



HAL
open science

Étude du comportement biomécanique en fatigue de l'articulation de la hanche sans et avec prothèse

Zeineb Hadiji

► **To cite this version:**

Zeineb Hadiji. Étude du comportement biomécanique en fatigue de l'articulation de la hanche sans et avec prothèse. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Lorraine; Université de Tunis El Manar (Tunisie), 2022. Français. NNT : 2022LORR0156 . tel-04087798

HAL Id: tel-04087798

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04087798>

Submitted on 3 May 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES
UNIVERSITAIRES**

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Étude du comportement biomécanique en fatigue de l'articulation de la hanche sans et avec prothèse

Thèse en cotutelle

Présentée et soutenue le 21 Octobre 2022
Pour l'obtention du doctorat de l'Université de Lorraine et de
l'Université Tunis El Manar

par
Zeineb HADIJI

Université de Lorraine : Directeur de thèse: Paul LIPINSKI;

Co-directeur: Cynthia Dreistadt ;

Université Tunis El Manar : Co-directeur Samir HAMZA

Membres du jury :

Président du jury : Moussa Nait Abdelaziz Professeur des Universités- Université de Lille

Rapporteurs : Nadia Bahlouli Professeur des Universités -Université
de Strasbourg

 Moussa Nait- Professeur des Universités-Université
Abdelaziz de Lille

Examineurs : Wronski Sebastian Professeur des Universités-Université
AGH Cracovie

Membre invité : Jacek Tarasiuk Professeur des Universités-Université
AGH Cracovie

Remerciements

Je souhaite exprimer ma gratitude à mes directeurs de thèse, Pawel Lipinski et Cynthia Dreistadt, pour leur soutien scientifique, leur orientation et leurs conseils. Grâce à eux, à leur patience et à leur motivation sans fin tout au long de ces années, j'ai pu mener à bien cette thèse de doctorat et m'épanouir sur le plan personnel et professionnel.

Nadia Bahlouli et Moussa Nait Abdelaziz, je tiens à les remercier pour avoir pris le temps d'évaluer mon manuscrit, avec Sebastien Wronski et Jacek Tarasiuk pour la riche discussion et l'évaluation de la soutenance.

Ce travail n'aurait pas été possible sans le soutien et la collaboration de nombreuses personnes. Ainsi, un grand merci à tous mes collègues de l'équipe biomécanique de l'ENIM. Anne sophie Bonnet, Émilie De Brosse et Adrien Baldit que je remercie pour le soutien apporté à la préparation des échantillons osseux.

Azari Zitouni pour tout son soutien et sa présence depuis mon arrivée en France.

Toute l'équipe de l'université Tunis El Manar qui m'a offert l'opportunité de réaliser cette thèse en cotutelle, ainsi que tous mes professeurs durant mes études d'ingénieries à L'Institut national des sciences appliquées et de technologie (INSAT).

Je tiens à remercier toute l'équipe de de l'Université AGH des sciences et de la technologie de Cracovie pour leurs collaboration et l'accueil, en particulier Jacek Tarasiuk, Sebastien Wronski, et Adrian Wit.

Mes remerciements vont également à Pr.Tomasz Machniewicz pour sa collaboration concernant les essais de fatigue. J'aimerais remercier Paulina Urbaniak pour son accueil en Pologne.

Une attention particulière va à l'égard de mes collègues de l'ENIM et du LEM3 pour leur support et la bonne ambiance qui a régné tout au long : Kenza, Julien, Lara, Patricia et beaucoup d'autres.

A mes chers parents : aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de tous les sacrifices que vous avez fait pour mon éducation et ma formation.

A ma sœur Salima et mon frère Kamel : Mes anges gardiens et mes fidèles compagnons dans les moments les plus durs .Les mots ne suffisent guère pour exprimer l'attachement, l'amour et l'affection que je vous porte... Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite.

A ma chère Monia et son mari Hamed : Vous avez toujours été présents pour les bons conseils. Votre affection et votre soutien m'ont été d'un grand secours au long de ma vie. Veuillez trouver dans ce modeste travail ma reconnaissance pour tous vos efforts.

A mes grands parents Mongi et Souad Aucune dédicace ne saurait exprimer tout ce que je ressens pour vous. Je vous remercie pour tout le soutien exemplaire et l'amour exceptionnel que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagnera toujours.

A mes tatas et tontons : Madiha, Hajer, Rym, Mohamed, Maher et Jamel et tous mes cousins merci pour vos précieux encouragements.

A Axel, merci pour tout l'encouragement et l'amour que tu m'as offert, je te dédie ce travail, qui n'aurait pas pu être achevé sans ton éternel soutien.

A tous mes amis en Tunisie, à mes amies de Metz : Marianne, Émeline, Olivia, Roxane et à toute la famille de INOUT COACHING, en témoignage de l'amitié qui nous unit et des souvenirs de tous les moments que nous avons passés ensemble, je vous dédie ce travail. Merci pour vos encouragements et votre soutien.

Table des matières

Table des figures	xi
Liste des tableaux	xvii
Introduction générale	1
1 Étude bibliographique	3
1.1 Etude anatomique de la cuisse	3
1.1.1 Le fémur	5
1.1.2 Les articulations	12
1.1.3 Tendons et muscles	15
1.2 Solutions prothétiques de la hanche et leur défaillance	20
1.2.1 Les prothèses totales de la hanche	20
1.2.2 Les défaillances des PTH	23
1.3 Méthodes de modélisation d'un fémur contenant une prothèse et résultats des études antérieurs	25
1.3.1 Motivation de l'étude	26
2 Création de la géométrie du fémur et de la prothèse	27
2.1 Technique de la tomographie	27
2.2 Création du modèle osseux	28
2.2.1 Récupération de la géométrie d'un fémur humain	28
2.2.2 Etapes de traitement d'image	30
2.3 Création de la prothèse	36
2.4 Création de la géométrie du fémur amputé de la tête	38
2.4.1 Planification préopératoire	38
2.4.2 Déroulement de l'opération	39
2.4.3 Simulation de l'ostéotomie	40

3	Construction des modèles éléments finis	41
3.1	Maillage	41
3.1.1	Le fémur sain	42
3.1.2	Le Cartilage	43
3.1.3	Les ménisques	44
3.1.4	La prothèse totale de la hanche	45
3.1.5	Le fémur après ostéotomie	46
3.2	Définition des matériaux	47
3.2.1	Les tissus osseux et le cartilage	47
3.2.2	La prothèse totale de hanche	49
3.3	Définition des interactions	50
3.3.1	Cas du fémur sain	50
3.3.2	Cas du fémur équipé d'une prothèse	50
3.4	Les conditions aux limites	50
3.4.1	Blocage des articulations	50
3.5	Définition du chargement	51
3.5.1	Les deux approches de quantification des efforts internes lors du mouve- ment de la marche	53
3.5.2	Application des forces	55
4	Analyse des résultats des calculs EF	61
4.1	Analyse globale des modèles élaborés	61
4.2	Analyse de l'état de contrainte	63
4.2.1	Contraintes de von Mises	63
4.2.2	Contraintes principales maximales	66
4.3	Analyse de la pression de contact lors du cycle dans le cas non-intégré	71
4.4	Analyse des contraintes en coupes transversales	72
5	Essais de fatigue en traction sur l'os cortical bovin	77
5.1	Matériels et méthodes	78
5.1.1	Choix du modèle animal	78
5.1.2	Choix de la géométrie et des dimensions d'éprouvettes par simulation nu- mérique	81
5.1.3	Préparation des échantillons osseux	85
5.1.4	Conditions de déroulement des essais de fatigue	89
5.1.5	Tomographe comme outil de suivi de l'endommagement	92
5.2	Résultats	93

5.2.1	Analyse des échantillons	93
5.2.2	Essai de traction simple	97
5.2.3	Essai de fatigue en traction	107
5.2.4	Mécanismes de propagation des fissures	114
5.2.5	Caractérisation de l'endommagement par tomographie	119
5.3	Risque de fissuration du fémur contenant une prothèse	125
Conclusion générale		131
A		135
Bibliographie		141

Table des figures

1.1	a)Définitions des plans[16] et b) des axes anatomiques[17]	4
1.2	Segment supérieur du membre inférieur[18]	4
1.3	Différentes parties du fémur humain[23]	5
1.4	Schéma illustrant la structure de l'os[27]	6
1.5	Courbe contrainte-déformation de l'os en traction [34]	8
1.6	Les trabécules internes verticales et horizontales de la tête et col fémoraux [40]	11
1.7	Anatomie de l'articulation de la hanche [53]	13
1.8	Anatomie de l'articulation du genou et illustration des différents compartiments de l'articulation du genou : 1 : Compartiment fémoro-patellaire, 2 : Compartiment fémoro-tibial externe, 3 : Compartiment fémoro-tibial interne[59]	14
1.9	Prothèse totale d'Austin Moore [65]	21
1.10	Évolution de la prothèse de Mac Kee [1]	21
1.11	Prothèse de Charnley [55]	22
1.12	Les complications post-opératoires [73],[74]	24
2.1	Scanner micro-tomographique, Nanotom S	28
2.2	Principe de fonctionnement du tomographe	29
2.3	Découpe du fémur en 4 parties pour le scanner	30
2.4	Image tomographique flouté après l'opération « Mean Blur »	31
2.5	Images tomographiques après l'opération d'érosion du masque a) avant inversement de l'image b) après inversement	31
2.6	Image tomographique finale de l'os séparé du fond	32
2.7	Séparation de l'os spongieux a. image tomographique après seuillage b. image tomographique après l'opération « Gaussian Blur »	33
2.8	Séparation de l'os cortical	34
2.9	Création du modèle surfacique	35
2.10	Prothèse de Charnley et géométrie récupérée du logiciel GrabCad®	35
2.11	Adaptation de la géométrie de la prothèse	36
2.12	Géométrie de la prothèse totale de hanche finale	37
2.13	Planification sur une radio de face de hanche [100]	38
2.14	Planification 3D à l'aide d'un logiciel spécifique [101]	39
2.15	Réalisation de l'ostéotomie	40
3.1	Récupération de la géométrie du fémur sur HYPERMESH®	42
3.2	Maillage du fémur	42
3.3	a. Maillage du cartilage du cotyle et de la tête fémorale b. Maillage du cartilage de l'épiphyse distale	44

3.4	Maillage du ménisque	45
3.5	Maillage des composants de la prothèse	45
3.6	Maillage du fémur contenant la prothèse	46
3.7	Définition des interactions a. contact entre le cartilage de la tête fémorale et la cavité acétabulaire b. contact entre le cartilage de l'épiphyse distale et le ménisque	50
3.8	Contact au niveau de la tête prothétique	51
3.9	Contact entre la prothèse et le fémur	52
3.10	Les conditions aux limites au niveau de la tête fémorale et la tête prothétique . .	53
3.11	Les conditions aux limites au niveau du ménisque	53
3.12	Capture d'écran de l'interface graphique d'OpenSim®. Un modèle de structure musculosquelettique des membres inférieurs, avec les propriétés de tous les muscles qui le constituent. Les muscles sont représentés par les lignes rouges et les marqueurs virtuels par des sphères roses	54
3.13	Représentation schématique du principe de la dynamique directe	54
3.14	Les 27 muscles attachés au fémur pris en considération dans notre modèle	55
3.15	Courbe représentative des forces musculaire de deux muscles au cours du temps .	56
3.16	Application de la force de réaction du genou	57
3.17	Les forces de réaction du genou en fonction du temps	57
4.1	Les phases du cycle de la marche humaine normale [135]	61
4.2	Courbe représentative des forces de réaction au niveau de la tête fémorale et la tête prothétique	63
4.3	La distribution de la contrainte de von Mises à tous les instants du cycle de marche du fémur sain	64
4.4	La distribution de la contrainte de von Mises à l'instant $t=0.75s$ pour a. le fémur sain b. fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée	65
4.5	Les instants du cycle de marche à analyser $t_1 : 24\%$, $t_2= 60\%$, $t_3=92\%$	67
4.6	La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l'instant t_1	67
4.7	La distribution des contraintes principales maximales des deux fémurs contenant une prothèse avec et sans ostéo-intégration à l'instant t_1	68
4.8	La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l'instant t_2	69
4.9	Observation des localisations des contraintes dans le cas d'une prothèse non ostéo-intégré à l'instant t_2	69
4.10	La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l'instant t_3	70
4.11	Représentation de la force normale de la pression de contact aux différents incréments de chargement	71
4.12	Représentation de la force normale de la pression de contact a. à l'instant t_1 b. à l'instant t_2 c. à l'instant t_3	72
4.13	Coupes transverses du fémur sain à $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)	73

4.14	Coupes transverses du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)	74
4.15	Coupes transverses du fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)	75
5.1	Tête fémorale bovine [153] b. tête fémorale humaine [148] observées par tomographie	79
5.2	Image microscopique de l'os du mouton illustrant les types de tissus osseux dans une section d'os cortical. (A) Tissu osseux Haversien (zone endostéale), (B) phase de transition entre le tissu osseux Haversien secondaire et le tissu osseux plexiforme primaire (zone mésostéale), (C) tissu osseux plexiforme (zone périostéale). [30] . .	80
5.3	Reconstruction 3D des deux fragments de la diaphyse bovine	81
5.4	Éprouvette de traction de forme d'os de chien	82
5.5	Géométrie finale de l'éprouvette	83
5.6	Modèle d'éléments finis 3D	83
5.7	Résultat de la simulation de l'éprouvette finale	85
5.8	Fémur bovin droit	86
5.9	Les trois types d'échantillons usinés	87
5.10	Découpe dans la direction longitudinale	87
5.11	Usinage des entailles des éprouvettes	88
5.12	Schéma explicatif du codage des échantillons	89
5.13	Dispositif expérimental de traction	90
5.14	Les mors de fixation des éprouvettes	91
5.15	Positionnement de l'échantillon osseux à la tomographie	92
5.16	Image tomographique illustrant la microstructure de l'os cortical (a. coupe transversale b. coupe longitudinale)	93
5.17	Calcul des diamètres des micro-constituants de l'os cortical à l'aide de Image J .	94
5.18	Différents plans de découpe de l'échantillon	95
5.19	Comparaison de l'arrangement des microstructures à l'intérieur de deux échantillons longitudinal(gauche) et tangentiel (droite)	96
5.20	Courbe représentative du diamètre des pores dans les tranches d'images tomographique de la partie utile de l'échantillon	97
5.21	Reconstruction 3D des éprouvettes testées en traction : a. échantillon F2-2-LP-Long-Rad-S1 b.F3-1-LP-Tang-Lon-S3	98
5.22	Courbe force-déplacement des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3	99
5.23	Courbe force-déplacement des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3	99
5.24	Schéma explicatif de l'emplacement des nœuds pour le calcul de la valeur moyenne du déplacement	100
5.25	Courbes de la contrainte en fonction de la déformation de la zone utile des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3 . . .	101
5.26	Courbes de la contrainte en fonction de la déformation de la zone utile des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3 . . .	101
5.27	Évolution du module tangentiel en fonction de la déformation au niveau de la section centrale des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3	103

5.28	Évolution du module tangentiel en fonction de la déformation au niveau de la section centrale des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3	103
5.29	Variation du taux de porosité dans la zone utile des échantillons testés en traction simple	104
5.30	Variation du diamètre maximal des pores dans la zone utile des échantillons testés en traction simple	105
5.31	Fracture pour les éprouvettes d'os cortical en traction statique	107
5.32	Résultats expérimentaux et courbes S-N correspondantes aux échantillons osseux longitudinaux	109
5.33	Résultats expérimentaux et courbes S-N correspondantes aux échantillons osseux Tangentiels	109
5.34	Différents domaines de la courbe de Wöhler [211]	110
5.35	Courbes S-N pour les échantillons osseux des trois fémurs longitudinaux	111
5.36	Images tomographiques de l'échantillon F1-1-LP-Long-Rad-S2 : a. 1 ^{er} scan : avant l'essai de fatigue, b. 2 ^{eme} scan : 6501 cycles, c. 3 ^{eme} scan : 28499 cycles	114
5.37	Observation de la propagation des défauts surfaciques entre le deuxième et le troisième scan	115
5.38	La construction 3D des trois tomographies (avant et pendant l'essai de fatigue)	115
5.39	Sens de découpage de l'image 3D en images 2D	116
5.40	Les images tomographiques de l'échantillon longitudinal F1-1-LP-Long-Rad-S2, 1 ^{er} scan : avant l'essai de fatigue, 2 ^{eme} scan : 6501 cycles, 3 ^{eme} scan : 28499 cycles	116
5.41	Les images tomographiques de l'échantillon tangentiel F2-2-AL-Tang-Long-S2, 1 ^{er} scan : avant l'essai de fatigue, 2 ^{eme} scan : 2500 cycles, 3 ^{eme} scan : 19000 cycles	117
5.42	Les images tomographiques du 3 ^{eme} scan a. de l'échantillon longitudinal F1-1-LP-Long-Rad-S2, b. de l'échantillon tangentiel F2-2-AL-Tang-Long-S2	117
5.43	Observations des microfissures transversales et longitudinales	118
5.44	Comparaison de tranches de reconstruction tomographiques de l'échantillon longitudinal F-1-1-LP-Long-Rad-S2 durant le test de fatigue (après 28499 cycles) et après endommagement	119
5.45	Comparaison de tranches de reconstruction tomographiques de l'échantillon tangentiel F-1-2-LP-Tang-Long-S2 durant le test (après 1000 cycles) de fatigue et après endommagement	120
5.46	Le sens de découpage de l'image 3D en images 2D	121
5.47	Initiation et propagation de la fissure entraînant la rupture en fatigue dans a. l'échantillon F-1-1-LP-Long-Rad-S2 (très poreux), b. l'échantillon F-2-1-AM-Long-Rad-S2 (moins poreux)	122
5.48	Différentes ruptures d'échantillons longitudinaux	122
5.49	Différentes ruptures d'échantillons tangentiels	123
5.50	Observation de la construction 3D en transparent des échantillons longitudinaux endommagés	124
5.51	Observation de la construction 3D en transparent des échantillons tangentiels endommagés	124
5.52	Répartition des contraintes σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de l'ostéo-intégration a. à l'instant t_1 b. à l'instant t_2 et c. à l'instant t_3	125

