bone structural stiffness using subject-specific finite element modeling: Effect of selected density–modulus relationship. *Clinical Biomechanics* 30, 703–712.
- Neu, C., Manz, F., Rauch, F., Merkel, A., Schoenau, E., 2001. Bone densities and bone size at the distal radius in healthy children and adolescents: a study using peripheral quantitative computed tomography. *Bone* 28, 227–232.
- Nguyen, A.-D., Shultz, S.J., 2007. Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 37, 389–398.
-

- Noyes, F.R., Schipplein, O.D., Andriacchi, T.P., Suddemi, S.R., Weise, M., 1992. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment: An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. *The American Journal of Sports Medicine* 20, 707–716.
- Nuti, R., Brandi, M.L., Isaia, G., Tarantino, U., Silvestri, S., Adami, S., 2009. New perspectives on the definition and the management of severe osteoporosis: The patient with two or more fragility fractures. *Journal of Endocrinological Investigation* 32, 783–788.
- Nuzzo, S., Lafage-Proust, M.H., Martin-Badosa, E., Boivin, G., Thomas, T., Alexandre, C., Peyrin, F., 2002. Synchrotron radiation microtomography allows the analysis of three-dimensional microarchitecture and degree of mineralization of human iliac crest biopsy specimens: effects of etidronate treatment. *Journal of Bone and Mineral Research* 17, 1372–1382.
- Nyland, J., Kuzemchek, S., Parks, M., Caborn, D.N.M., 2004. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14, 255–261.
- Odgaard, A., Jensen, E.B., Gundersen, H.J.G., 1990. Estimation of structural anisotropy based on volume orientation. A new concept. *Journal of Microscopy* 157, 149–162.
- Odgaard, A., Kabel, J., van Rietbergen, B., Dalstra, M., Huiskes, R., 1997. Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *Journal of Biomechanics* 30, 487–495.
- Oh, Y., Fujita, K., Wakabayashi, Y., Kurosa, Y., Okawa, A., 2017. Location of atypical femoral fracture can be determined by tensile stress distribution influenced by femoral bowing and neck-shaft angle: a CT-based nonlinear finite element analysis model for the assessment of femoral shaft loading stress. *Injury* 48, 2736–2743.
- Oh, Y., Wakabayashi, Y., Kurosa, Y., Fujita, K., Okawa, A., 2014a. Potential pathogenic mechanism for stress fractures of the bowed femoral shaft in the elderly: Mechanical analysis by the CT-based finite element method. *Injury* 45, 1764–1771.
- Oh, Y., Wakabayashi, Y., Kurosa, Y., Fujita, K., Okawa, A., 2014b. Potential pathogenic mechanism for stress fractures of the bowed femoral shaft in the elderly: Mechanical analysis by the CT-based finite element method. *Injury* 45, 1764–1771.
- Oh, Y., Wakabayashi, Y., Kurosa, Y., Ishizuki, M., Okawa, A., 2014c. Stress fracture of the bowed femoral shaft is another cause of atypical femoral fracture in elderly Japanese: a case series. *Journal of Orthopaedic Science* 19, 579–586.
- Ollivier, M., Turati, M., Munier, M., Lunebourg, A., Argenson, J.-N., Parratte, S., 2016. Balloon tibioplasty for reduction of depressed tibial plateau fractures: Preliminary radiographic and clinical results. *International Orthopaedics* 40, 1961–1966.
- Orava, S., Puranen, J., Ala-Ketola, L., 1978. Stress fractures caused by physical exercise. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 49, 19–27.
- Osterhoff, G., Morgan, E.F., Shefelbine, S.J., Karim, L., McNamara, L.M., Augat, P., 2016. Bone mechanical properties and changes with osteoporosis. *Injury* 47, S11–S20.
- Paccou, J., Edwards, M., Moss, C., Dennison, E., Cooper, C., 2014. High-resolution imaging of bone and joint architecture in rheumatoid arthritis. *British Medical Bulletin* 112, 107–118.