5.53 Répartition des contraintes σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de non ostéo-intégration a. à l'instant t_1 b. à l'instant t_2 et c. à l'instant t_3	126
5.54 Le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de l'ostéo-intégration a. à l'instant 0.3s b. à l'instant 0.75s c. à l'instant 0.8s d. à l'instant 0.9s et e. à l'instant 1.15s	127
5.55 Le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de non ostéo-intégration a. à l'instant 0.3s b. à l'instant 0.75s c. à l'instant 0.8s d. à l'instant 0.9s et e. à l'instant 1.15s	127
5.56 Observation de la microstructure de l'os cortical à l'aide d'un examen microscopique d'un échantillon d'os cortical (F-3-1-AM-Long-Rad-S2) : 1. Canaux de Volkmann 2. Canaux de Havers 3. Lamelles osseuses 4. Ostéons (Système Haversien) 5. Ostéocytes 6. Ligne de ciment entourant l'ostéon	129
5.57 Images de microscopie électronique de la surface de rupture en fatigue de l'échantillon F-3-1-AM-Long-Rad-S2 à plusieurs grossissements	130

Liste des tableaux

1.1	Modules d'élasticité de l'os compact (en GPa) dans la littérature (L : direction longitudinale, T : direction transverse (radiale et/ou circonférentielle)	11
1.2	Données bibliographiques des modules d'élasticité (en MPa) du tissu spongieux humain	12
1.3	Les muscles fléchisseurs	16
1.4	Les muscles extenseurs	17
1.5	Les muscles adducteurs	18
1.6	Les muscles abducteurs	20
2.1	Paramètres du fémur scanné	29
2.2	Dimensions finales de la prothèse	37
3.1	Données bibliographiques sur l'épaisseur du cartilage	43
3.2	Tableau récapitulatif du maillage du modèle	47
3.3	constantes mécaniques de l'os compact isotrope transversee	48
3.4	Tableau récapitulatif des données matériaux	49
3.5	Les muscles attachés au fémur et intervenant dans la marche [131]	58
5.1	Tableau comparatif de l'os cortical humain et bovin	81
5.2	Informations concernant les échantillons osseux soumis aux tests de traction simple	106
5.3	Informations relatives aux éprouvettes	107
5.4	Valeurs des coefficients d'ajustement des courbes S-N pour les échantillons osseux : longitudinaux et tangentiels	110
5.5	Valeurs des coefficients d'ajustement des courbes S-N pour les échantillons osseux des trois fémurs longitudinaux	112
5.6	Tableau comparatif de deux échantillons longitudinaux de localisation différente .	113
5.7	Tableau comparatif des échantillons mettant en évidence l'effet de la porosité . .	113

Introduction générale

Au début du 20ème siècle, les rhumatologues et les chirurgiens orthopédistes se sont confrontés respectivement à la pathologie de la hanche d'origine inflammatoire ayant causé une ankylose (perte de la mobilité de la hanche entraînant une impotence fonctionnelle) ou d'origine traumatique causée surtout par la fracture du col du fémur survenant généralement chez des sujets âgés [1].

Afin de prévenir la nécrose de la tête fémorale en cas de fracture associée à la rupture de l'artère nourricière, Hey-Groves a proposé, en 1922, le remplacement de la tête fémorale par une sphère d'ivoire de même taille solidaire à un manchon qui s'incruste dans le col du fémur. Mais la prothèse céphalique n'a pas permis de résoudre le problème rhumatologique puisque dans ce cas toute l'articulation est endommagée [2].

En partant de ce constat, en 1950, Austin Moore a proposé de remplacer l'articulation entière, c'est-à-dire la tête fémorale et la cotyle par une prothèse totale de la hanche (PTH) [1].

Depuis, la fabrication des implants prothétiques a pris un essor considérable jusqu'à ce jour. L'insertion d'une prothèse totale de hanche (PTH) a pour objectif de remplacer l'articulation de la hanche (coxo-fémorale) par un implant prothétique permettant alors de restaurer l'autonomie des malades. L'arthroplastie par PTH est devenue une intervention quotidienne en chirurgie orthopédique. En 2011, l'Académie Nationale de Chirurgie Orthopédique a recensé en France environ 150 000 opérations chirurgicales par an pour une PTH. Il est important de souligner que 14 % de ces opérations étaient des réinterventions chez des patients déjà porteurs de prothèses. En 2015, l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM) [ANSM15] a rapporté dans son étude que le nombre de réinterventions a augmenté de 10% entre 2011 et 2015. Cette augmentation est liée à la croissance continue de l'espérance de vie de la population et à la durée de vie limitée des prothèses. En effet, cette dernière varie entre 15 à 20 ans [4].

Plusieurs études comparatives faites sur le comportement biomécanique des fémurs sains et fémurs porteurs de PTH ont montré des différences significatives au niveau des distributions des contraintes et de la perturbation de l'homéostasie osseuse. Toutes ces études ont permis d'améliorer la qualité des différentes prothèses, en s'intéressant au comportement biomécanique du fémur avec et sans prothèse et en prédisant la charge de la fracture de la tête fémorale proximale [5],[6],[48], également sur un fémur ostéoporotique [8]. A notre connaissance, aucune étude n'a été réalisée sur la fissuration et lésions corticales provoquées par la fatigue du fémur porteur d'une prothèse. L'étude menée dans ce travail répond à la problématique de la fatigue de l'os cortical d'un fémur équipé d'une PTH.

Ce manuscrit expose l'ensemble de la démarche suivie pour ces travaux et s'articule en cinq chapitres.

Le premier présente un état de l'art de l'anatomie de la hanche et du comportement biomécanique de l'os, principalement du fémur. Rares études portant sur la fatigue de l'os cortical sont identifiées et analysées. Ceci permet de situer l'étude par rapport aux travaux trouvés dans la

littérature et d'exposer la valeur ajoutée de ce travail.

Dans le deuxième chapitre nous expliquons les différentes étapes de la création géométrique du fémur et de la prothèse. Le fémur est construit à partir des données tomographiques d'un sujet sain. En suivant les règles de l'art et en prenant l'avis d'un chirurgien orthopédique (Pr.Med.Habib Kammoun), nous avons récupéré un modèle d'une prothèse totale de la hanche, inspirée de celle de Charnley du logiciel GrabCAD® et adaptée au fémur étudié. Cette démarche nous a permis de créer le deuxième modèle EF d'un fémur équipé d'une telle PTH. Le troisième chapitre détaille les étapes de la conception des modèles EF. Il est consacré à la détermination la plus précise possible du chargement cyclique appliqué à l'articulation. Ce chargement correspond aux efforts exercés lors d'une marche normale considérée comme la sollicitation la plus fréquente chez les personnes d'un âge avancé, porteuses de prothèses[9].

Deux approches ont été envisagées. La première consistait en la reproduction de la marche à l'aide du logiciel OpenSim disponible dans la littérature [10], [11], [12], [13]. La deuxième consistait en la modélisation uniquement du fémur et ces articulations ainsi que les actions, variant dans le temps (direction et norme de la force) des muscles attachés à ce fémur [11], [12],[14]. Ces actions proviennent de la modélisation de la marche OpenSim [10], [13], [15]. C'est la deuxième approche qu'on va adopter dans notre travail.

Dans le quatrième chapitre nous analysons les résultats qualitative et quantitative des calculs EF.

Le dernier chapitre est consacré à la partie expérimentale. Une brève étude comparative entre l'os humain et bovin y est premièrement présentée afin de justifier l'utilisation de ce dernier dans la partie expérimentale.

Le choix de la géométrie des éprouvettes de fatigue est ensuite discuté. Il s'agit également de définir la taille d'une telle éprouvette, suffisamment grande, pour pouvoir effectuer les essais sur une machine de fatigue conventionnelle et, suffisamment petite, pour pouvoir la prélever dans l'os cortical bovin. Puis, il présente toutes les étapes de préparations des échantillons osseux bovins ainsi que les conditions de déroulement des essais de fatigue de l'os cortical en traction. Les résultats d'essais, principalement sous forme de courbes de Wöhler, couronnent ce chapitre. Les conclusions et perspectives à donner à ce travail sont évoquées dans la dernière partie de la thèse là où nous discutons l'ensemble des résultats expérimentaux et numériques obtenus.

Chapitre 1

Étude bibliographique

Introduction

Dans ce premier chapitre une revue de la littérature et une synthèse seront faites. Notre démarche s'articule autour de trois axes principaux.

Le premier concerne la description anatomique et histologique de la cuisse, objet de notre étude. Il permet d'introduire le vocabulaire médical associé et de présenter, d'une manière non-exhaustive, les données de la littérature concernant la résistance mécanique des os.

Le deuxième axe concerne les solutions prothétiques de la hanche et leur évolution au cours des années ainsi que leurs défaillances.

Le troisième, est dédié aux méthodes de modélisation les plus fréquemment employées dans l'évaluation mathématiques des PTH. Des aspects comme la modélisation du comportement des tissu osseux, les interfaces os-implant et os-ciment ainsi que les charges appliquées sont abordées.

1.1 Etude anatomique de la cuisse

Un vocabulaire spécifique est utilisé en anatomie facilitant un repérage dans un corps humain ou animal. Comme dans la géométrie euclidienne, un repère est introduit dans une position standard de l'organisme étudié. Il est défini par trois axes obtenus par l'intersection des trois plans de base. Dans le cas d'organisme humain, ils sont visualisés sur la Figure 1.1 :

- **Le plan sagittal** coupe le corps en parties droite et gauche en passant par la suture des deux pariétaux du crâne, en forme de flèche (d'où son nom).

- **Le plan frontal** est également vertical, comme le plan sagittal, mais sépare la partie antérieure de la partie postérieure du corps.

- **Le plan transverse** est perpendiculaire aux deux autres plans et coupe le corps en une partie inférieure et une partie supérieure

Les trois axes ainsi obtenus sont visualisés sur la Figure 1.1.b. Il s'agit de :

- **L'axe longitudinal**, intersection entre le plan sagittal et frontal, transperce le corps du bas vers le haut ou dans une direction inféro- supérieure (IS).

- **L'axe antéro-postérieur** résulte de l'intersection des plans transverse et sagittal, il se dirige du ventre vers le dos, selon la direction portant le même nom (direction antéro-postérieure-AP).

- **L'axe transversal**, intersection entre le plan transverse et frontal, est perpendiculaires au deux autres axes et forme avec eux un repère orthonormé direct. On associe à cet axe une direction médio-latérale (ML).

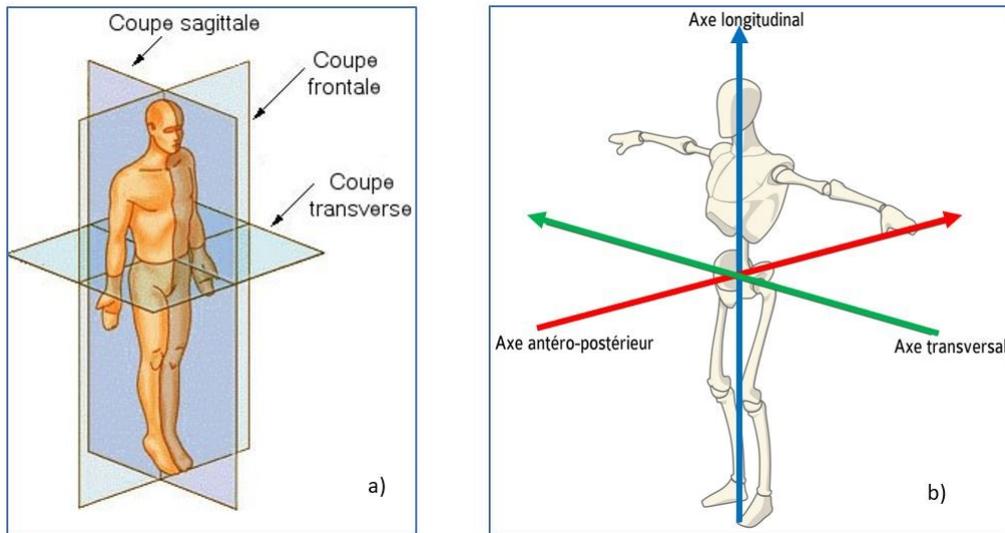


FIGURE 1.1 – a) Définitions des plans[16] et b) des axes anatomiques[17]

Ces définitions seront invariablement utilisées le long de ce manuscrit.

La cuisse est le segment supérieur du membre inférieur. Avec tous ses éléments ostéo-articulaires, capsulo-tendineux et musculaires (Figure 1.2), elle constitue l'un des segments les plus importants dans l'appareil locomoteur du corps humain.

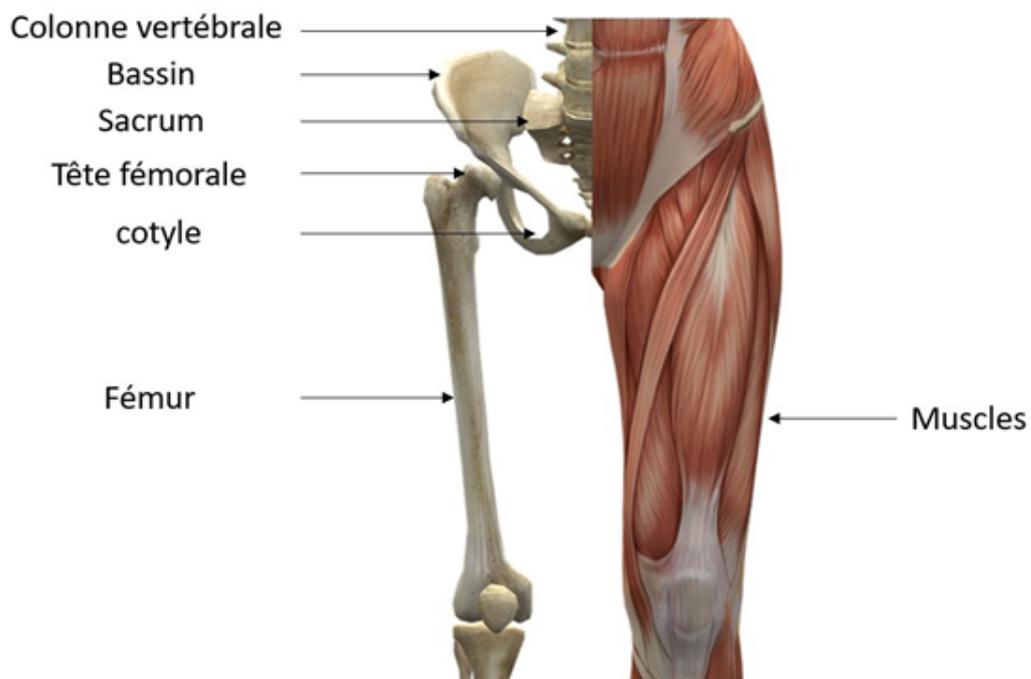


FIGURE 1.2 – Segment supérieur du membre inférieur[18]

Elle est articulée sur le bassin par la hanche en haut et sur la jambe par le genou en bas.

Le bassin est le soutien de la colonne vertébrale à laquelle se lient les membres inférieurs. Il se compose de deux os coxaux latéraux, du coccyx et du sacrum. Au centre de l'os coxal, appelé aussi la cotyle, s'emboîte la tête fémorale.

La capacité locomotrice d'un individu est assurée par l'os fémoral, le plus long et le plus stable du corps humain. Il est enveloppé de masses musculaires charnues donnant à la cuisse cette force locomotrice. Pour répondre à la question de la tenue mécanique de l'articulation de la hanche et de l'os fémoral, il est indispensable de bien comprendre et modéliser le comportement du fémur, ses liaisons avec les autres parties du squelette ainsi que les chargements auxquels cet os est soumis.

1.1.1 Le fémur

Le squelette humain est constitué de 206 os. Il a trois rôles principaux : le soutien et la mobilité grâce à sa participation à l'appareil locomoteur (muscles, articulations. . .), la protection des organes nobles tels que le cœur et les poumons qui sont protégés par la cage thoracique, le cerveau et la moelle épinière par la boîte crânienne et le rachis[19] . Le squelette joue aussi le rôle d'un réservoir en minéral phosphocalcique [20].

On distingue trois types d'os dans le squelette humain :

- Les os longs tels que le fémur et le tibia.
- Les os courts tels que l'os carpiens et tarsiens.
- Les os plats tels que les côtes et l'os iliaque.

Il existe aussi des os de forme irrégulière comme ceux du crâne.

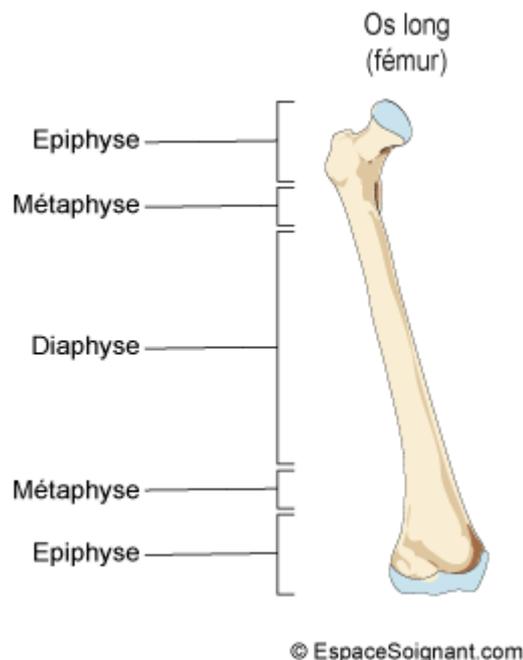


FIGURE 1.3 – Différentes parties du fémur humain[23]

Notre étude porte sur la modélisation de sollicitations mécaniques externes et internes de l'os

fémoral qui, en plus d'être le plus long, est également le plus volumineux du squelette humain. Il assure la transmission du poids du corps du bassin vers le tibia et la dynamique du corps. Le fémur sert fréquemment comme exemple pour la description de la structure et micro-structure de l'os [21].