-
- Paley, D., 2014. Principles of deformity correction.
- Papini, M., Zdero, R., Schemitsch, E.H., Zalzal, P., 2007. The Biomechanics of Human Femurs in Axial and Torsional Loading: Comparison of Finite Element Analysis, Human Cadaveric Femurs, and Synthetic Femurs. *Journal of Biomechanical Engineering* 129, 12.
- Parfitt, A.M., Mathews, C.H., Villanueva, A.R., Kleerekoper, M., Frame, B., Rao, D.S., 1983. Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *Journal of Clinical Investigation* 72, 1396–1409.
- Pauchard, Y., Ivanov, T.G., McErlain, D.D., Milner, J.S., Giffin, J.R., Birmingham, T.B., Holdsworth, D.W., 2015. Assessing the Local Mechanical Environment in Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy Using Finite Element Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 031005.
- Peck, W.A., others, 1993. Consensus development conference: Diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis. *The American Journal of Medicine* 94, 646–650.
- Perren, S.M., 2002. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 84, 18.
- Petrtyl, M., Heit, J., Fiala, P., 1996. Spatial organization of the haversian bone in man. *J. Biomechanics* 29, 8.
- Pfeiler, T.W., Lalush, D.S., Loba, E.G., 2007. Semiautomated finite element mesh generation methods for a long bone. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 85, 196–202.
- Png, M.A., Koh, J.S.B., Goh, S.K., Fook-Chong, S., Howe, T.S., 2012. Bisphosphonate-related femoral periosteal stress reactions: scoring system based on radiographic and mri findings. *American Journal of Roentgenology* 198, 869–877.
- Polgar, K., Viceconti, M., Connor, J.J., 2001. A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 215, 85–94.
- Porter, B., 1970. Crush fractures of the lateral tibial table. factors influencing the prognosis 52.
- Pugh, J.W., Rose, R.M., Radin, E.L., 1973. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: Dependence on structure. *Journal of Biomechanics* 6, 475–485.
- Qian, J.-G., Song, Y.-W., Tang, X., Zhang, S., 2009. Examination of femoral-neck structure using finite element model and bone mineral density using dual-energy X-ray absorptiometry. *Clinical Biomechanics* 24, 47–52.
- Radcliffe, I.A.J., Taylor, M., 2007a. Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 22, 422–430.
- Radcliffe, I.A.J., Taylor, M., 2007b. Investigation into the effect of varus–valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 22, 780–786.
-

-
- Raja Izaham, R.M.A., Abdul Kadir, M.R., Abdul Rashid, A.H., Hossain, M.G., Kamarul, T., 2012. Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. *Injury* 43, 898–902.
- Ramlee, M.H., Abdul Kadir, M.R., Murali, M.R., Kamarul, T., 2014. Finite element analysis of three commonly used external fixation devices for treating Type III pilon fractures. *Medical Engineering & Physics* 36, 1322–1330.
- Ramos, A., Simões, J.A., 2006. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics* 28, 916–924.
- Rauch, F., Schoenau, E., 2001. Changes in bone density during childhood and adolescence: an approach based on bone's biological organization. *Journal of Bone and Mineral Research* 16, 597–604.
- Reggiani, B., Cristofolini, L., Varini, E., Viceconti, M., 2007. Predicting the subject-specific primary stability of cementless implants during pre-operative planning: Preliminary validation of subject-specific finite-element models. *Journal of Biomechanics* 40, 2552–2558.
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* 8, 393–405.
- Reilly, D.T., Martens, M., 1972. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 43, 126–137.
- Rho, J.-Y., 1996. An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics* 34, 777–783.
- Rho, J.Y., Ashman, R.B., Turner, C.H., 1993. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics* 26, 111–119.
- Rho, J.Y., Hobatho, M.C., Ashman, R.B., 1995. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* 17, 347–355.
- Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P., 1998. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics* 20, 92–102.
- Rice, J.C., Cowin, S.C., Bowman, J.A., 1988. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics* 21, 155–168.
- Richard, W.M., Joseph, A.M., Michael, B.B., Charles, M.C.-B., Edinburg, S., 1993. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 75-A, 1193–1205.
- Ridwan-Pramana, A., Marcián, P., Borák, L., Narra, N., Forouzanfar, T., Wolff, J., 2016. Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – A finite element study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 44, 34–44.
- Riggs, B.L., Melton, L.J., Robb, R.A., Camp, J.J., Atkinson, E.J., Peterson, J.M., Rouleau, P.A., McCollough, C.H., Bouxsein, M.L., Khosla, S., 2004. Population-based study of age and sex differences in bone volumetric density, size, geometry, and structure at different skeletal sites. *Journal of Bone and Mineral Research* 19, 1945–1954.