Comme tous les os longs du squelette humain, il est constitué de la diaphyse, des deux métaphyses et deux épiphyses comme le montre la figure 1.3.

La diaphyse est la partie centrale du fémur constituant l'axe principal (longitudinal) de cet os. Elle est formée principalement d'os compact, creusée par le canal médullaire, rempli de moelle osseuse jaune, et couverte d'une membrane, très riche en vaisseaux nourriciers aidant l'ossification, appelée le périoste.

Les épiphyses sont les extrémités du fémur, elles sont constituées principalement d'os spongieux avec une couche très fine d'os cortical. Elles sont recouvertes de cartilage qui leur permet de s'articuler avec d'autres os en diminuant le frottement.

Les métaphyses sont les parties intermédiaires qui font la jonction entre la diaphyse et l'épiphyse. La composition et la structure de l'os ne sont pas figées. Elles se modifient durant la vie de l'individu en fonction de son âge, des charges mécaniques que l'os supporte mais dépendent aussi de plusieurs facteurs tels que le sexe et l'activité physique. Il s'agit alors d'une structure évolutive et hétérogène [22].

1.1.1.1. Histologie de l'os

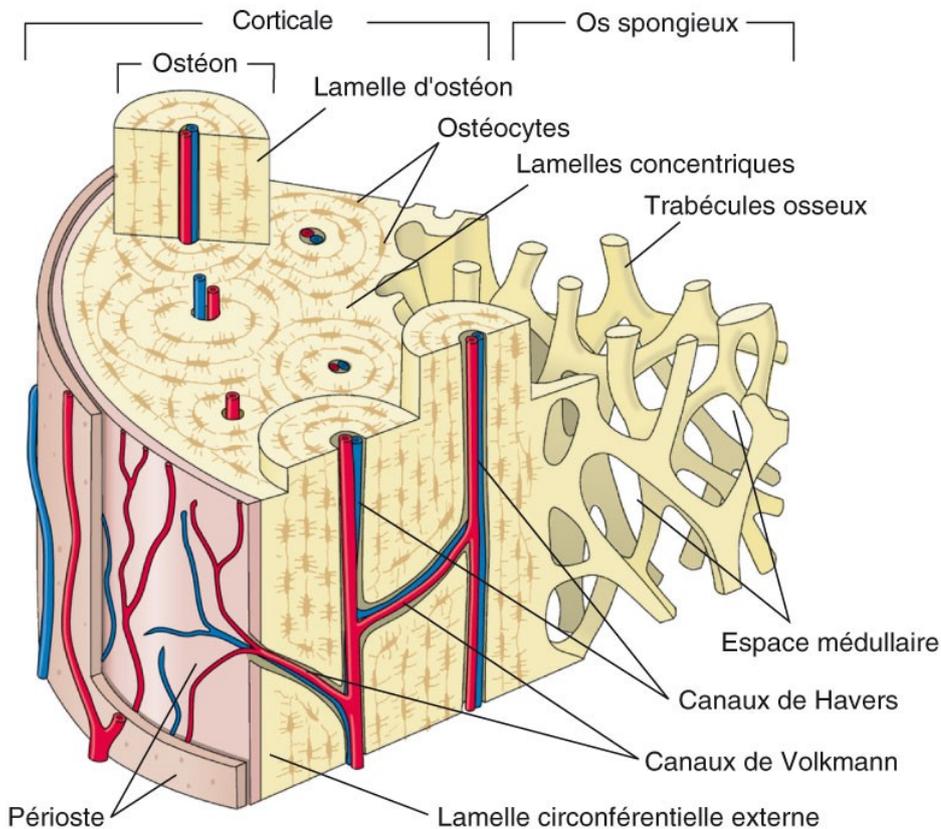


FIGURE 1.4 – Schéma illustrant la structure de l'os[27]

L'os est un matériau biologique unique qui ne se ressemble à aucun matériau. Il est caractérisé par sa structure originale et complexe représentée sur la figure 1.4. Du point de vue structure, il peut être considéré comme un composite naturel[42]. Il est composé d'os cortical, et d'os spongieux.

Nous parlerons alors ici de la macro-hétérogénéité de l'os. L'os cortical ou os compact, représentant 80 % de la masse squelettique, est dense et solide formant la paroi extérieure de tout le fémur et se trouvant principalement au niveau de la diaphyse fémorale. Sa fonction est plutôt mécanique puisqu'il supporte la grande partie du chargement mécanique du corps humain[24]. Il joue également un rôle de protection de la moelle osseuse.

L'os spongieux ou l'os trabéculaire, constitue à peu près 20 % de la masse du tissu osseux, il est responsable de l'homéostasie de l'os et permet le transfert de contraintes vers l'os cortical [25]. Il est connu par sa structure semblable à une éponge ou une mousse à cellule anisotrope et localement hétérogène dont la densité et l'épaisseur varient selon la région [26].

Comme le montre la figure 1.4, il est constitué de travées osseuses formant des cavités contenant à leur tour de la moelle osseuse. Les tissus osseux (cortical et spongieux) sont considérés comme un matériau multi-échelle. La structure hiérarchique de l'os cortical est détaillée d'avantage dans les paragraphes qui suivent.

1.1.1.2. L'os, un composite vivant et évolutif

L'os est un tissu vivant en constant renouvellement. Le phénomène de remodelage osseux est contrôlé par des facteurs hormonaux et par les contraintes auxquelles l'os est soumis. Il est aussi responsable de la régulation de l'équilibre minéral dans le corps humain.

Le processus de remodelage permet le renouvellement tissulaire en réparant les endommagements osseux qui se forment pendant les chargements que le corps subit durant la vie.

A son jeune âge, l'os cortical primaire, dépourvu d'ostéons, est constitué de lamelles orientées d'une manière circonférentielle. A l'échelle microscopique, leur couche organique riche en collagène de type I joue le rôle d'une matrice et la couche minérale à base de cristaux d'hydroxyapatite constitue le renfort [19].

A l'échelle nanométrique, les lamelles sont constituées d'une multitude de couches de fibres de collagène minéralisées de type I qui sont orientées parallèlement dans une couche. Chaque couche a une orientation de fibres différente par rapport aux couches voisines.

Avec l'âge, et sous l'effet du processus de remodelage, l'os cortical primaire se reconstruit pour former le système haversien constitué d'ostéons [28].

L'os cortical humain est majoritairement haversien mais présente une microstructure plexiforme disposée d'une manière circonférentielle au périoste et à l'endoste.

L'os plexiforme est un type de tissu osseux primaire du groupe des tissus osseux lamellaires [29], [30]. Il contient un système de vascularisation plus dense et plus complexe. Ce type de tissu osseux présente également des espaces vasculaires résiduels rectilignes, donnant un aspect de « mur de briques » [150].

La microstructure haversienne est constituée d'ostéons de forme cylindrique d'environ 150 à 250 μm de diamètre (chez l'homme). Les ostéons sont alignés dans la direction axiale de l'os [32].

Au centre de chaque ostéon se trouve une cavité nommée canal de Havers au sein duquel sont situés un ou plusieurs vaisseaux sanguins qui alimentent les cellules présentes dans les lacunes ostéocytaires (Figure 1.4).

Le diamètre du canal de Havers est d'environ 50 μm

Les vaisseaux sanguins des canaux de Havers sont reliés radialement par des vaisseaux sanguins localisés dans les canaux de Volkmann [25].

Cette architecture multi-échelle de l'os est responsable de son comportement mécanique.

1.1.1.3. Propriétés mécaniques de l'os

L'os est caractérisé par sa structure originale et complexe. Les propriétés mécaniques de l'os sont déterminées essentiellement par deux facteurs :

- sa composition, c'est-à-dire les proportions relatives des constituants organiques et inorganiques ;
- son organisation structurelle décrivant la façon dont ses composants sont assemblés [43].

Cette organisation lui confère un comportement anisotrope.

Chaque constituant a des propriétés mécaniques et micromécaniques différentes qui procurent à l'os entier une résistance élevée pour tout type de sollicitations [33].

La phase organique de l'os, principalement le collagène de type I, lui confère sa ténacité : l'os a la capacité à se déformer élastiquement lors de l'absorption d'énergie sans se fissurer [28]. Quant à sa résistance à la déformation, le degré de minéralisation est considéré comme le déterminant principal du module d'élasticité tissulaire de l'os [33].

L'os cortical est un matériau élasto-plastique, anisotrope et non homogène.

La figure 1.5, représentant la courbe conventionnelle contrainte-déformation, illustre son comportement non-linéaire.

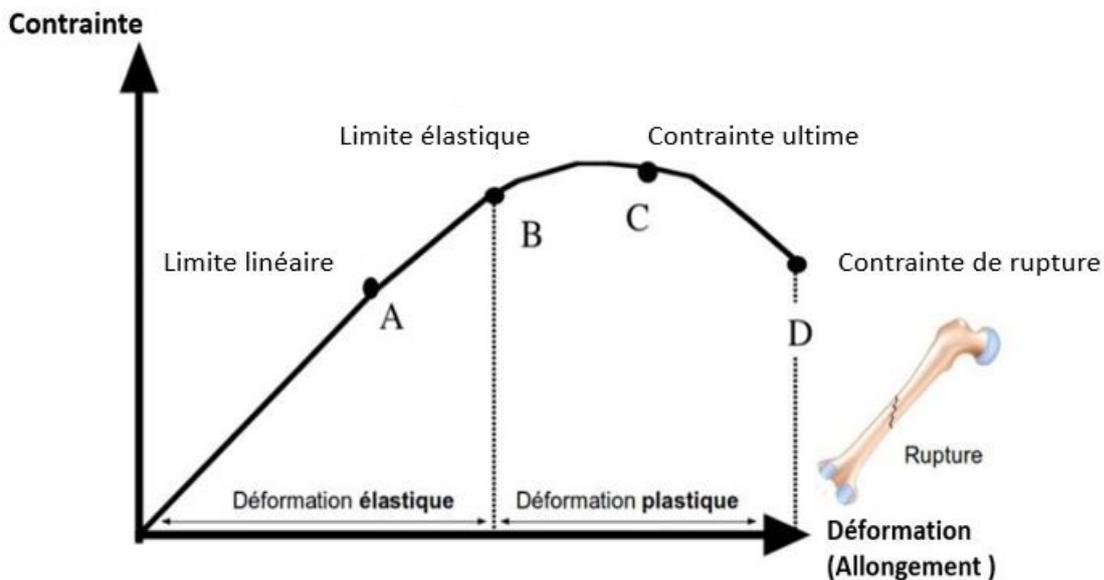


FIGURE 1.5 – Courbe contrainte-déformation de l'os en traction [34]

La relation entre la contrainte et la déformation, appelée loi de comportement, spécifie les propriétés mécaniques de l'os.

La partie linéaire correspond à la réponse élastique de l'os. Autrement dit, la déformation est proportionnelle à la contrainte. Si à ce niveau de chargement l'os est déchargé, il retrouve son état initial. La pente de la partie linéaire de la courbe est une constante appelée module d'élasticité ou module de Young (E), caractéristique de la raideur du matériau et, en théorie, indépendante de la géométrie de l'échantillon étudié.

Entre les points A et B, la relation entre la contrainte et la déformation n'est plus linéaire mais

le matériau garde son comportement élastique.

A partir d'une certaine valeur de contrainte (Point B), la pente de la courbe diminue progressivement, le matériau se déforme d'une manière irréversible. En effet, toute contrainte supérieure à ce point théorique, appelé contrainte à la limite élastique σ_e , entraîne une déformation qui n'est plus intégralement réversible.

Le point C correspond à la contrainte maximale σ_{max} du tissu. L'augmentation de l'allongement de l'éprouvette au-delà du point C conduit à la formation de dommages qui vont se propager jusqu'au point de rupture D du matériau. La contrainte entraînant la rupture du matériau σ_{ult} est appelée contrainte ultime ou contrainte à la rupture.

La déformation à la rupture est appelée ductilité et caractérise la capacité du matériau à se déformer avant la rupture. Cependant dans la plupart des études de la littérature, l'os est considéré comme un milieu élastique et linéaire, malgré sa réponse bien plus complexe discutée plus haut. Dans notre étude, l'os compact est considéré comme élastique linéaire isotrope transverse, tandis que l'os trabéculaire est considéré comme élastique linéaire et isotrope.

Loi de comportement élastique de Hooke

Pour décrire le comportement élastique et linéaire, la loi de Hooke généralisée est utilisée. Elle lie le tenseur des contraintes σ au tenseur de déformation ϵ à travers un tenseur des constantes élastiques \mathbf{C} ou son inverse \mathbf{S} :

$$\sigma = \mathbf{C} : \epsilon \quad (1.1)$$

ou

$$\epsilon = \mathbf{S} : \sigma \quad (1.2)$$

Le nombre de composantes indépendantes des tenseurs de quatrième ordre \mathbf{C} et \mathbf{S} se réduit de 81 à 21. Cette réduction est due à la symétrie de la déformation, de la contrainte et à l'existence d'un potentiel (énergie de déformation).

Le tissu osseux est considéré comme un milieu orthotrope. Pour ce type de symétrie matérielle, le nombre de composantes indépendantes de ces tenseurs est réduit à 9. En introduisant les modules d'ingénieurs, la matrice $[\mathbf{S}]$, de taille 6×6 symétriques, s'écrit alors :

$$[\mathbf{S}] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & -\frac{\nu_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{31}}{E_3} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} \end{bmatrix}$$

où E_1, E_2, E_3 sont les modules de Young dans les trois directions d'orthotropie, G_{12}, G_{13}, G_{23} les modules de cisaillement dans les plans appropriés et ν_{12}, ν_{13} et ν_{23} les coefficients de Poisson.

La relation suivante lie les autres coefficients de Poisson aux modules de Young et les trois coefficients cités plus haut.

$$\frac{\nu_{ij}}{E_i} = \frac{\nu_{ji}}{E_j} \text{ avec, } i \neq j \in 1, 2, 3 \quad (1.3)$$

Nombreuses études expérimentales menées sur l'os [35], [8], [36] montrent que pour certains tissus il existe une symétrie matérielle supplémentaire simplifiant d'avantage leurs comportement. Il s'agit de l'isotropie transverse (ici dans le plan 1-3).

Pour l'os, la direction privilégiée est celle de l'axe de la diaphyse (axe longitudinal – ici l'axe 2). Les propriétés sont donc similaires selon les deux autres directions appelés axes transverses. La matrice de souplesses élastiques s'écrit dans ce cas comme suit :

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & -\frac{\nu_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{31}}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{21}} \end{bmatrix}$$

Dans le paragraphe suivant nous présentons d'une manière non-exhaustive quelques données expérimentales concernant le comportement élastique des os du corps humain.

Propriétés élastiques de l'os

Comme on l'a indiqué précédemment, nous considérons le comportement de l'os cortical comme isotrope transverse, c'est-à-dire possédant des propriétés élastiques transversales (radiale et tangentielle) similaires mais différentes dans la direction axiale (longitudinale). Une telle approche a été adaptée dans plusieurs études antérieures [35], [37], [38], [39].

Les propriétés élastiques dans le cas isotrope transverse de l'os cortical du fémur humain issus de la littérature sont données dans le Tableau 1.1 où E et G sont respectivement le module d'Young et le module de cisaillement.

Quelle que soit l'hypothèse de symétrie matérielle, la valeur la plus élevée du module de Young est celle de la direction longitudinale (L). Elle varie entre 16.50 et 27.50 GPa.

Les variations observées entre ces valeurs peuvent être expliquées par les différences entre les méthodes de mesures utilisées (essais mécaniques [35], [8], [37], [38], [36], ultrason combiné avec la méthode des éléments finis [39] ou aussi de la localisation de l'échantillon dans la diaphyse fémorale).

Pour l'os spongieux, la tête et le col fémoral sont composés de deux groupes trabéculaires comme le montre la figure 1.6.

Le premier appelé trabécule de compression se trouve dans la direction verticale parallèle à l'axe du fémur. Elle absorbe les forces de compression pendant la station debout et la marche. Le deuxième appelé trabécule de tension, permet de résister aux charges de flexion pendant la po-

TABLE 1.1 – Modules d'élasticité de l'os compact (en GPa) dans la littérature (L : direction longitudinale, T : direction transverse (radiale et/ou circonférentielle))

Références	Modules d'élasticité (GPa)			
	E_L	E_T	G_L	G_T
[35]	20.66	10.79	5.40	3.76
[35]	18.84	10.10	5.41	2.88
[8]	23.00	14.00	6.20	4.60
[37]	16.60	9.50	4.70	-
[38]	21.30±1.2	10.60±0.8	5.50±0.3	3.60±0.4
[36]	18.30±4.5	14.10±3.31	3.70±0.4	-
[39]	27.40	18.80	8.70	-

sition statique et durant la marche [40], [41].

Ces deux groupes de trabécules jouent un rôle important dans la sollicitation du fémur et prouvent que les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent de l'emplacement anatomique. L'os spongieux s'avère alors hétérogène. Dans plusieurs études il est également supposé d'être orthotrope [40], [41], [44], [45].