- Riggs, B.L., Wahner, H.W., Dunn, W.L., Mazess, R.B., Offord, K.P., Melton, L.J., 1981. Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. *Journal of Clinical Investigation* 67, 328–335.
- Riggs, B.L., Wahner, H.W., Seeman, E., Offord, K.P., Dunn, W.L., Mazess, R.B., Johnson, K.A., Melton, L.J., 1982. Changes in Bone Mineral Density of the Proximal Femur and Spine with Aging. *Journal of Clinical Investigation* 70, 716–723.
- Rüegsegger, P., Durand, E.P., Dambacher, M.A., 1991. Differential effects of aging and disease on trabecular and compact bone density of the radius. *Bone* 12, 99–105.
- Ruegsegger, P., Koller, B., Muller, R., 1996. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcified Tissue International* 58, 24–29.
- Russo, C.R., Lauretani, F., Bandinelli, S., Bartali, B., Di Iorio, A., Volpato, S., Guralnik, J.M., Harris, T., Ferrucci, L., 2003. Aging bone in men and women: beyond changes in bone mineral density. *Osteoporosis International* 14, 531–538.
- Rutherford, R.A., Pullan, B.R., Isherwood, I., 1976. Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner. *Neuroradiology* 11, 15–21.
- Sabharwal, S., Kumar, A., 2008. Methods for assessing leg length discrepancy. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 466, 2910–2922.
- Saita, Y., Ishijima, M., Kaneko, K., 2015a. Atypical femoral fractures and bisphosphonate use: current evidence and clinical implications. *Therapeutic Advances in Chronic Disease* 6, 185–193.
- Saita, Y., Ishijima, M., Mogami, A., Kubota, M., Baba, T., Kaketa, T., Nagao, M., Sakamoto, Y., Sakai, K., Homma, Y., Kato, R., Nagura, N., Miyagawa, K., Wada, T., Liu, L., Matsuoka, J., Obayashi, O., Shitoto, K., Nozawa, M., Kajihara, H., Gen, H., Kaneko, K., 2015b. The incidence of and risk factors for developing atypical femoral fractures in Japan. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 33, 311–318.
- Saita, Y., Ishijima, M., Mogami, A., Kubota, M., Baba, T., Kaketa, T., Nagao, M., Sakamoto, Y., Sakai, K., Kato, R., Nagura, N., Miyagawa, K., Wada, T., Liu, L., Obayashi, O., Shitoto, K., Nozawa, M., Kajihara, H., Gen, H., Kaneko, K., 2014. The fracture sites of atypical femoral fractures are associated with the weight-bearing lower limb alignment. *Bone* 66, 105–110.
- Salem, G.J., Powers, C.M., 2001. Patellofemoral joint kinetics during squatting in collegiate women athletes. *Clinical Biomechanics* 16, 424–430.
- Sanyal, A., Gupta, A., Bayraktar, H.H., Kwon, R.Y., Keaveny, T.M., 2012. Shear strength behavior of human trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 45, 2513–2519.
- Sarmiento, A., Gersten, L., Sobol, P., Shankwiler, J., Vangsness, C., 1989. Tibial shaft fractures treated with functional braces. Experience with 780 fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 71-B, 602–609.
- Sarmiento, A., McKellop, H.A., Llinas, A., Park, S.-H., Lu, B., Stetson, W., Rao, R., 1996. Effect of loading and fracture motions on diaphyseal tibial fractures. *Journal of Orthopaedic Research* 14, 80–84.

- Sasaki, S., Miyakoshi, N., Hongo, M., Kasukawa, Y., Shimada, Y., 2012. Low-energy diaphyseal femoral fractures associated with bisphosphonate use and severe curved femur: a case series. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 30, 561–567.
- Schilcher, J., Aspenberg, P., 2009. Incidence of stress fractures of the femoral shaft in women treated with bisphosphonate. *Acta Orthopaedica* 80, 413–415.
- Schileo, E., Dall'Ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., Viceconti, M., 2008a. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics* 41, 2483–2491.
- Schileo, E., Dall'Ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., Viceconti, M., 2008b. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics* 41, 2483–2491.
- Schmitt, K.-U., Schlittler, M., Boesiger, P., 2010. Biomechanical loading of the hip during side jumps by soccer goalkeepers. *Journal of Sports Sciences* 28, 53–59.
- Schneider, U., Pedroni, E., Lomax, A., 1996. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* 41, 111–124.
- Schneider, W., Bortfeld, T., Schlegel, W., 2000. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Physics in Medicine and Biology* 45, 459–478.
- Schoenfeld, C.M., Lautenschlager, E.P., Meyer, P.R., 1974. Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head. *Medical & Biological Engineering* 12, 313–317.
- Schönau, E., 1998. The development of the skeletal system in children and the influence of muscular strength. *Hormone Research in Paediatrics* 49, 27–31.
- Schreiber, J.J., Anderson, P.A., Rosas, H.G., Buchholz, A.L., Au, A.G., 2011. Hounsfield Units for Assessing Bone Mineral Density and Strength: A Tool for Osteoporosis Management: The *Journal of Bone and Joint Surgery-American* Volume 93, 1057–1063.
- Schuit, S.C., van der Klift, M., Weel, A.E.A., de Laet, C.E.D., Burger, H., Seeman, E., Hofman, A., Uitterlinden, A., van Leeuwen, J.P.T., Pols, H.A., 2004. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone* 34, 195–202.
- Schutte, L.M., Hayden, S.W., Gage, J.R., 1997. Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: Effects of femoral anteversion. *Journal of Orthopaedic Research* 15, 615–621.
- Seedhom, B.B., 1979. Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. *Engineering in Medicine* 8, 207–219.
- Seireg, A., Arvikar, R.J., 1975. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics* 8, 89–102.
- Sellmeyer, D.E., Black, D.M., Palermo, L., Greenspan, S., Ensrud, K., Bilezikian, J., Rosen, C.J., 2007. Heterogeneity in skeletal response to full-length parathyroid hormone in the treatment of osteoporosis. *Osteoporosis International* 18, 973–979.

- Shane, E., Burr, D., Abrahamsen, B., Adler, R.A., Brown, T.D., Cheung, A.M., Cosman, F., Curtis, J.R., Dell, R., Dempster, D.W., Ebeling, P.R., Einhorn, T.A., Genant, H.K., Geusens, P., Klaushofer, K., Lane, J.M., McKiernan, F., McKinney, R., Ng, A., Nieves, J., O'Keefe, R., Papapoulos, S., Howe, T.S., van der Meulen, M.C., Weinstein, R.S., Whyte, M.P., 2014. Atypical subtrochanteric and diaphyseal femoral fractures: second report of a task force of the american society for bone and mineral research: aff task force report. *Journal of Bone and Mineral Research* 29, 1–23.
- Shelburne, K.B., Torry, M.R., Pandy, M.G., 2006. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research* 24, 1983–1990.
- Shepherd, D.E.T., Seedhom, B.B., 1999. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *British Medical Journal* 58, 27–34.
- Sievänen, H., Koskue, V., Rauho, A., Kannus, P., Heinonen, A., Vuori, I., 1998. Peripheral quantitative computed tomography in human long bones: evaluation of in vitro and in vivo precision. *Journal of Bone and Mineral Research* 13, 871–882.
- Sigurdsson, G., Aspelund, T., Chang, M., Jonsdottir, B., Sigurdsson, S., Eiriksdottir, G., Gudmundsson, A., Harris, T.B., Gudnason, V., Lang, T.F., 2006. Increasing sex difference in bone strength in old age: The Age, Gene/Environment Susceptibility-Reykjavik study (AGES-REYKJAVIK). *Bone* 39, 644–651.
- Snyder, S.M., Schneider, E., 1991. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research* 9, 422–431.
- Son, D.-S., Chang, S.-H., 2013. The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus. *Composites Part B: Engineering* 45, 1325–1335.
- Sornay-Rendu, E., Boutroy, S., Munoz, F., Delmas, P.D., 2007. Alterations of cortical and trabecular architecture are associated with fractures in postmenopausal women, partially independent of decreased bmd measured by dxa: the ofely study. *Journal of Bone and Mineral Research* 22, 425–433.
- Stagi, S., Cavalli, L., Cavalli, T., de Martino, M., Brandi, M.L., 2016. Peripheral quantitative computed tomography (pQCT) for the assessment of bone strength in most of bone affecting conditions in developmental age: a review. *Italian Journal of Pediatrics* 42.
- Stauffer, R.N., Chao, E.Y.S., Brewster, R.C., 1977. Force and Motion Analysis of the Normal, Diseased, and Prosthetic Ankle Joint: *Clinical Orthopaedics and Related Research* NA, 189-196.
- Subburaj, K., Ravi, B., Agarwal, M., 2010. Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 34, 277–288.
- Sun, W., Starly, B., Nam, J., Darling, A., 2005. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering. *Computer-Aided Design* 37, 1097–1114.
- Taddei, F., Martelli, S., Reggiani, B., Cristofolini, L., Viceconti, M., 2006. Finite-Element Modeling of Bones From CT Data: Sensitivity to Geometry and Material Uncertainties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 53, 2194–2200.

-
- Taddei, F., Pancanti, A., Viceconti, M., 2004. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering & Physics* 26, 61–69.
- Taormina, D.P., Marcano, A.I., Karia, R., Egol, K.A., Tejwani, N.C., 2014. Symptomatic atypical femoral fractures are related to underlying hip geometry. *Bone* 63, 1–6.
- Taylor, S.J.G., Walker, P.S., Perry, J.S., Cannon, S.R., Woledge, R., 1998. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *The Journal of Arthroplasty* 13, 428–437.
- Taylor, W.R., Heller, M.O., Bergmann, G., Duda, G.N., 2004. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *Journal of Orthopaedic Research* 22, 625–632.
- Thomas-John, M., Codd, M.B., Manne, S., Watts, N.B., Mongey, A.-B., 2009. Risk Factors for the Development of Osteoporosis and Osteoporotic Fractures Among Older Men. *The Journal of Rheumatology* 36, 1947–1952.
- Thomsen, J.S., Laib, A., Koller, B., Prohaska, S., Mosekilde, L., Gowin, W., 2005. Stereological measures of trabecular bone structure: comparison of 3D micro computed tomography with 2D histological sections in human proximal tibial bone biopsies. *Journal of Microscopy* 218, 171–179.
- Townsend, P.R., Raux, P., Rose, R.M., Miegel, R.E., Radin, E.L., 1975. The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella. *Journal of Biomechanics* 8, 363–367.
- Trabelsi, N., Yosibash, Z., Milgrom, C., 2009. Validation of subject-specific automated p-FE analysis of the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 42, 234–241.
- Tuncer, M., Hansen, U.N., Amis, A.A., 2014. Prediction of structural failure of tibial bone models under physiological loads: Effect of CT density–modulus relationships. *Medical Engineering & Physics* 36, 991–997.
- Turner, C.H., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T.Y., Pharr, G.M., 1999. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics* 32, 437–441.
- Untaroiu, C.D., Yue, N., Shin, J., 2013. A Finite Element Model of the Lower Limb for Simulating Automotive Impacts. *Annals of Biomedical Engineering* 41, 513–526.
- Van Den Bogert, A.J.J., Read, L., Nigg, B.M., 1999. An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31, 131–142.
- van Rietbergen, B., von Ingersleben, G., Chesnut, C., MacDonald, B., Genant, H.K., Newitt, D.C., Majumdar, S., Harris, S.T., Garnero, P., 2002. In vivo assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. *Osteoporosis International* 13, 6–17.
- Van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., Polman, B.J.W., 1996. COMPUTATIONAL STRATEGIES FOR ITERATIVE SOLUTIONS OF LARGE FEM APPLICATIONS EMPLOYING VOXEL DATA. *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 39, 2743–2767.