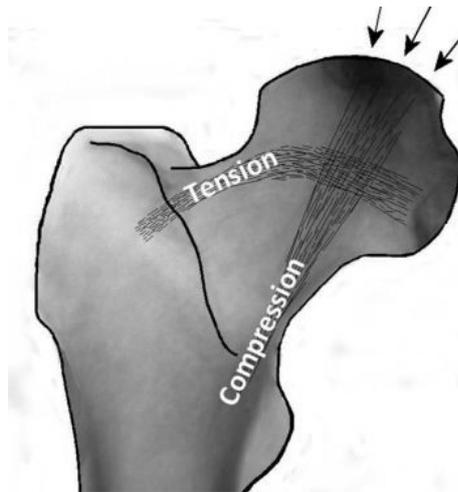


FIGURE 1.6 – Les trabécules internes verticales et horizontales de la tête et col fémoraux [40]

Dans notre étude, nous considérons l'os trabéculaire comme hétérogène mais afin de simplifier la problématique, nous le considérons comme étant isotrope.

Il est supposé que cette simplification influence que faiblement l'état de contrainte dans l'os

cortical, conformément au cahier des charges de notre travail.

Nous présentons dans le tableau 1.2 quelques valeurs du module de Young du tissu spongieux du fémur, tibia et os iliaque humains.

TABLE 1.2 – Données bibliographiques des modules d'élasticité (en MPa) du tissu spongieux humain

Références	Localisation	Module de Young
[46]	Fémur proximal	609
[46]	Fémur distal	1112
[47]	Fémur	Ont conclu que le module des trabécules était inférieur au module de l'os compact
[48]	Fémur	900
[49]	Os iliaque	3170
[50]	Tibia	4590
[51]	Fémur	760

Nous constatons une grande variabilité de la valeur du module de Young de ce tissu allant de 600 à 4600 MPa.

Il est à noter que les caractéristiques mécaniques de la biostructure dépendent de la nature du tissu osseux.

Après avoir présenté un aperçu sur l'histologique et anatomique des os constituant la cuisse, nous présentons une brève description des articulations et des muscles intervenant lors de la marche humaine afin de mieux comprendre leurs rôles dans le transfert du chargement mécanique vers le fémur.

1.1.2 Les articulations

On dénombre environ 400 articulations dans le corps humain. Elles assurent la mobilité relative des organes qu'elles lient. Ces articulations sont constituées de quatre principaux composants : le cartilage, la membrane synoviale, la capsule et le(s) ligament(s). L'os fémoral est relié à deux articulations, l'une proximale la hanche et l'autre distale, le genou.

1.1.2.1. Articulation de la hanche

L'articulation proximale du membre inférieur est nommée articulation de la hanche ou encore articulation coxo-fémorale. Cette articulation peut être considérée comme l'articulation la plus

puissante du corps humain puisqu'elle peut supporter jusqu'à quatre fois le poids du corps [52]. Elle lie la cavité cotyloïde qui se situe au centre de l'os et la tête fémorale qui s'y emboîte fermement (Figure 1.7). Le rôle principal de la hanche est d'assurer la stabilité du bassin. Sa

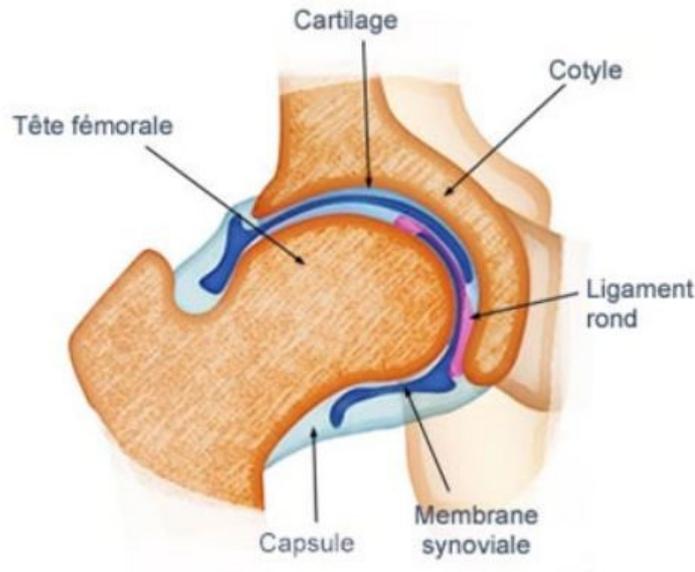


FIGURE 1.7 – Anatomie de l'articulation de la hanche [53]

mobilité reste toutefois importante en permettant trois degrés de liberté rotationnels :

- Flexion-extension
- Abduction-adduction
- Rotation interne-externe

La cuisse peut fléchir à 90 degrés quand la jambe est tendue, et à 120 degrés lorsqu'elle est fléchie. L'extension est limitée à 10 degrés.

L'amplitude normale d'abduction est de 45 degrés alors que celle de l'adduction est de 20 degrés. La rotation latérale est limitée à 45 degrés et la rotation médiale à 35 degrés. Tous ces mouvements sont assurés par les constituants de l'articulation dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Le cartilage, partie essentielle de l'articulation, est dépourvu de fibres nerveuses et constitue une sorte de film protecteur [54] en recouvrant la cotyle et la tête fémorale. Ses principales fonctions sont :
 - Assurer le glissement entre les deux surfaces articulaires ;
 - Minimiser les contraintes mécaniques appliquées sur l'articulation grâce à sa grande capacité d'amortissement et de répartition des forces ;
- La membrane synoviale qui sécrète le liquide synovial a pour fonction de :
 - Réduire la friction en lubrifiant le cartilage ;
 - Absorber les chocs ;
 - Fournir les nutriments et le dioxygène nécessaires aux cellules du cartilage [55] ;
- La capsule articulaire est une enveloppe élastique et fibreuse qui délimite les os en contact et qui assure à l'aide du ligament la stabilité de l'articulation.
- Le ligament rond est un tissu conjonctif et fibreux connu pour sa résistance. Il s'insère dans une profonde fossette située au centre de la tête fémorale. Il est parcouru en profondeur par l'artère qui irrigue la tête du fémur[56].

1.1.2.2. Articulation du genou

Le genou est l'articulation la plus complexe du corps humain. Il s'agit d'une articulation de type charnière-pivot [57].

Elle met en jeu les trois os : fémur, tibia et rotule.

La mobilité de l'articulation du genou est quasiment limitée à des mouvements de flexion- extension de la jambe sur la cuisse. L'amplitude de la flexion atteint son maximum lorsque la hanche est elle-même fléchie à 140 degrés. Une légère rotation interne et externe du genou peut se produire uniquement en flexion.

En extension, le genou est verrouillé et toute rotation demeure impossible.

L'articulation du genou est la réunion de deux articulations rassemblées dans une capsule commune comme le montre la figure 1.8. Il s'agit de :

- L'articulation fémoro-tibiale (entre le fémur et le tibia) qui se subdivise en deux compartiments ; le compartiment fémoro-tibial médial (ou interne) et le compartiment fémoro-tibial latéral (ou externe).

- L'articulation fémoro-patellaire (entre le fémur et la rotule) située entre la face postérieure de la rotule et la partie antérieure de l'extrémité inférieure du fémur, que l'on appelle la trochlée. Il s'agit d'une articulation très sollicitée lors de la flexion / extension du genou [58].

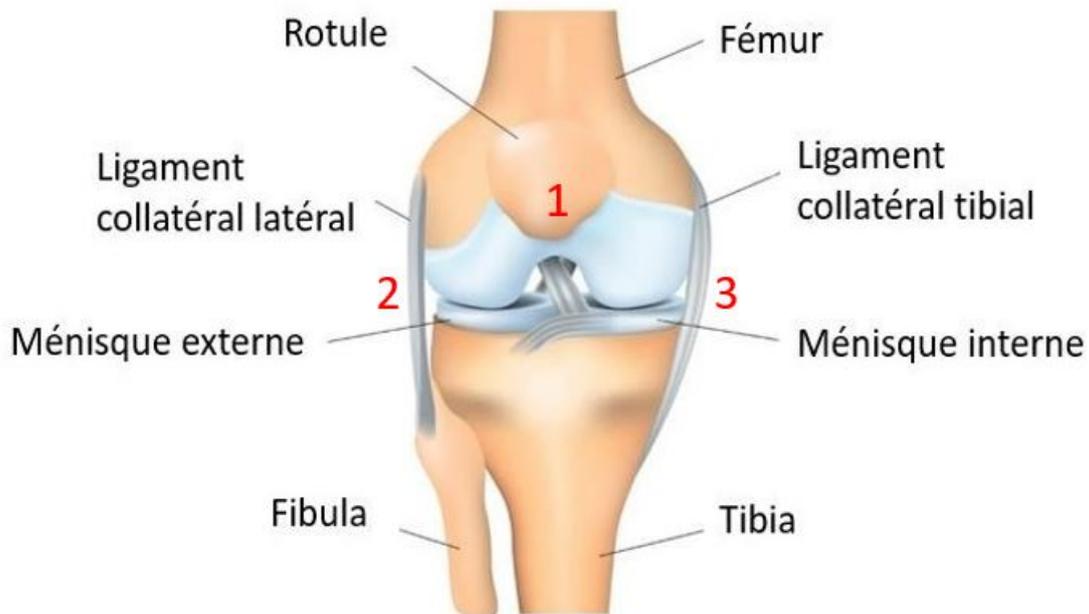


FIGURE 1.8 – Anatomie de l'articulation du genou et illustration des différents compartiments de l'articulation du genou : 1 : Compartiment fémoro-patellaire, 2 : Compartiment fémoro-tibial externe, 3 : Compartiment fémoro-tibial interne[59]

La partie fémorale est constituée de deux condyles externe et interne et la partie tibiale comporte deux plateaux tibiaux interne et externe.

Les ménisques interne et externe s'insèrent respectivement entre les condyles et les plateaux tibiaux interne et externe.

Les ménisques sont des éléments de forme semi-lunaire. Ils sont fibro- cartilagineux, souples et résistants jouant le rôle d'un amortisseur.

Les ligaments de cette articulation peuvent être répartis en quatre groupes [60] :

- Les ligaments latéraux,
- Le ligament antérieur ou ligament rotulien, ou aussi tendon rotulien, qui s'étend du sommet de la rotule jusqu'au tibia ;
- Les ligaments postérieurs ;
- Les ligaments croisés ;

Tous ces constituants renforcent cette articulation et servent à amortir les échanges de charges entre le haut et le bas du corps.

Certes, le fémur et ces deux articulations sus-jacente et sous-jacente constituent un segment important de l'appareil locomoteur de l'homme, cependant, les muscles ont un rôle aussi important en les mettant en mouvement grâce à leurs contractions successives et coordonnées.

1.1.3 Tendons et muscles

Les muscles jouent un rôle essentiel dans la stabilité de la hanche lui permettant de tenir le squelette en position debout.

Chaque muscle a une ou plusieurs fonctions particulières dont le but est d'assurer le mouvement. Les fonctions d'extension, flexion et adduction ont un rôle prépondérant dans la marche normale. Les fonctions de type, rotation interne (rotation médiale), rotation externe (rotation latérale) et abduction ont un rôle accessoire dans la marche mais sont très importants dans les activités sportives comme le ski, la natation ou encore la course.

1.1.3.1. Les muscles fléchisseurs

Le tableau 1.3 présente les différents muscles fléchisseurs (**le psoas-iliaque, le couturier, le droit antérieur et le gastrocnémien**), Les muscles fléchisseurs de la hanche se situent en avant du plan frontal passant par le centre articulaire. Ils sont très actifs pendant la progression de l'individu vers l'avant [61], [62], [63], [64].

Le psoas-iliaque est le muscle fléchisseur le plus puissant de la hanche.

Sa contraction concentrique est déterminante pour soulever le pied du sol et accélérer la cuisse vers l'avant.

Le couturier (Sartorius) est aussi principalement un muscle fléchisseur de la hanche et accessoirement un abducteur-rotateur externe.

Il permet le mouvement de l'articulation de la hanche et du genou.

Bien qu'il soit situé dans le compartiment antérieur de la cuisse, il ne doit pas être confondu avec un muscle extenseur de la cuisse.

Le droit antérieur (Rectus Femoris) constitue un élément du muscle quadriceps de la cuisse qui agit comme un fléchisseur puissant de la hanche mais seulement lorsque le degré de flexion du genou est important.

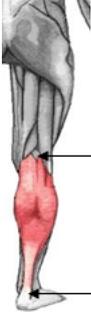
Le gastrocnémien constitue un élément du muscle triceps.

Il s'agit d'un gros muscle situé dans la partie postérieure de la jambe.

Postérieurement, c'est le plus superficiel des muscles de la jambe formant le gros du mollet.

D'autres muscles tels que le pectiné, le moyen adducteur, et les faisceaux antérieurs du petit et du moyen fessier, interviennent dans l'action de la flexion de la jambe mais nous ne les citons pas dans cette partie car ils ne sont pas considérés comme muscles fléchisseurs.

TABLE 1.3 – Les muscles fléchisseurs

Muscles(origine,insertion)	Fonction
<p>Psoas-iliaque</p>  <p>Fosse iliaque interne, face latérale des corps vertébraux</p> <p>Petit trochanter (fémur)</p>	<p>-Fonction principale : Flexion/stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe</p>
<p>Le couturier</p>  <p>L'épine iliaque, partie antéro-supérieur de l'aile iliaque (bassin)</p> <p>Surface médiale du tibia proximal via le fémur</p>	<p>Fonction principale : Flexion de la cuisse/Flexion de la jambe -Fonction secondaire :Rotation externe et abduction de la cuisse/ Rotation interne du genou quand ce dernier est fléchi</p>
<p>Le droit antérieur (Rectus femoris)</p>  <p>Épine iliaque antéro-inférieure, bord supérieur de l'acétabulum de l'os de la hanche</p> <p>Tubérosité du tibia (via le ligament patellaire)</p>	<p>-Fonction principale : Flexion de la cuisse -Fonction secondaire : Extension de genou</p>
<p>Gastrocnémien</p>  <p>-Surface postérieure du calcanéum via le tendon calcanéen(pied) Tête latérale : Surface postéro-latérale du condyle latéral du fémur</p> <p>-Tête médiane : Surface postérieure du condyle fémoral médial</p> <p>Surface postérieure du calcanéum via le tendon calcanéen(pied)</p>	<p>-Fonction principale : Extension de la jambe et du pied</p>

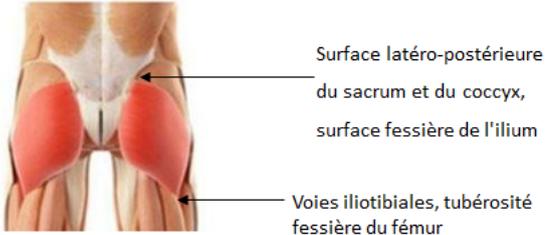
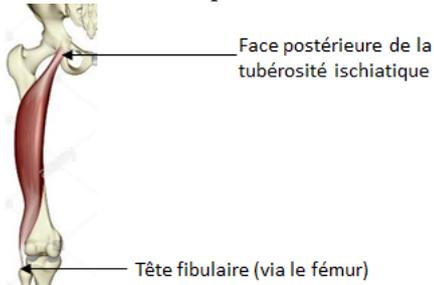
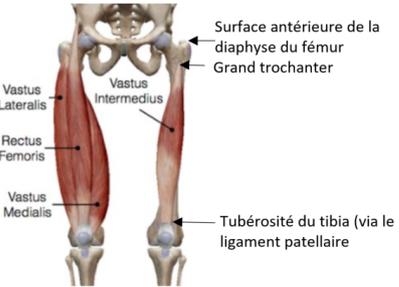
1.1.3.2.Les muscles extenseurs

Dans le tableau 1.4, les informations concernant le **grand fessier**, le **biceps fémoral**, le **vaste latéral**, le **vaste médial** et le **vaste intermédiaire** sont résumées.

Les muscles extenseurs de la hanche sont situés à l'arrière du plan frontal en passant par le centre de l'articulation.

Ils se contractent dès la fin de changement d'appui et demeurent actifs pendant presque toute la phase où le pied est en contact avec le sol [61], [62], [63], [64].

TABLE 1.4 – Les muscles extenseurs

Muscles(origine,insertion)	Fonction
<p style="text-align: center;">Grand fessier</p> 	<p>-Fonction principale : extension/adduction de la cuisse (partie inférieure) / -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse /abduction de la cuisse (partie supérieure)</p>
<p style="text-align: center;">Biceps fémoral</p> 	<p>Fonction principale : Extension de la cuisse /Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse/Rotation externe de la jambe</p>
<p style="text-align: center;">Vaste médial,Vaste latéral,Vaste intermédiaire</p> 	<p>-Fonction principale : Extension de la jambe</p>

Le grand fessier est le muscle le plus volumineux et puissant du corps. C'est le principal extenseur de la cuisse, aidé dans son action par le moyen et petit fessier.

Le biceps fémoral est un long muscle de la face postérieure de la cuisse et appartenant au groupe des ischio-jambiers.

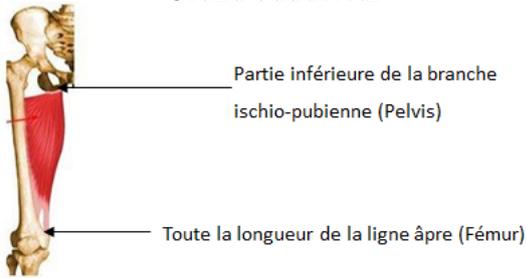
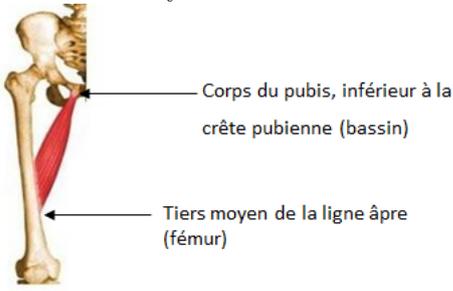
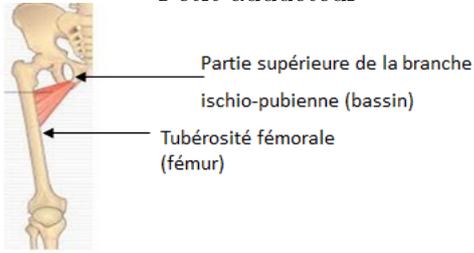
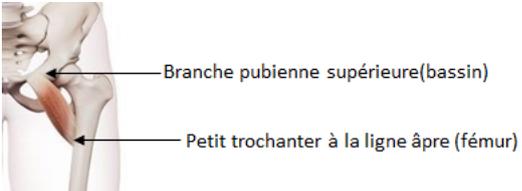
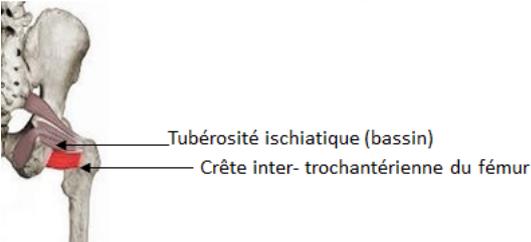
Comme son nom l'indique, ce muscle est constitué de deux têtes, l'une étant profondément enfoncée dans l'autre. Chaque tête a une origine et une innervation différentes, mais partageant la même insertion.

Le vaste latéral, le vaste médial et le vaste intermédiaire constituent des éléments du quadriceps de la cuisse couvrant presque tout le côté antérieur et les côtés latéraux et médians du fémur.

Le quadriceps fémoral est un groupe de muscles extrêmement puissants et principalement extenseurs (sauf le droit antérieur).

1.1.3.3. Les muscles adducteurs

TABLE 1.5 – Les muscles adducteurs

Muscles(origine,insertion)	Fonction
<p>Grand adducteur</p>  <p>Partie inférieure de la branche ischio-pubienne (Pelvis)</p> <p>Toute la longueur de la ligne âpre (Fémur)</p>	<p>-Fonction principale : Adduction de la cuisse /Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Flexion de la cuisse /Rotation externe et interne de la cuisse</p>
<p>Moyen adducteur</p>  <p>Corps du pubis, inférieur à la crête pubienne (bassin)</p> <p>Tiers moyen de la ligne âpre (fémur)</p>	<p>-Fonction principale : Adduction de la cuisse /Flexion de la cuisse/ Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse</p>
<p>Petit adducteur</p>  <p>Partie supérieure de la branche ischio-pubienne (bassin)</p> <p>Tubérosité fémorale (fémur)</p>	<p>-Fonction principale : Adduction de la cuisse /Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse</p>
<p>Le pectiné</p>  <p>Branche pubienne supérieure(bassin)</p> <p>Petit trochanter à la ligne âpre (fémur)</p>	<p>-Fonction principale : Adduction de la cuisse /Flexion de la cuisse/ Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation interne et externe de la cuisse</p>
<p>Muscle carré fémoral (quad fem)</p>  <p>Tubérosité ischiatique (bassin)</p> <p>Crête inter- trochantérienne du fémur</p>	<p>-Fonction principale : Adduction de la cuisse / Stabilise la tête du fémur dans l'acétabulum -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse</p>

Le tableau 1.5 présente ce type de muscles. Il regroupe **les trois adducteurs**, **le pectiné** et **le muscle carré fémoral**. **Les muscles adducteurs** de la hanche sont situés en dedans du plan sagittal et en dessous de l'axe antéro-postérieur passant par le centre de l'articulation. Ils se contractent dès que le pied commence à perdre contact avec le sol.

Ils assistent aussi les fléchisseurs de la hanche pour accélérer le mouvement de la cuisse. Ils interviennent aussi dans la stabilisation du pelvis. Les muscles adducteurs sont nombreux et puissants notamment le grand adducteur. Les ischio-jambiers, bien qu'ils soient principalement extenseurs de la hanche et fléchisseurs du genou, ont une composante d'adduction très importante. Le droit interne, le grand fessier, le carré fémoral, les moyen et petit adducteur possèdent également des composantes d'adduction plus ou moins importantes [61], [62], [63], [64].

Les trois adducteurs; le grand, le moyen et le petit adducteur, sont des muscles puissants qui tournent la cuisse vers l'extérieur et qui servent à ramener la cuisse vers le plan médian du corps.

Le pectiné est un muscle plat qui se trouve dans la partie supéro-médiale de la cuisse antérieure. En raison de sa double innervation, le pectiné est l'un des rares muscles classés dans deux compartiments à la fois, l'antérieur et le médial.

Le muscle carré fémoral est un muscle de la région fessière, de forme rectangulaire.

Même s'il s'agit d'un petit muscle, le carré fémoral stabilise l'articulation de la hanche en maintenant la tête du fémur en place.

1.1.3.3. Les muscles abducteurs

Le tableau 1.6 présente les muscles abducteurs. Il indique **le moyen fessier**, **le petit fessier**, **le muscle jumeau** et **le muscle piriforme**.

Les muscles abducteurs de la hanche sont situés en dehors du plan sagittal et au-dessus de l'axe antéro-postérieur passant par le centre de l'articulation.

Ils stabilisent le pelvis dans les plans frontaux et s'activent juste avant le contact du talon controlatéral. Ils limitent respectivement l'inclinaison et la rotation du pelvis.

Le moyen Fessier appartient au groupe des muscles fessiers, il s'agit un grand muscle en forme d'éventail situé dans la hanche postérieure.

Il est le principal abducteur de la hanche et stabilise le bassin en position debout et en marchant.

Le petit fessier appartient aussi au groupe des muscles fessiers, c'est un petit muscle triangulaire situé dans la région postérieure de la hanche.

Ce muscle est un important stabilisateur du bassin dans le cycle de la marche.

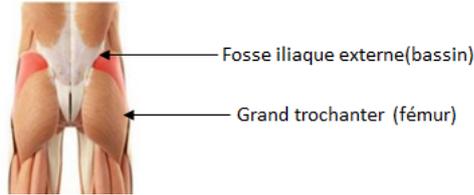
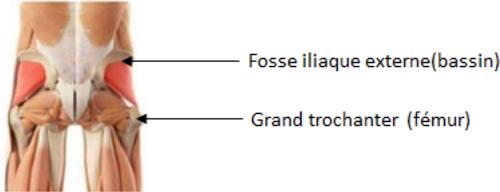
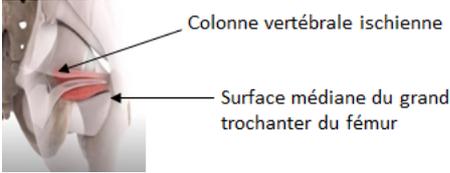
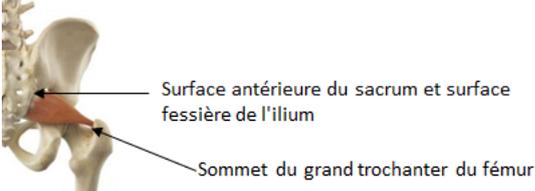
Le muscle jumeau (Gem) est un petit muscle situé au fond du bassin postérieur constitué de deux muscles : gémellus supérieur et inférieur qui sont d'apparence similaire comme leur nom l'indique.

Ces muscles ont pour fonction commune de stabiliser l'articulation de la hanche.

Le muscle piriforme est un muscle de la région fessière qui se trouve au plus profond du muscle grand fessier. Ce muscle est responsable de la stabilisation de l'articulation de la hanche et du mouvement de la cuisse dans différentes directions.[61], [62], [63], [64].

Avec cette partie nous clôturons la présentation anatomique et histologique du membre inférieur et nous passons à la présentation des solutions prothétiques de la hanche et leurs défaillances.

TABLE 1.6 – Les muscles abducteurs

Muscles(origine,insertion)	Fonction
<p>Moyen fessier</p> 	<p>-Fonction principale : Abduction de la cuisse / Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe /Extension et flexion de la cuisse/ Rotation interne et externe de la cuisse</p>
<p>Petit fessier</p> 	<p>-Fonction principale : Abduction de la cuisse / Stabilisation du bassin -Fonction secondaire : Rotation externe /Extension et flexion de la cuisse/ Rotation interne et externe de la cuisse</p>
<p>Muscle jumeau</p> 	<p>-Fonction principale : Abduction de la cuisse / stabilise la tête du fémur dans le cotyle -Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse</p>
<p>Muscle piriforme</p> 	<p>-Fonction principale : Abduction de la cuisse (à partir d'une hanche fléchie / Stabilise la tête du fémur dans le cotyle - Fonction secondaire : Rotation externe de la cuisse</p>

1.2 Solutions prothétiques de la hanche et leur défaillance

1.2.1 Les prothèses totales de la hanche

L'industrie de fabrication de prothèse de la hanche a connu un essor considérable au cours des dernières décennies. Plusieurs modifications ont été réalisées sur la configuration géométrique mais également sur les choix des matériaux prothétiques. La littérature de l'évolution de la prothèse totale de la hanche est très riche mais son étude reste déroutante à cause de la grande diversité.

Comme il a été mentionné dans l'introduction, en 1950, Austin Moore était le premier à mettre en place la prothèse totale de la hanche. Sa prothèse est constituée d'une tête métallique portée par une tige fémorale qui s'insère dans le canal médullaire comme le montre la figure 1.9.

Quelques années plus tard, Mac Kee s'est basé sur le modèle de Moore a proposé sa prothèse qu'il a fait évoluer pendant des années (Figure 1.10). Il a tout d'abord éliminé les fenêtres de la tige fémorale. Puis il a opté pour une nouvelle tête fémorale qui roule dans une coque métallique vissée dans le cotyle [1].

En 1960, John Charnley a révolutionné le domaine de l'orthopédie avec sa prothèse innovante en se basant sur de nouveaux matériaux, un nouveau type de fixation au ciment et un re-



FIGURE 1.9 – Prothèse totale d’Austin Moore [65]



FIGURE 1.10 – Évolution de la prothèse de Mac Kee [1]

dimensionnement de la tête prothétique (plus petite). Il a réussi à trouver un équilibre satisfaisant entre les trois risques majeurs liés à l’utilisation d’une prothèse : usure, descellement et luxation.

Sa prothèse totale de la hanche est constituée de trois parties : la cupule, la tête fémorale et la tige fémorale (Figure 1.11) :

- La cupule est une pièce creuse qui s’intègre dans le bassin recevant la tête prothétique,
- La tête prothétique est la partie qui s’articule avec la cupule pour former l’articulation prothétique. Elle peut être indépendante ou non de la tige. On les différencie par leur diamètre

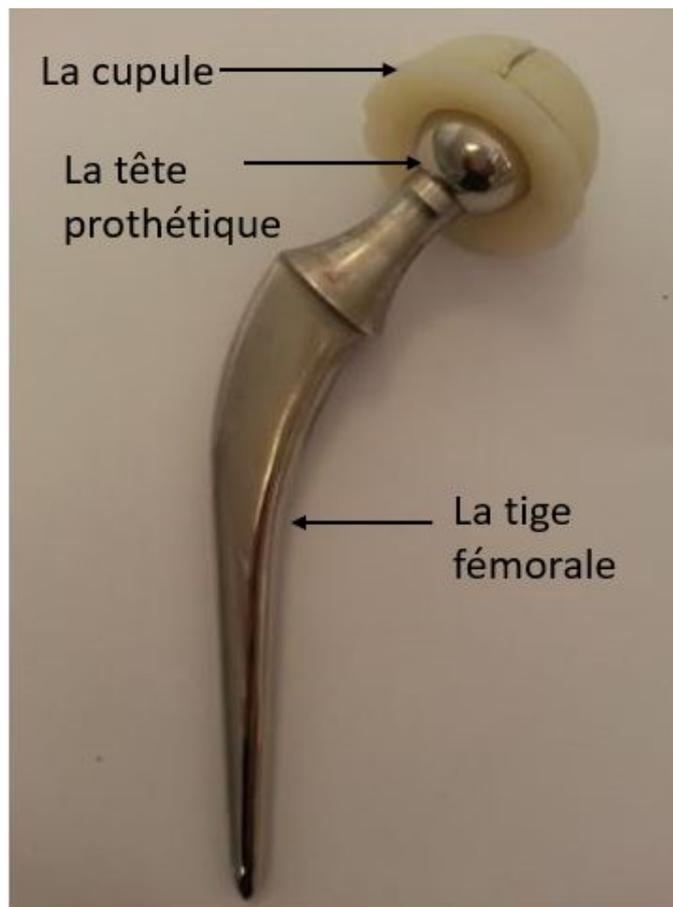


FIGURE 1.11 – Prothèse de Charnley [55]

conventionnel (22mm, 28mm, 32mm) et leurs compositions.

- La tige fémorale est la partie basse qui s'introduit dans le canal médullaire.

Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide d'un ciment acrylique ou bloquée en force [67]. Charnley a donc proposé au monde orthopédique non seulement une prothèse à basse friction, obtenue grâce au roulement d'une tête métallique de petit diamètre sur un cotyle épaisse en polyéthylène (d'où un faible taux d'usure) mais aussi un nouveau moyen de fixation des composants par un ciment acrylique. Il a également initié une nouvelle voie d'abord par la section de l'os trochantérien, pour retendre les muscles fessiers, puis par la diminution des risques de luxations en diminuant le diamètre de la tête fémorale prothétique [67].

Depuis les années 70 jusqu'à aujourd'hui, on a proposé un grand nombre de prothèses de la hanche sur le marché ressemblantes ou inspirées de celle-ci mais qui sont différentes les unes des autres par la forme de la tige, leurs architectures, par l'aspect de sa surface ou par leurs matériaux.

Pour notre étude, nous avons choisi la prothèse totale de hanche de Charnley qui a fait ses preuves et qui ne cesse de donner de bons résultats surtout pour les personnes âgées de plus de 65 ans [66].

Les buts essentiels de la prothèse sur les plans clinique et mécanique sont : premièrement débarrasser le patient de son handicap et puis garantir une forte résistance aux efforts. Il est donc nécessaire d'avoir une géométrie et un matériau éliminant toute concentration de contraintes en

zone fragile. Les matériaux utilisés doivent être biocompatibles et résistants à la corrosion et aux fractures.

Les matériaux les plus utilisés sont les métaux (tête prothétique, tige fémorale), les céramiques (la cupule, la tête prothétique) et les polymères (la cupule, la tête prothétique) [68].

Les métaux utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est généralement en titane.

Cet alliage présente une excellente biocompatibilité. Il présente également une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée. Pour la tige cimentée, l'alliage chrome cobalt est le plus utilisé. Les céramiques sont généralement l'alumine et la zircone.

Le principal polymère utilisé pour les cupules est le polyéthylène (PE) haute densité [68], [69]. Plusieurs couples de matériaux ont été utilisés pour maîtriser le frottement et l'usure entre la tête fémorale et la cupule dans le cotyle. Dans la liste ci-dessous, le premier matériau est celui de la tête et le second est associé à la cupule.

- Le couple Métal/Polyéthylène est le plus employé malgré son taux de débris d'usure important.

- Le couple Céramique/Céramique provoque le moins d'usure parmi les combinaisons utilisées. Cependant, les prothèses en céramique sont réputées fragiles. Toutefois, l'amélioration de la céramique, de la forme de la prothèse et du mécanisme de fixation à l'os a permis de résoudre une grande partie des problèmes rencontrés avec l'utilisation de ce couple de friction Céramique/Céramique [70].

- Le couple Métal/Métal provoque peu d'usure, crée peu de problèmes de différence de longueur du membre, de décentrage, de destruction osseuse et de risques de luxation [70].

Mais ce couple reste trop rigide pouvant entraîner du stress-shielding au niveau du cotyle [71].

- Le couple Céramique/Métal produit moins de débris d'usure qu'une tête en métal emboîtée dans une cupule en métal [72].

1.2.2 Les défaillances des PTH

Les PTH actuelles donnent une satisfaction sur plusieurs années notamment pour les personnes âgées sollicitant peu leur prothèse. Mais chez les sujets jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, plusieurs complications mènent à une ré-opération. Les indications de la reprise chirurgicale sont multiples. Selon les études [73] et [74], les complications les plus fréquentes sont :

- Le relâchement mécanique, ou encore descellement, de la prothèse,
- Les fractures péri-prothétiques,
- L'infection de la prothèse par un phénomène de rejet,
- L'usure et/ou l'ostéolyse,
- La luxation.

Les indications moins fréquentes, ou secondaires, correspondent à :

- Des erreurs techniques,
- Des fractures de l'implant.

Leurs pourcentages sont représentés dans le graphe (1.12) ci-dessous :

Cette statistique montre que les fractures péri-prothétiques représentent la deuxième cause de ces complications. Elles sont dues à l'endommagement du tissu osseux provoqué par le chargement répété ou à la fatigue mécanique de l'os.