-
- Vega, E., Ghiringhelli, G., Mautalen, C., Valzacchi, G.R., Scaglia, H., Zylberstein, C., 1998. Bone Mineral Density and Bone Size in Men With Primary Osteoporosis and Vertebral Fractures. *Calcified Tissue International* 62, 465–469.
- Viceconti, M., Bellingeri, L., Cristofolini, L., Toni, A., 1998. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering* 10.
- Vico, L., Zouch, M., Amirouche, A., Frère, D., Laroche, N., Koller, B., Laib, A., Thomas, T., Alexandre, C., 2008. High-resolution pQCT analysis at the distal radius and tibia discriminates patients with recent wrist and femoral neck fractures. *Journal of Bone and Mineral Research* 23, 1741–1750.
- Viguet-Carrin, S., Garnero, P., Delmas, P.D., 2006. The role of collagen in bone strength. *Osteoporosis International* 17, 319–336.
- Vincentelli, R., Grigoroy, M., 1985. The effect of haversian remodeling on the tensile properties of human cortical bone. *Journal of Biomechanics* 18, 201–207.
- Vivanco, J.F., Burgers, T.A., García-Rodríguez, S., Crookshank, M., Kunz, M., MacIntyre, N.J., Harrison, M.M., Bryant, J.T., Sellens, R.W., Ploeg, H.-L., 2014. Estimating the density of femoral head trabecular bone from hip fracture patients using computed tomography scan data. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 228, 616–626.
- Voo, L., Armand, M., Kleinberger, M., 2004. Stress fracture risk analysis of the human femur based on computational biomechanics. *Johns Hopkins Apl Technical Digest* 25, 8.
- Wachter, N.J., Augat, P., Krischak, G.D., Sarkar, M.R., Mentzel, M., Kinzl, L., Claes, L., 2001. Prediction of strength of cortical bone in vitro by microcomputed tomography. *Clinical Biomechanics* 16, 252–256.
- Walker, P.S., Erkman, M.J., 1975. The role of menisci in force transmission across the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 184–192.
- Wang, X., Agrawal, C.M., 1996. Fracture toughness of bone using a compact sandwich specimen: Effects of sampling sites and crack orientations. *Journal of Biomedical Materials Research* 33, 13–21.
- Ward, K., Roberts, S., Adams, J., Mughal, M., 2005. Bone geometry and density in the skeleton of pre-pubertal gymnasts and school children. *Bone* 36, 1012–1018.
- Weiner, S., Wagner, H.D., 1998. The material bone: structure-mechanical function relations. *Annual Review of Materials Science* 28, 271–298.
- Weng, P.-W., Chen, C.-H., Luo, C.-A., Sun, J.-S., Tsuang, Y.-H., Cheng, C.-K., Lin, S.-C., 2017. The effects of tibia profile, distraction angle, and knee load on wedge instability and hinge fracture: A finite element study. *Medical Engineering & Physics* 42, 48–54.
- WHO study group, 1994. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. WHO Library Cataloguing in Publication Data.
- Williams, J.L., Lewis, J.L., 1982. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. *Journal of Biomechanical Engineering* 104, 50.

- Winby, C.R., Lloyd, D.G., Besier, T.F., Kirk, T.B., 2009. Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *Journal of Biomechanics* 42, 2294–2300.
- Yeni, Y., Brown, C., Norman, T., 1998. Influence of bone composition and apparent density on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone* 22, 79–84.
- Yoshida, H., Faust, A., Wilckens, J., Kitagawa, M., Fetto, J., Chao, E.Y.-S., 2006. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics* 39, 1996–2004.
- Zeng, Z.-M., Luo, C.-F., Putnis, S., Zeng, B.-F., 2011. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. *The Knee* 18, 51–54.
- Zhang, Q.-H., Cossey, A., Tong, J., 2016. Stress shielding in bone of a bone-cement interface. *Medical Engineering & Physics* 38, 423–426.
- Zhang, W., Luo, C.-F., Putnis, S., Sun, H., Zeng, Z.-M., Zeng, B.-F., 2012. Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. *The Knee* 19, 94–98.
- Zhao, D., Banks, S.A., Mitchell, K.H., D’Lima, D.D., Colwell, C.W., Fregly, B.J., 2007. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research* 25, 789–797.
- Zhou, B., Wang, J., Yu, Y.E., Zhang, Z., Nawathe, S., Nishiyama, K.K., Rosete, F.R., Keaveny, T.M., Shane, E., Guo, X.E., 2016. High-resolution peripheral quantitative computed tomography (HR-pQCT) can assess microstructural and biomechanical properties of both human distal radius and tibia: Ex vivo computational and experimental validations. *Bone* 86, 58–67.
- Zioupou, P., Currey, J., 1998. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone* 22, 57–66.
- Zysset, P.K., Curnier, A., 1996. A 3d damage model for trabecular bone based on fabric tensors. *Journal of Biomechanics* 29, 1549–1558.
- Zysset, P.K., Goulet, R.W., Hollister, S.J., 1998. A global relationship between trabecular bone morphology and homogenized elastic properties. *Journal of Biomechanical Engineering* 120, 640.