Le descellement de la prothèse est causé essentiellement par la résorption osseuse dont plusieurs facteurs peuvent être à l'origine comme l'excès ou l'insuffisance de contraintes. Pour les prothèses non cimentées, la cause principale du décèlement est l'absence de fixation initiale suite à un sous-dimensionnement ou à la mauvaise reproduction de la forme de l'os. Pour les prothèses cimentées,

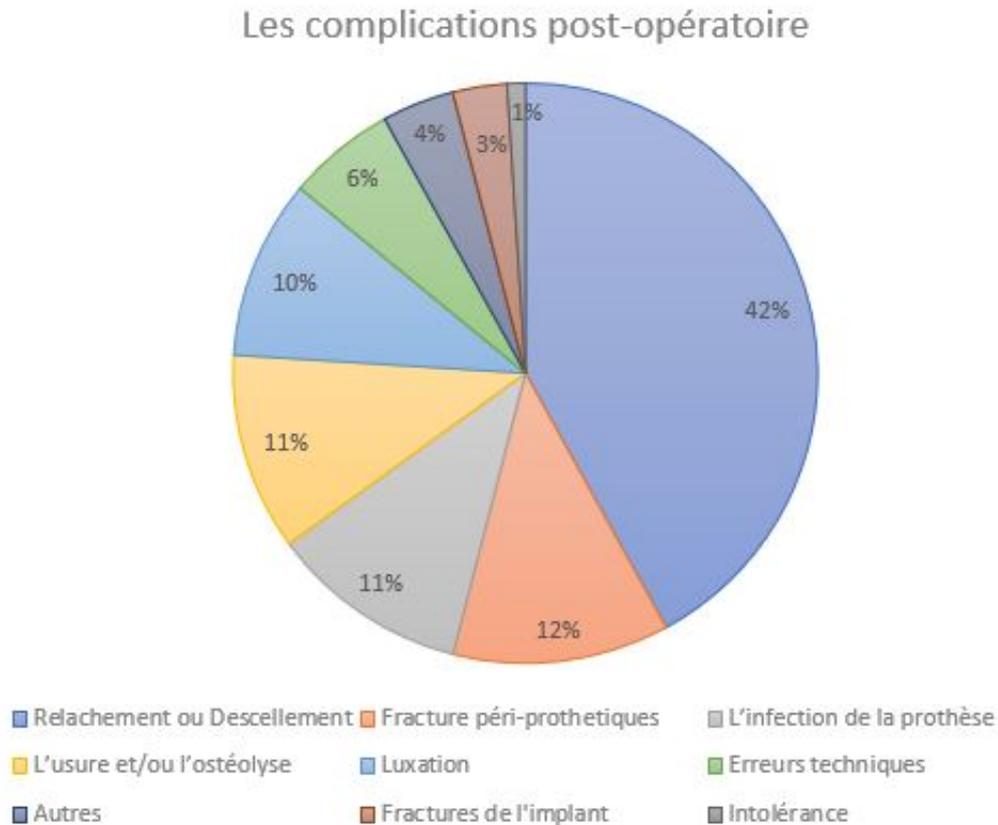


FIGURE 1.12 – Les complications post-opératoires [73],[74]

nous distinguons un descellement entre le ciment et l'os et entre la prothèse et le ciment. Certes, le ciment acrylique a des caractéristiques physiques et mécaniques faisant de lui un excellent matériau d'ajustage capable de transmettre à l'os les contraintes qu'il reçoit de la prothèse, cependant il s'agit bien d'un matériau fragile et cassant qui supporte mal les contraintes de flexion et de traction [69], [75].

Les fractures péri-prothétiques sont une complication majeure à plus ou moins long terme. Elles sont la conséquence, lors d'une chute banale le plus souvent, de la fragilité osseuse due à la fatigue de l'os au voisinage de la prothèse, de la sénescence ou de l'ostéolyse péri-prothétique générée par l'usure des implants [76].

L'usure due au frottement de la tête fémorale à l'intérieur de la cupule entraîne la libération de particules responsables de réactions inflammatoires locales. Elle provoque une migration de la tête et donc une inégalité de longueur entre les membres inférieurs du patient, ce qui favorise le descellement et la luxation.

La luxation peut apparaître suite à des problèmes mécaniques liés à la prothèse elle-même (son type, sa géométrie et son positionnement) ou aussi au tissu de soutien.

En effet la stabilité de l'articulation est assurée par des ligaments et des muscles, leurs faiblesses peuvent contribuer au déboitement de l'articulation [77].

1.3 Méthodes de modélisation d'un fémur contenant une prothèse et résultats des études antérieures

L'analyse par éléments finis (AEF) est l'une des méthodes importantes concernant les études de répartition des contraintes au niveau de la prothèse et l'os qui l'entoure afin de prédire et remédier aux défaillances. Plusieurs modèles ont été établis que ce soit pour les prothèses cimentées ou ostéo-intégrées. Les modèles de la littérature diffèrent par :

- la géométrie de la prothèse
- les matériaux constitutifs de la prothèse
- les conditions aux limites appliquées

La majorité des modèles s'intéressent à la fatigue et à l'usure des prothèses et non pas à la fatigue du tissu osseux qui l'entoure. C'est le cas de l'étude de [78] où la performance de quatre formes de tiges a été comparée à celle d'une forme de tige couramment utilisée, développée par Charnley.

L'os cortical est considéré comme isotrope transverse et l'os spongieux comme isotrope. Pour l'analyse statique, une charge est appliquée sur la surface de l'implant. Une charge du muscle abducteur a aussi été appliquée sur la zone proximale du grand trochanter ainsi qu'une force de réaction au niveau de l'épiphyse distal du fémur dans la direction longitudinale du fémur. Pour l'analyse dynamique, la charge de la marche en fonction du temps a été appliquée durant 5s au niveau de la tête fémorale.

Ses résultats montrent que toutes les formes de tiges sont sûres par rapport à la rupture par fatigue.

Sous chargement statique et dynamique, la prothèse de Charnley satisfait bien les critères de rupture et de fatigue et la tige en titane Ti-6Al-4V a également donné une meilleure distribution de contrainte sous chargement dynamique.

Dans [8], une comparaison du comportement d'un fémur ostéoporotique avec et sans prothèse a été présentée. L'os cortical est considéré comme isotrope transverse et l'os spongieux est considéré comme isotrope. Dans cette étude, l'interface os-ciment est considérée en adhérence et l'interface ciment-implant est modélisée en contact avec un coefficient de frottement $\mu = 0.1$.

Le cas de charge simulant la phase d'appui monopodal de la marche est appliqué aux deux modèles au centre de la tête fémorale et de la tête prothétique ainsi que l'activité musculaire lors de la marche de trois muscles a été appliquée sur le fémur selon les trois axes.

Les résultats ont bien montré une perturbation de la transmission des efforts dans le fémur ostéoporotique. Dans le cas du fémur avec implant, les résultats révèlent des zones de sur-contraintes du côté latéral de la diaphyse proximale et des zones de sous-contraintes se situant sous le col de la prothèse et sur le col latéral de la diaphyse distale.

D'autres études ont été consacrées aux effets de la flexibilité des tiges, de la rigidité et de la réactivité des os sur le processus de remodelage osseux autour des tiges non cimentées et aussi la relation entre le phénomène du « stress shielding » et la résorption osseuse autour des tiges fémorales [79], [80].

La prothèse en titane est supposée être entièrement liée (ostéo-intégrée) au fémur. Trois cas de charge sur un cycle de chargement quotidien sont pris en compte. Selon cette étude [8], la quantité de résorption osseuse autour de la tige est également affectée par la rigidité de l'implant et la rigidité osseuse initiale, et les tiges flexibles réduisent la résorption osseuse mais pourraient provoquer des résultats pires que la maladie elle-même. Cependant toutes ces études biomécaniques présentent certaines limitations. D'une manière générale, nous trouvons un cas de chargement simulant une seule phase de la marche telle que la simulation de la phase monopodale [8], [81],

[82].

Dans les études antérieures, le nombre de forces musculaires appliquées est généralement inférieur à trois, Colgan, D [83] précise l'existence de seulement quelques études modélisant la force des muscles autres que les abducteurs. Selon [80], 3% des études modélisent 3 muscles ou plus. La majorité de ces chargements est donc une représentation simplifiée excluant les muscles antagonistes ou regroupant les forces qui en résultent.

Ce chargement est généralement appliqué au centre de la tête prothétique ce qui n'est pas totalement vrai.

1.3.1 Motivation de l'étude

Dans notre étude, nous prenons en considération l'application des forces de tous les muscles intervenant au cycle de marche, à notre connaissance, choses qui n'avaient pas été bien analysées et développées auparavant.

La modélisation de l'interface os-implant a un effet important sur les résultats, un bon modèle d'interface devrait être capable de reproduire le même environnement mécanique entre l'implant et le fémur.

La modélisation par éléments finis du contact os-implant peut s'effectuer sous trois formes : nœud-nœud, nœud-surface et surface-surface [84], [85], [86].

Ces types d'interaction peuvent décrire un contact frictionnel sans adhésion correspondant à l'interface non-ostéo-intégrée. Elle peut aussi se faire en utilisant un maillage continu représentant le cas de l'ostéo-intégration [87], [88].

Dans notre étude nous traitons ces deux types d'interactions. Nous détaillons dans les prochains chapitres les étapes de construction des modèles éléments finis pour la compréhension de l'effet de la mise en place de la prothèse sur le comportement de l'os cortical.

Chapitre 2

Création de la géométrie du fémur et de la prothèse

Introduction

L'un des principaux objectifs de ma thèse est de modéliser par élément finis un fémur avec implant afin de résoudre numériquement et représenter analytiquement le comportement biomécanique de sa structure osseuse complexe lors d'un chargement simulant la marche humaine normale.

Dans la littérature, plusieurs travaux ont été consacrés à l'étude des efforts et des contraintes dans le fémur et l'articulation de la hanche à l'aide des modèles éléments finis [8] [90] [89].

Afin de prédire la détérioration précoce et augmenter la durée de vie des solutions prothétiques, il est nécessaire d'étudier l'influence de la mise en place d'une prothèse totale de hanche et en déduire son impact sur le comportement biomécanique du tissu osseux compact qui l'entoure.

Pour répondre à cette problématique, deux modèles ont été construits : le premier est celui d'un fémur sain, le deuxième portant une prothèse dont la géométrie est inspirée du modèle de Charnley. La comparaison des champs mécaniques de ces deux configurations nous permettra de proposer des optimisations possibles de cette solution prothétique.

Ce chapitre détaille les différentes étapes de la construction des modèles géométriques utilisés pour le fémur et la prothèse.

2.1 Technique de la tomographie

La reconstruction géométrique des structures osseuses peut se faire avec plusieurs méthodes dont les plus utilisées en biomécanique sont [91] :

- La méthode classique basée sur l'utilisation des logiciels de CAO
- La méthodologie médicale basée sur des images de tomographie ou d'imagerie à résonance magnétique

Dans le présent travail, nous nous intéressons à ces deux méthodes.

La tomographie est une technique d'imagerie non destructive, de référence en termes de précision. Elle utilise un faisceau des rayons X monochromatique traversant l'échantillon et formant une image sur le détecteur numérique.

L'image formée dépend du taux d'absorption des différentes régions de l'échantillon.

L'atténuation du rayon X dépend principalement de la densité du milieu, de sa composition

atomique et de l'énergie du faisceau et répond à la loi (2.1) ci-dessous :

$$I = I_0 \times e^{(-\mu L)} \quad (2.1)$$

où :

I_0 est l'intensité de rayon X à l'entrée

I est l'intensité de rayon X à la sortie

μ représente le coefficient d'atténuation linéique de l'objet

L correspond à l'épaisseur du milieu traversée.

2.2 Création du modèle osseux

2.2.1 Récupération de la géométrie d'un fémur humain

Le tomographe utilisé (Scano médical : GE. NANOTOMS) est illustré dans la figure 2.1.



FIGURE 2.1 – Scanner micro-tomographique, Nanotom S

Cet appareil de troisième génération, disponible au laboratoire de nano et microtomographie (AGH Université des Sciences et Technologies, Cracovie), utilise une source de rayon X en cône et un détecteur plan comme le montre la figure 2.2.

Les détecteurs mesurent le rayonnement traversant le corps, pendant que le couple tube-détecteurs tourne. A chaque tour, ils vont enregistrer des milliers d'informations à partir desquels l'ordinateur reconstitue une maquette numérique en trois dimensions [91].

Grâce à l'algorithme de reconstruction, un ensemble d'images est créé, contenant des portions successives d'un objet tridimensionnel. Le fémur humain de notre étude provient d'un cadavre d'un individu âgé de 36 ans.

Le tableau 2.1 résume les paramètres concernant le donneur du fémur obtenu pour la construction du modèle numérique.

Le fémur n'a pas été nettoyé, ce qui indique qu'il contient également des fragments de tendons,

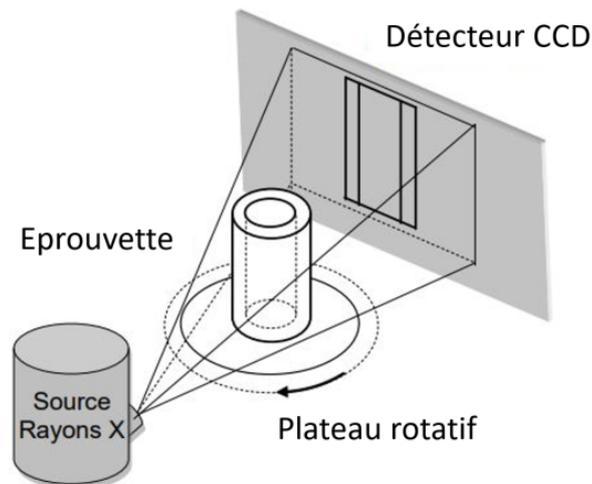


FIGURE 2.2 – Principe de fonctionnement du tomographe

TABLE 2.1 – Paramètres du fémur scanné

Age	36
Sexe	Masculain
Cause de la mort	Suicide
Coté du membre inférieur	Droit
Poids	80 Kg
Taille du fémur	46 cm
Observations	Sain, aucun antécédent de troubles du fémur

du cartilage articulaire, des tissus et de la graisse.

L'examen tomographique a été fait par Pr. Sebastian Wronski au sein du laboratoire de nano et microtomographie (AGH Université des Sciences et Technologies, Cracovie).

En raison de la résolution submicronique de ce scanner et de la taille relativement importante de l'os, il était impossible de réaliser la tomographie du fémur en entier.

Par conséquent, avant la mesure, l'os a été coupé en 4 morceaux, comme le montre la figure 2.3, et chaque morceau a été mesuré séparément avec les mêmes précisions et paramétrages de balayage de la machine.

Les mesures ont été faites à une tension d'alimentation de tube à rayons X de 140 kV, un courant de 140µm et un voxel de volume $3 \times 3 \times 3 \mu\text{m}^3$. Le nombre total de projections est de 1600 et la mesure a pris 4h pour chaque morceau du fémur. Afin de pouvoir identifier les différents tissus osseux et construire le modèle élément finis, il est nécessaire de traiter les images obtenues.

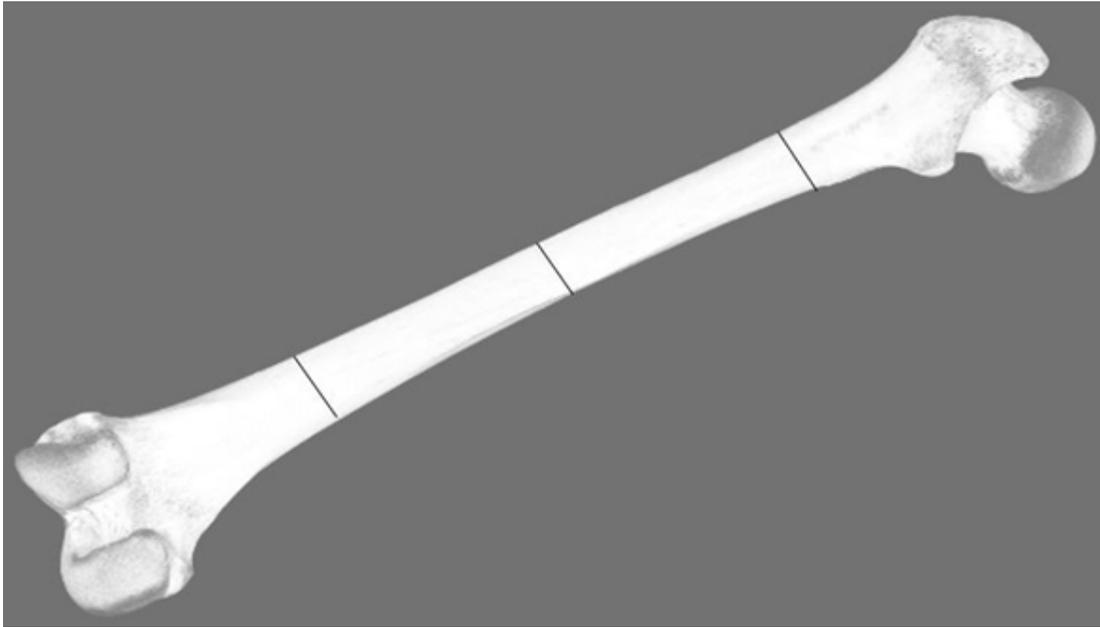


FIGURE 2.3 – Découpe du fémur en 4 parties pour le scanner

2.2.2 Etapes de traitement d'image

Le traitement d'images peut différer en fonction de l'objet scanné et des résultats recherchés. Dans notre cas le traitement d'images du fémur réalisé par Pr .Wronski a été fait en suivant les étapes décrits dans le paragraphe ci-dessous.

2.2.2.1 Binarisation par seuillage

La binarisation est une étape primordiale dans la procédure de traitement d'image post scan. Elle consiste à séparer l'image obtenue par tomographie pour identifier les zones d'intérêt [210]. Elle peut se faire de plusieurs manières et le seuillage (threshold) reste la méthode la plus simple et la plus utilisée.

Nous distinguons deux types de seuillage :

- un seuillage global, où on a la possibilité de choisir un seul seuil à utiliser dans toute l'image pour la diviser en deux classes (image et fond) ;
- un seuillage local où les valeurs des seuils sont déterminées localement c'est-à-dire pixel par pixel ;

Notre objectif est d'identifier les zones de l'os compact, de l'os spongieux et de la moelle osseuse grâce à une différence significative de leurs caractéristiques physiques et structurelles propres. Nous nous intéressons en particulier à la fraction minérale d'os, qui a une influence directe sur sa solidité et la direction du transfert de charge mécanique.

Afin de séparer la zone qui nous intéresse, il est nécessaire de sélectionner une valeur seuil qui nous permettra d'identifier des zones de pixels avec une luminosité donnée. Cependant, en raison de la diffusion et de la réfraction des rayonnements ionisants, ainsi que des imperfections de l'algorithme de reconstruction, les frontières entre les objets, de capacités d'absorption différentes, sont floues. Il n'est donc pas possible de déterminer la frontière nette entre la zone de la fraction minérale de l'os compact, la graisse et le fond. Le choix de la valeur seuil est alors basé sur une évaluation subjective et sur l'expérience de l'évaluateur, à moins qu'il ne soit basé sur un

des algorithmes de seuillage local (par exemple Otsu, Niblack) ou global (par exemple Huang, MaxEntropy).