ANNEXES

A LES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX

A.1. Physiologie et mécanisme de fracture

La région proximale épiphysaire du tibia est constituée de travées horizontales. Elle repose sur une ultrastructure faite de faisceaux lamellaires verticaux, horizontaux, et ogivaux. Les fractures dans cette région généralement correspondent à la disposition des travées. Les fractures du plateau tibial sont des blessures complexes causées par un traumatisme de haute énergie principalement chez les jeunes adultes par contre la qualité de l'os ostéoporotique, en particulier chez les personnes du troisième âge, peut entraîner des fractures complexes avec des lésions à faible énergie.

Les fractures de l'extrémité proximale du tibia peuvent résulter une **compression axiale**. Une chute sur le pied, genou en hyper-extension ou légèrement fléchi sont souvent la cause d'une force agissante sur les 2 glènes de manière identique, et entraîne une fracture bitubérositaire. Ainsi, une **compression en valgus ou varus forcés** ou un traumatisme direct externe sur un genou verrouillé stable, en hyper-extension, pied bloqué au sol. Comme aussi des **traumatismes sagittaux peuvent provoquer** des hyper-extensions forcées couplées à l'intégrité des coques en arrière engendre une compression axiale antérieure avec tassement des tubérosités.

A.2. Classifications

Nombreuses classifications des fractures des plateaux tibiaux ont été proposées, mais aucune n'est adaptée universellement. Parmi différentes classifications des fractures des plateaux tibiaux, on distingue :

- *Classification de Duparc et Ficat.*
- Classification de Müller adoptée par l'AO.
- Classification de Schatzker (1968).

Le schéma de classification le plus largement utilisé pour décrire les fractures du plateau tibial est celui proposé par Schatzker et al. (1979) (la classification utilisée dans

ce travail). Cette classification comprend six types des fractures du plateau tibial (Fig. A-1).

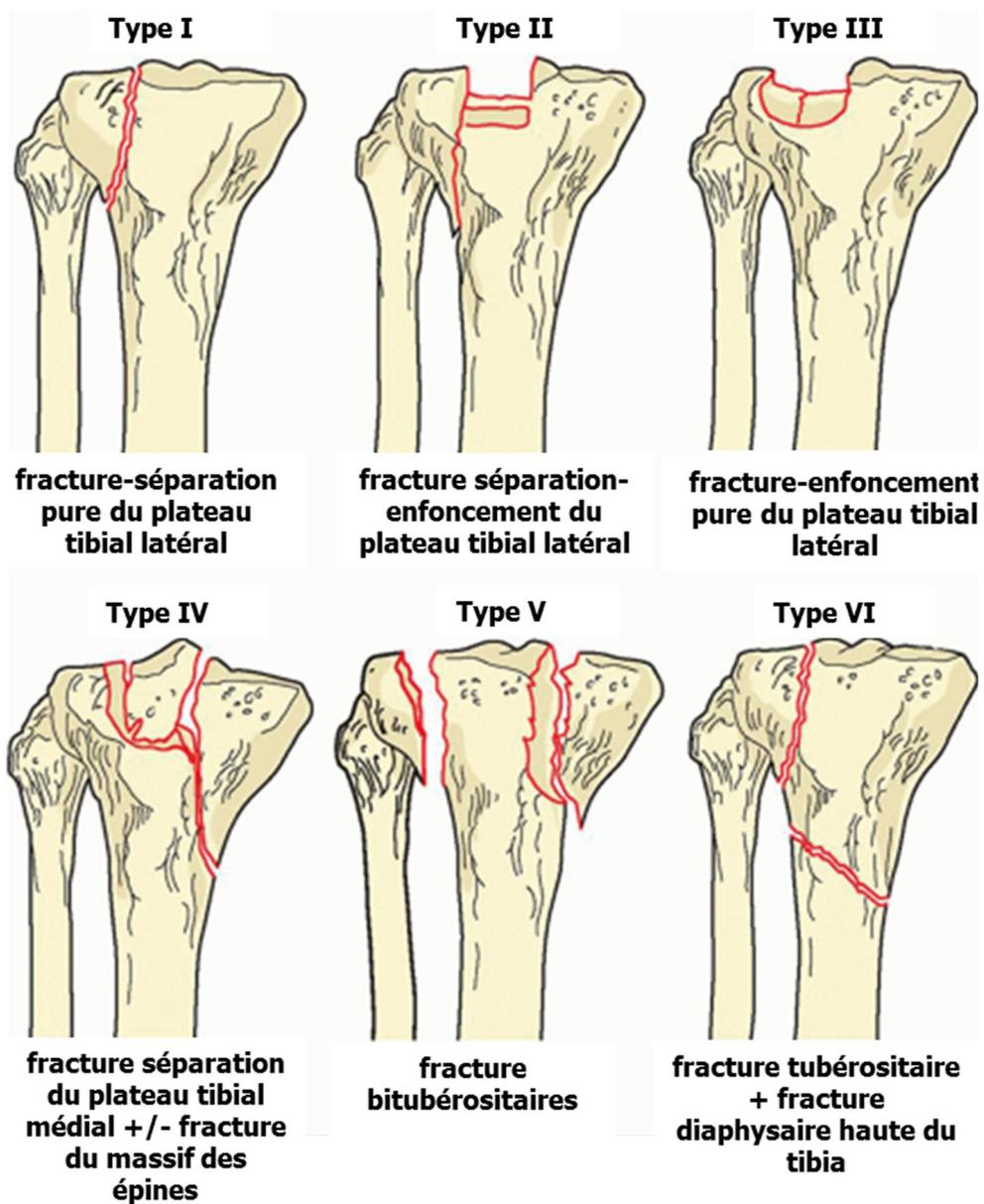


Figure A-1. Classification des fractures du plateau tibial selon Schatzker

B Stabilisation min invasive du plateau tibial

Dans cette étude, le plateau tibial fracturé est réparé par une méthode mini invasive. Cette technique chirurgicale (T. Vendevre et al) utilise un *ballonnet gonflable* permettant une réduction progressive et totale, associée à *une fixation par vis percutanée* et au *remplissage* avec du *ciment* polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (Fig B1).

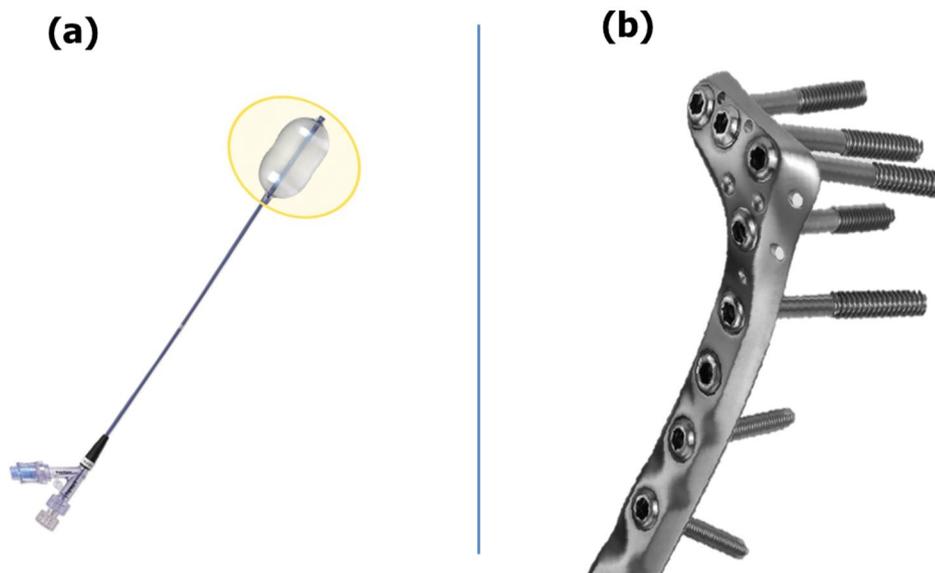


Figure B-1. (a) Ballonnet gonflable. (b) Plaque de verrouillage

Cette nouvelle mini-invasive technique de tibioplastie est un traitement des fractures du plateau tibial.

- Elle permet une *réduction* anatomique de la fracture en douceur de manière progressive (Fig B-2).

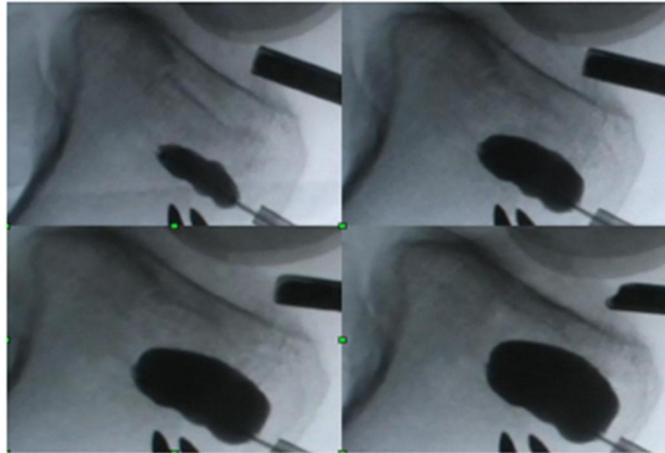


Figure B-2. Les différentes étapes de gonflement du ballon pour une réduction douce et progressive de la fracture.