Lors du choix de la valeur seuil pour la fraction minérale osseuse, il est important de tenir compte du fait que les petites trabécules osseuses appartenant à la zone de l'os spongieux, qui forment une architecture complexe de la microstructure osseuse, doivent également être marquées.

2.2.2.2 Séparation de la zone osseuse du fond

La première étape consiste à séparer la zone osseuse du fond et des tissus externes adjacents. Pour cela, nous effectuons une opération de binarisation afin de sélectionner une zone osseuse externe bien définie et de déterminer ainsi les limites de l'os.

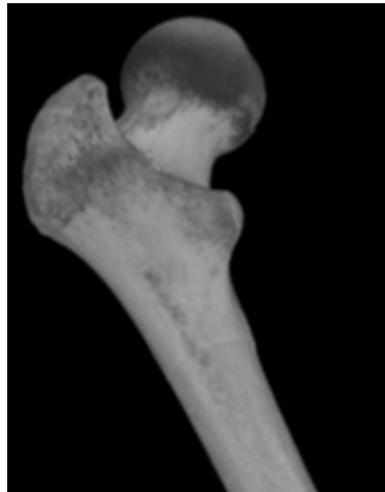


FIGURE 2.4 – Image tomographique floutée après l'opération « Mean Blur »

Ensuite, grâce à l'opération Mean Blur 2.4, le masque binaire est rendu flou pour fermer les pores et les canaux des vaisseaux et des nerfs (naturellement présents dans l'os) pour former une structure fermée.

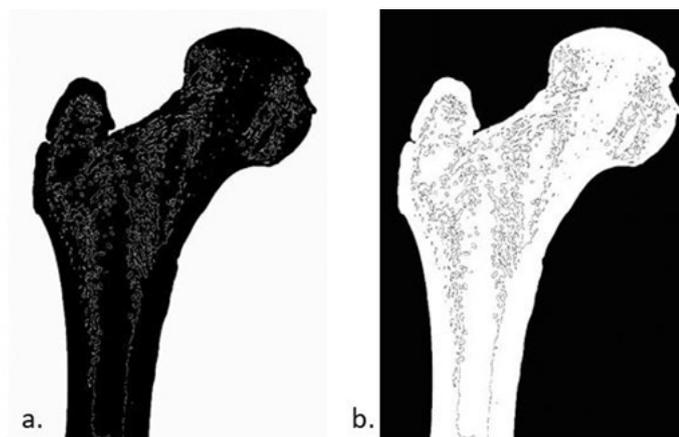


FIGURE 2.5 – Images tomographiques après l'opération d'érosion du masque a) avant inversement de l'image b) après inversement

Un autre seuillage a été fait qui nous a permis de restaurer la forme externe de l'os. L'intérieur

de l'os a été rempli grâce à une opération d'érosion du masque (qui élimine les pixels isolés et érode les contours).

L'inversement de l'image est nécessaire pour pouvoir enfin effectuer l'opération de remplissage de la zone de fond comme le montre la figure 2.5.

Nous obtenons alors une zone osseuse remplie avec une structure interne rugueuse, qui va ensuite être lissée par une opération spécifique « Gaussian Blur » et un seuillage approprié.



FIGURE 2.6 – Image tomographique finale de l'os séparé du fond

Grace à l'opération « bit à bit AND » avec le masque final et une image tomographique native, on obtient l'os séparé du fond avec une structure interne préservée comme le montre la figure 2.6.

2.2.2.3 Séparation de l'os spongieux et compact

La différenciation quantitative de l'os compact et spongieux n'a jamais été bien définie, elle a été le sujet de discussion de plusieurs chercheurs.

En 1892, Wolf [93] a considéré que l'os compact est simplement un os spongieux plus dense. La classification du tissu osseux comme compact ou trabéculaire est basée principalement sur la porosité P de l'échantillon d'os [94] définie par l'expression 2.2

$$P = \frac{V_p}{V_0} \quad (2.2)$$

où V_0 est le volume de l'échantillon caractérisé et V_p le volume des pores. La fraction volumique de la matière osseuse V_{mat} par rapport au volume de l'échantillon V_0 est connue sous l'abréviation courante de BTVV et est définie par l'expression 2.3 :

$$BTVV = \frac{V_{mat}}{V_0} \quad (2.3)$$

Les deux définitions sont liées par la relation évidente suivante 2.4 :

$$P + BVTV = 1 \quad (2.4)$$

En supposant que la densité du tissu osseux de l'échantillon est homogène et que les pores sont vides, le paramètre BVTV peut être évalué en fonction de la densité apparente de l'échantillon ρ_{app} et de la densité du tissu osseux ρ_{mat} .

$$BVTV = \frac{V_{mat}}{V_0} = \frac{m \cdot \rho_{app}}{m \cdot \rho_{mat}} = \frac{\rho_{app}}{\rho_{mat}} \quad (2.5)$$

D'après plusieurs études [95], [96], [97], [201], l'os ayant une fraction volumique de solide inférieure à 70% est classé comme spongieux, celui de plus de 70% est considéré comme compact. Généralement, si le taux de porosité est inférieur à 15% l'os est considéré comme compact. Cependant, la distinction entre un os compact très poreux et un os trabéculaire très dense est un peu arbitraire. La porosité de l'os compact est due principalement aux canaux ostéonaux, aux canaux de Volkmann et aux ostéocytes et lacunes de résorption. Sa densité apparente est d'environ $1,8 \text{ g cm}^{-3}$ [94].

La porosité de l'os spongieux est due aux larges espaces vasculaires et inter-trabéculaires de la moelle osseuse, sa densité apparente varie de 0,1 à 1,2-1,3 g cm^{-3} [99].

En 2008, Zioupos et al [94] a proposé une délimitation quantitative indépendante et sans équivoque entre l'os spongieux et l'os cortical. La relation entre ρ_{app} et ρ_{mat} qu'ils ont établi montre un point d'inflexion à environ $\rho_{app}=1.3 \text{ g cm}^{-3}$ correspondant à $BVTV = 0,70$.

Les valeurs de ρ_{app} et BVTV supérieures à ces seuils indiquent l'appartenance à l'os compactes, les valeurs inférieures désignent le tissu osseux spongieux.

Séparation de l'os spongieux

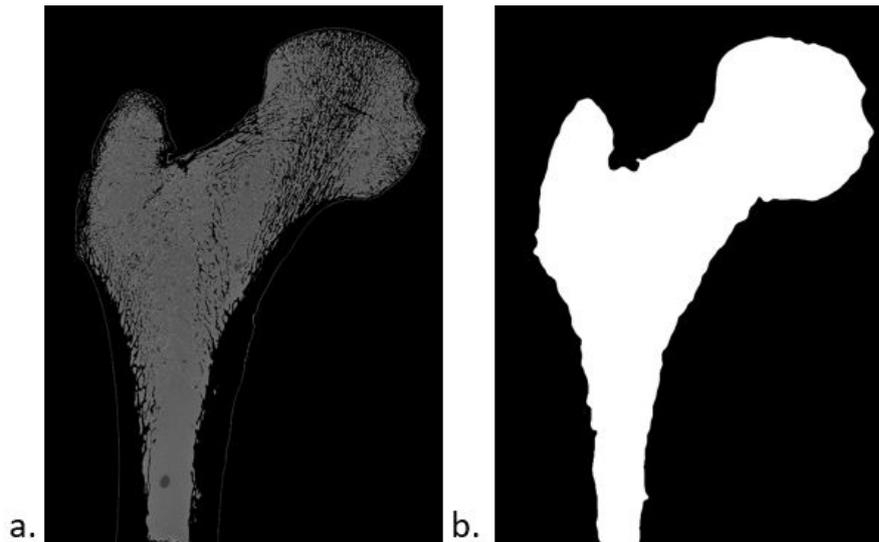


FIGURE 2.7 – Séparation de l'os spongieux a. image tomographique après seuillage b. image tomographique après l'opération « Gaussian Blur »

L'os spongieux est une zone composée d'une matrice cellulaire, caractérisée par une basse absorption, et d'une phase minérale d'une structure trabéculaire.

Il est possible de séparer le domaine d'une basse absorption par une opération de seuillage de domaines à basse absorption (figure 7.a). En utilisant l'opération Gaussian Blur, nous diluons ce domaine pour obtenir le masque de l'os spongieux (figure 2.7).

Séparation de l'os compact



FIGURE 2.8 – Séparation de l'os cortical

L'os compact est caractérisé par une structure minérale dense avec une très faible porosité. Pour cette zone, la visualisation par tomographie globale de l'os de la structure interne est impossible.

Par conséquent, il faut traiter cette zone comme homogène d'un point de vue mécanique et topologique.

Pour le modèle EF, cette zone doit être identifiée par rapport à l'os spongieux.

Le masque de l'os cortical (figure 2.8) est obtenu par la méthode de soustraction du masque de l'os global et de l'os spongieux.

2.2.2.4 Création de la grille surfacique

La création de modèles surfaciques à partir d'une pile de données est faisable grâce aux logiciels spécialisés. Dans notre cas, le logiciel ImageJ, avec un plug in 3D Viewer, a été utilisé. Un modèle surfacique est créé (figure 2.9) après la lecture du masque binaire de l'os. Ce modèle surfacique a été ensuite sauvegardé sous un format STL.

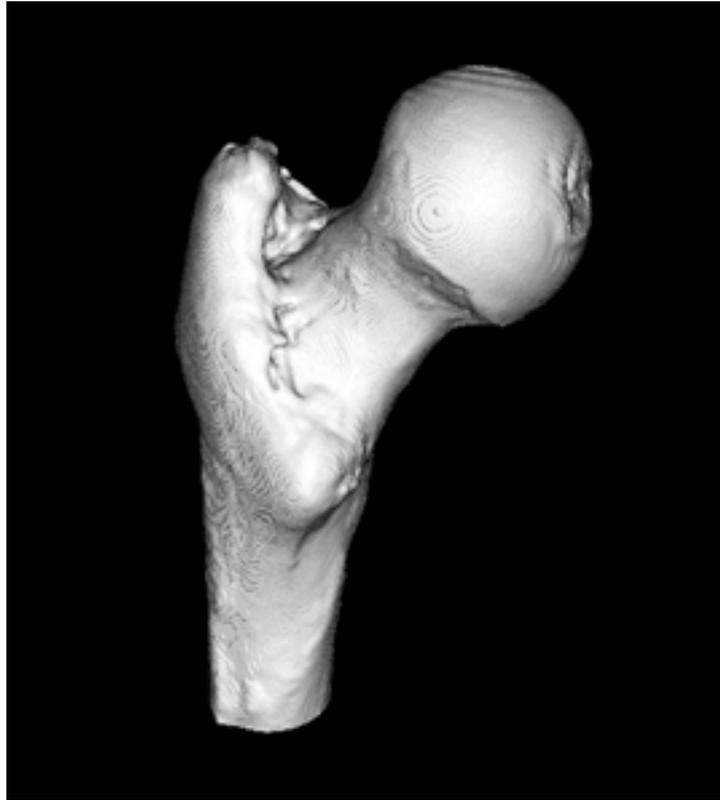


FIGURE 2.9 – Création du modèle surfacique



FIGURE 2.10 – Prothèse de Charnley et géométrie récupérée du logiciel GrabCad®

2.3 Création de la prothèse

La géométrie de la prothèse totale de hanche a été récupérée dans le logiciel GrabCAD® , sous forme de fichier « .stp ». La figure 2.10 ci-dessous montre la prothèse de Charnley et la géométrie de la prothèse récupérée.

Cette dernière nécessitait des modifications afin de pouvoir créer le maillage comme le montre la figure 2.10. La géométrie a été modifiée en utilisant deux logiciels, CATIA® et Abaqus®.

La géométrie et dimensions de cette prothèse ne correspondent pas au fémur étudié. Les principales modifications géométriques apportées à la prothèse initiale sont les suivantes :

- Élimination des creux au niveau de la tige fémorale (voir figure 2.10),
- Élargissement du plateau du col de la tige fémorale,
- Augmentation des diamètres de la bille et de la cupule,
- Allongement de la tige fémorale.

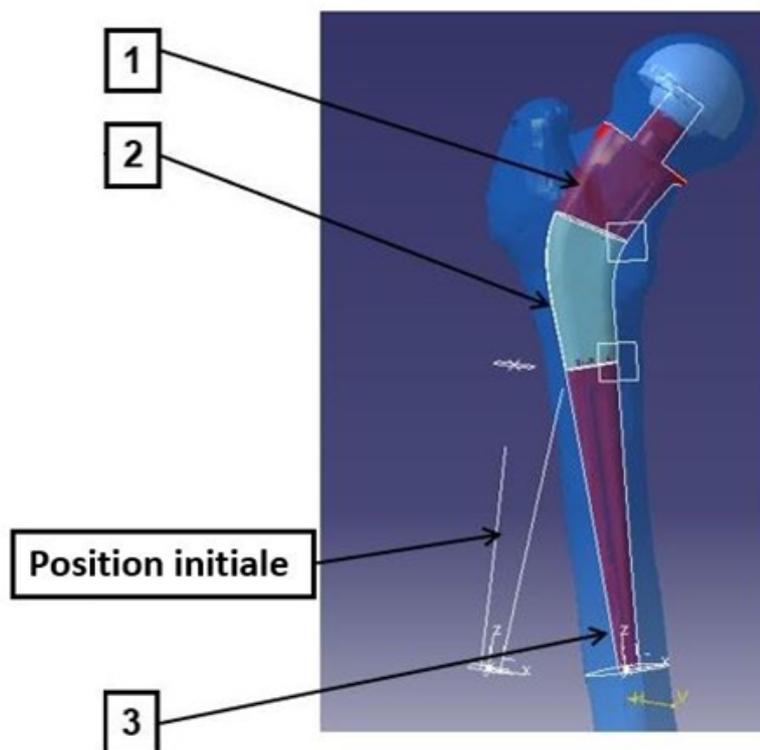


FIGURE 2.11 – Adaptation de la géométrie de la prothèse

Pour l'adapter à l'os, nous avons divisé la prothèse en trois parties (figure 11) :

- La partie supérieure 1 (en bordeaux sur la figure 2.11)
- La partie coudée 2 (en bleu clair) servant de connexion des deux extrémités (parties 1 et 3)
- La partie inférieure ou tige fémorale 3 (en bordeaux)

La courbure de la tige fémorale était trop faible par rapport à celle de l'os scanné.

Pour la corriger, la partie supérieure a été placée par rapport à l'os de telle manière que le centre de la tête fémorale et de la sphère (bille) de la prothèse soient confondues.

L'extrémité inférieure (tige fémorale) a ensuite été placée, par une opération de rotation, dans le

canal médullaire du fémur. Les deux parties ont été ensuite connectées par la partie coudée en corrigeant progressivement l'orientation de ses sections. La figure 2.12 illustre la géométrie ainsi obtenue.

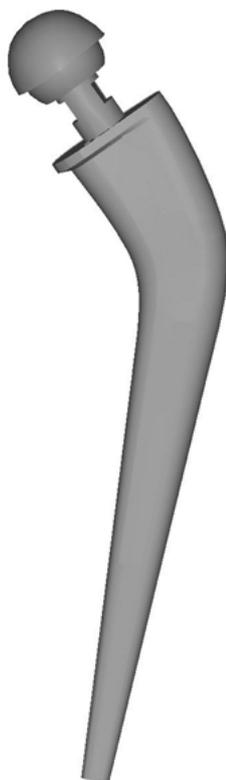


FIGURE 2.12 – Géométrie de la prothèse totale de hanche finale

Le modèle de la prothèse se compose de trois parties indépendantes

- La cupule, insérée dans la partie creuse du bassin
 - La bille remplaçant la tête fémorale est insérée dans la cupule
 - La tige fémorale est implantée à l'extrémité supérieure du fémur dans le canal médullaire
- Le tableau 2.2 ci-dessous résume les dimensions finales de la prothèse.

TABLE 2.2 – Dimensions finales de la prothèse

	Cupule	Bille	Tige fémorale
Longueur (en mm)	-	-	180
Diamètre (en mm)	25	22	-

2.4 Création de la géométrie du fémur amputé de la tête

Après l'obtention des géométries du fémur et de la prothèse, nous passons à la simulation de l'ostéotomie. Il s'agit d'une opération chirurgicale de découpe de la tête fémorale afin de pouvoir procéder au placement et au positionnement de la prothèse dans le canal médullaire.

Pour une fonction postopératoire optimale de la hanche, une reconstruction anatomique des bras de levier est impérative. Cela nécessite une analyse de l'anatomie individuelle et une planification préopératoire [100].

En pratique, en chirurgie, la planification préopératoire des prothèses totales de hanche (analyse du centre de rotation, de l'axe fémoral, du diamètre du condyle de l'axe du col) permet aux chirurgiens de bien déterminer le type de prothèse, son angulation ainsi que la hauteur de la coupe fémorale.