- *Une ostéosynthèse* peu agressive et une stabilité mécanique permettant une rééducation précoce et une mise en charge rapide.

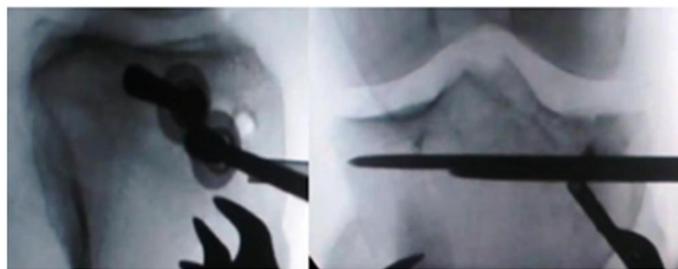


Figure B-325. Positionnement des vis pour l'ostéosynthèse

- *Remplissage de la cavité*

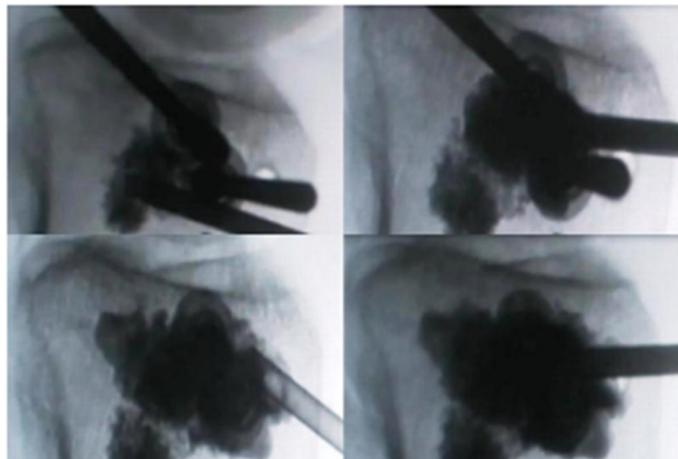


Figure B-4. Remplissage de la cavité avec du ciment poly méthacrylate de méthyle (PMMA).

C Fracture de fémur

Les fractures de fémur humain sont des fractures : au niveau de l'extrémité supérieure, l'extrémité inférieure ou de la diaphyse.

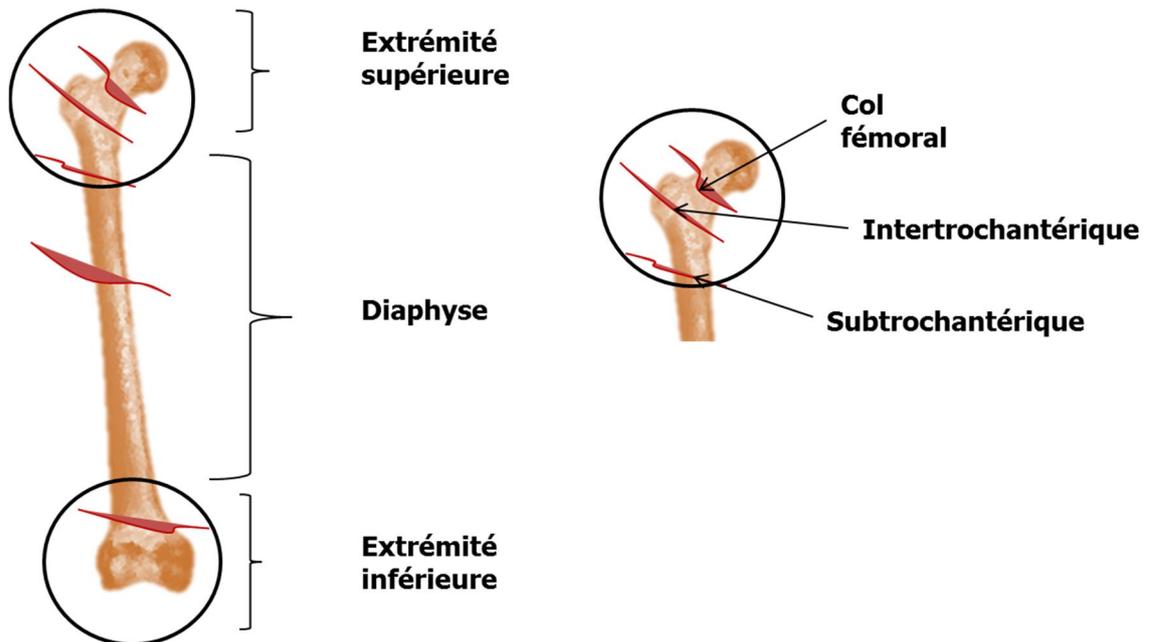


Figure C-1. Types de fracture de base du fémur