2.4.1 Planification préopératoire

Traditionnellement, la planification opératoire se fait en deux dimensions (2D) à l'aide de papier calque transparent, sur films ou informatisés, appliqués sur une radiographie calibrée du bassin comme le montre la figure 2.13. Avec le développement informatique, des logiciels sont

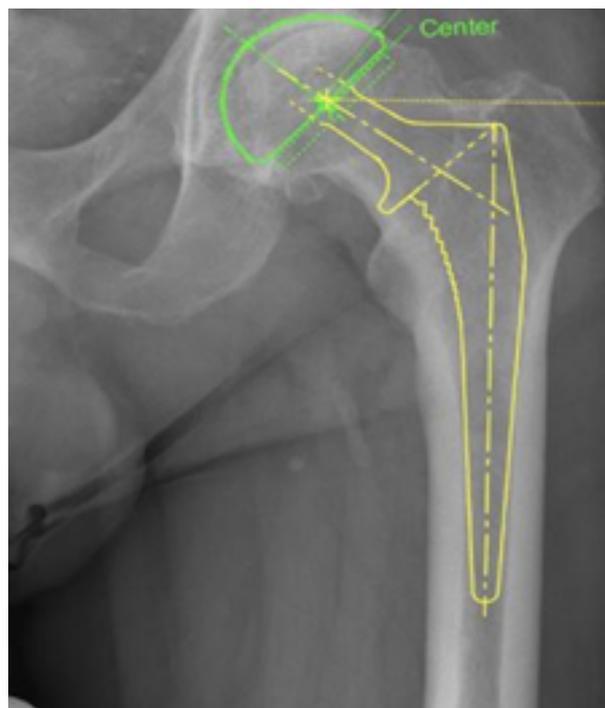


FIGURE 2.13 – Planification sur une radio de face de hanche [100]

utilisés, depuis peu, dans la planification en 3D des prothèses (figure 14). Cela nécessite la réalisation d'un scanner du bassin et des membres inférieurs selon un protocole établi afin de déterminer les paramètres utiles à une planification dans les trois plans de l'espace.

Le chirurgien peut ainsi planifier avec précision les dimensions de la prothèse, anticiper les difficultés opératoires et reconstruire au mieux l'anatomie de la hanche.

L'inconvénient de cette planification 3D, mise à part son coût élevé, est lié à l'irradiation subie par le patient. Faire un scanner représente en effet une irradiation d'environ 600 mGy ce qui

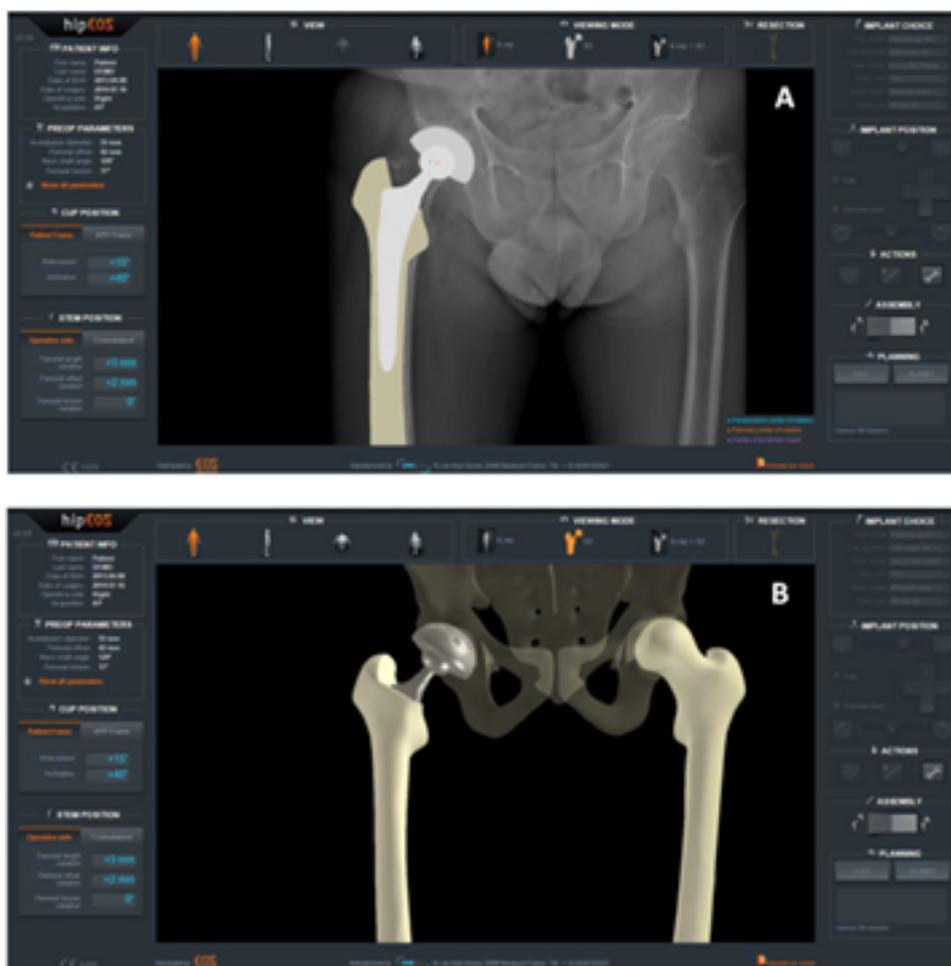


FIGURE 2.14 – Planification 3D à l'aide d'un logiciel spécifique [101]

correspond à 4 radiographies du bassin [100].

2.4.2 Déroulement de l'opération

Au cours de l'opération, le chirurgien commence par la luxation de la hanche pour dégager la tête fémorale, le col et la cotyle.

Il passe ensuite au repérage du petit trochanter et de la ligne de coupe (ostéotomie), qui se situe à 1 cm au-dessus du petit trochanter vers la base du haut trochanter. L'angle de coupe est de 45° par rapport à l'horizontale c'est-à-dire 135° par rapport à l'axe de la diaphyse [102].

L'utilisation d'une prothèse d'essai est nécessaire pour vérifier cette ligne. En effectuant l'ostéotomie, il est nécessaire de prendre en considération l'angle d'antéversion (jambe vers l'avant) de 10° à 15° .

Le canal médullaire est préparé, par jeu de râpes, à l'insertion de la tige fémorale. La râpe permet au chirurgien de découper des rainures longitudinales dans l'os cortical pour obtenir une surface de contact plus importante et assurer un support cortical à la prothèse [103].

La dernière étape avant l'insertion de la prothèse est la perméabilisation du fut diaphysaire.

2.4.3 Simulation de l'ostéotomie

Afin de travailler selon les normes en vigueur, nous avons respecté au mieux le protocole de l'insertion de la prothèse en suivant les conseils de Dr.Kammoun (professeur et chirurgien orthopédiste en Tunisie) dans chaque étape effectuée.

Tout d'abord, nous avons effectué la planification sur papier afin de s'assurer des bonnes dimensions de notre prothèse.

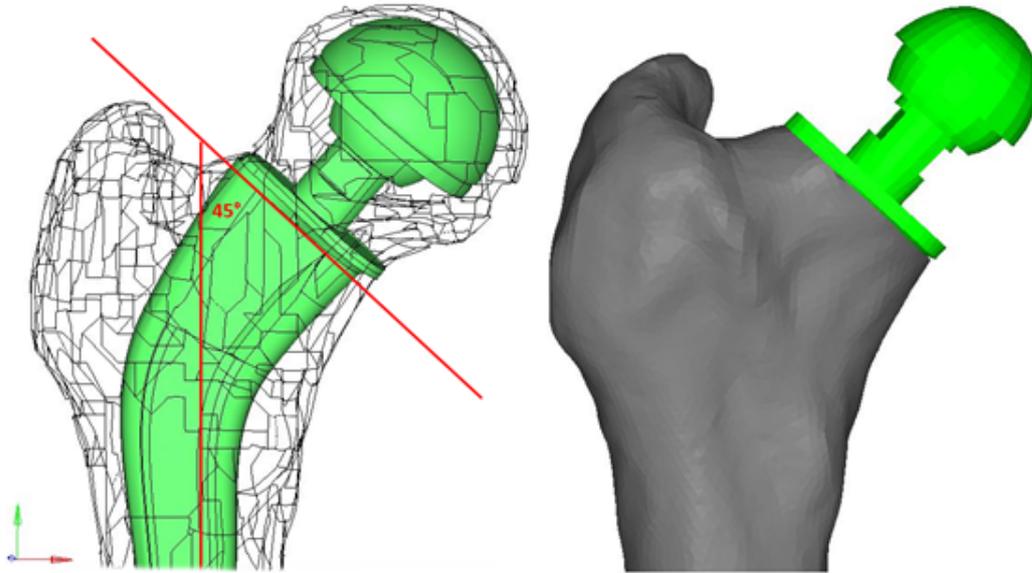


FIGURE 2.15 – Réalisation de l'ostéotomie

Nous avons ensuite superposé le fémur et la prothèse dans le logiciel HYPERMESH® comme le montre la figure 2.15. A 1 cm au-dessus du petit trochanter, nous traçons la ligne intertrochantérienne à 45 ° afin de repérer l'axe de découpe (Figure 2.15).

Toute la tête fémorale a été enlevée pour laisser place à la tête prothétique.

Résumé

Dans ce chapitre, nous avons détaillé la première étape de la conception du modèle numérique soit l'acquisition de la géométrie d'un fémur sain et de la prothèse totale afin de construire les modèles éléments finis à analyser.

Dans le chapitre suivant nous continuons avec les différentes étapes qui suivent la construction 3 D des deux modèles et nous exposons les différents chargements simulant le cycle de marche ainsi que les conditions aux limites faisant rapprocher les modèles des vraies conditions.

Chapitre 3

Construction des modèles éléments finis

Introduction

L'évaluation de la mise en place des dispositifs médicaux est un élément important pour l'amélioration de leurs performances. La validation de cette évaluation ne peut se faire *in vivo* pour plusieurs raisons telles que l'éthique, le coût, ou la complexité.

La simulation numérique est donc une alternative incontournable qui ne peut être fiable que si plusieurs paramètres sont considérés avec soin tels que : le maillage, les propriétés des matériaux, les chargements, les conditions aux limites et les interactions entre les différentes parties du modèle. S'ils ne sont pas bien décrits, ces paramètres peuvent être des sources d'erreur[104].

Dans ce travail, nous avons choisi de réaliser deux types de modèle conduisant à la simulation de l'état interne du fémur lors de la marche.

Dans le premier modèle, nous considérons un fémur sain dont les résultats d'analyses nous serviront comme référence de comparaison pour le second modèle d'un fémur avec une prothèse de hanche. Dans les deux cas, le fémur est constitué d'un os spongieux et cortical identifiés grâce à la micro-tomographie. Pour le fémur avec prothèse, une étude a été faite dans le cas ostéo-intégré (maillage conforme entre la prothèse et implant) et non ostéo-intégré modélisé par une gestion du contact entre l'os et l'implant (état post-opératoire). Dans ce chapitre, nous détaillons les différentes étapes de mise en place de l'Analyse par Éléments Finis (AEF) qui suivent la construction géométrique du modèle (3D).

Dans le premier paragraphe, nous détaillons la construction du maillage des différents éléments constitutifs du modèle. Ensuite, il est nécessaire d'affecter à chaque composant de la structure des propriétés mécaniques associées au matériau constitutif. Ces propriétés sont issues des études antérieures publiées dans la littérature.

Il s'ensuit la définition des interactions entre les différentes parties constituant le modèle et des conditions aux limites ainsi que l'application des forces.

Toutes ces opérations ont été effectuées à l'aide du logiciel HYPERMESH®. Les modèles ainsi générés ont été exportés vers le logiciel de calcul ABAQUS Standard®.

3.1 Maillage

Le logiciel HyperMesh® a été utilisé pour mailler les structures osseuses en s'appuyant sur le fichier STL de la surface externe du fémur (figure 3.1).

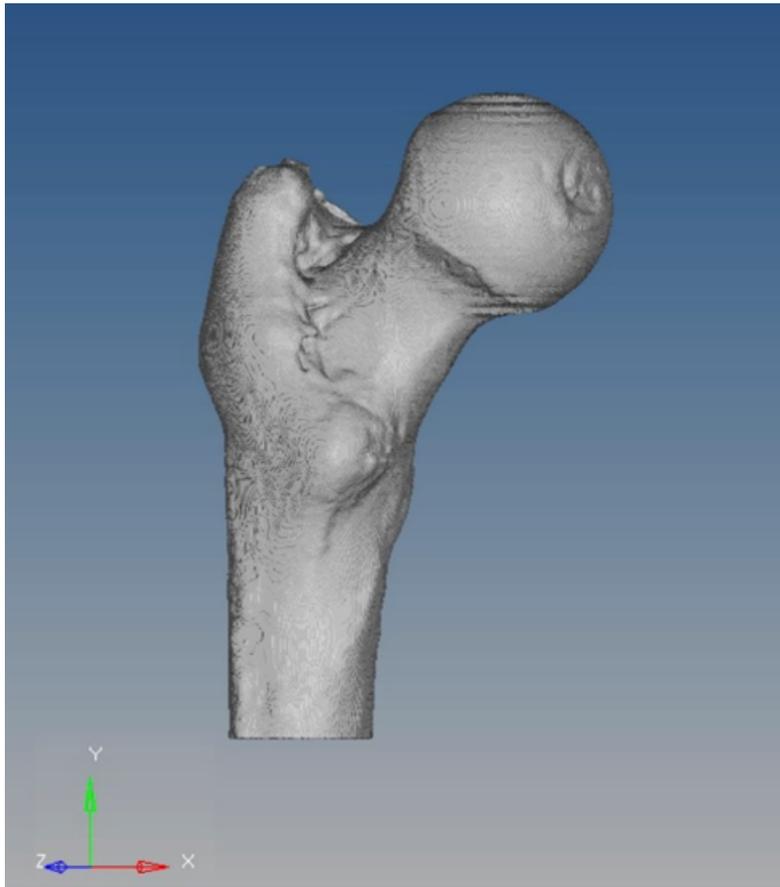


FIGURE 3.1 – Récupération de la géométrie du fémur sur HYPERMESH®

3.1.1 Le fémur sain

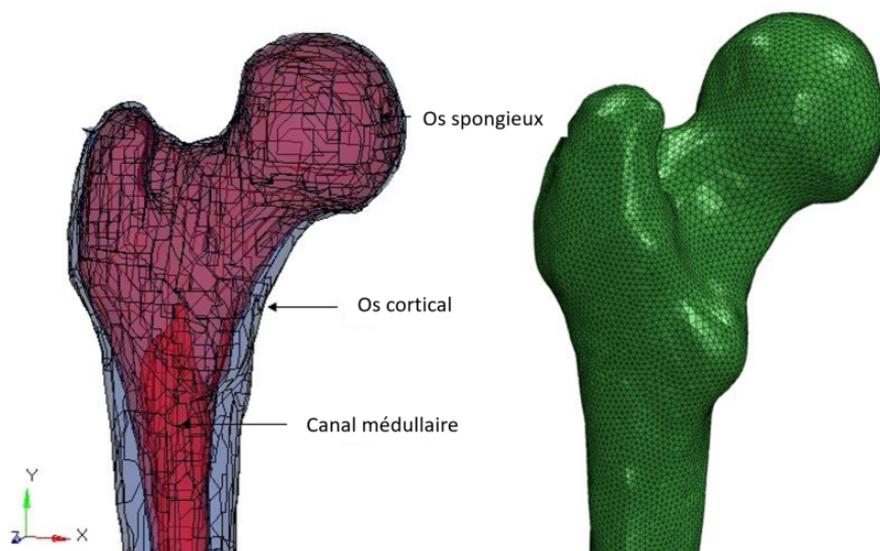


FIGURE 3.2 – Maillage du fémur

Les tissus osseux compact et spongieux sont maillés à l'aide d'éléments tétraédriques, compte tenu de leur grande flexibilité pour le maillage des géométries complexes (Figure 2). Par exemple, l'épaisseur de l'os cortical varie de 0.5 mm au niveau du col du fémur à 7mm dans sa partie distale rendant très difficile l'emploi des éléments hexaédriques. Aussi, l'os spongieux remplit toute la tête fémorale et s'affine pour disparaître au niveau de la partie distale du fémur.

La taille moyenne des éléments est de 1.5mm, ce qui garantit un maillage de bonne qualité, en particulier dans l'os cortical. Le maillage du fémur entier est composé de 127 765 nœuds à trois DDL et de 632 706 éléments à quatre nœuds.

Afin de distribuer les actions de forces musculaires appliquées à l'os, des couches d'éléments pentaédriques à 6 nœuds ont été créés localement dans les régions d'attachement musculaire du fémur. Leur épaisseur est de 0.5mm. Ils ne sont pas visualisés sur la Figure 3.2.

3.1.2 Le Cartilage

Au niveau de l'articulation de la hanche, la tête fémorale et la cavité acétabulaire sont recouvertes d'une couche de cartilage, assurant le faible frottement.

La complexité de cette articulation ne permet pas la distinction précise entre le cartilage de la tête et celui de l'acétabulum.

De même, au niveau de l'articulation du genou, le cartilage est présent à l'épiphyse inférieure du fémur et l'épiphyse supérieure.

Dans la littérature, on trouve à la fois des modèles de cartilage d'épaisseur constante [105], [125] et des modèles de cartilage d'épaisseur spécifiques aux patients selon les zones et l'état de l'articulation [106], [107], [108], [109], [110].

Concernant l'articulation du genou, nous distinguons un cartilage au niveau de la terminaison du fémur, à l'extrémité supérieure du tibia et un autre au niveau de la rotule.

Leurs géométries sont modélisées avec différentes épaisseurs [108] , [111], [112]. Les épaisseurs du cartilage utilisées par certains auteurs sont résumées dans le tableau 3.1.

TABLE 3.1 – Données bibliographiques sur l'épaisseur du cartilage

Cartilage de l'articulation de la hanche	
Références	Épaisseur
[115]	2 mm
[105]	1.8 mm
[106]	0.8-2 mm
[109]	0.1-2.5 mm
[110]	0-2 mm
Cartilage de l'articulation du genou	
Références	Épaisseur
[114]	4 mm
[111]	4 mm
[113]	4 mm
[116]	4 mm

Dans nos modèles, trois zones de cartilage sont représentées : dans la cavité du cotyle, au niveau de la tête fémorale et à l'extrémité distale du fémur. Tout le cartilage a été maillé à l'aide d'élé-

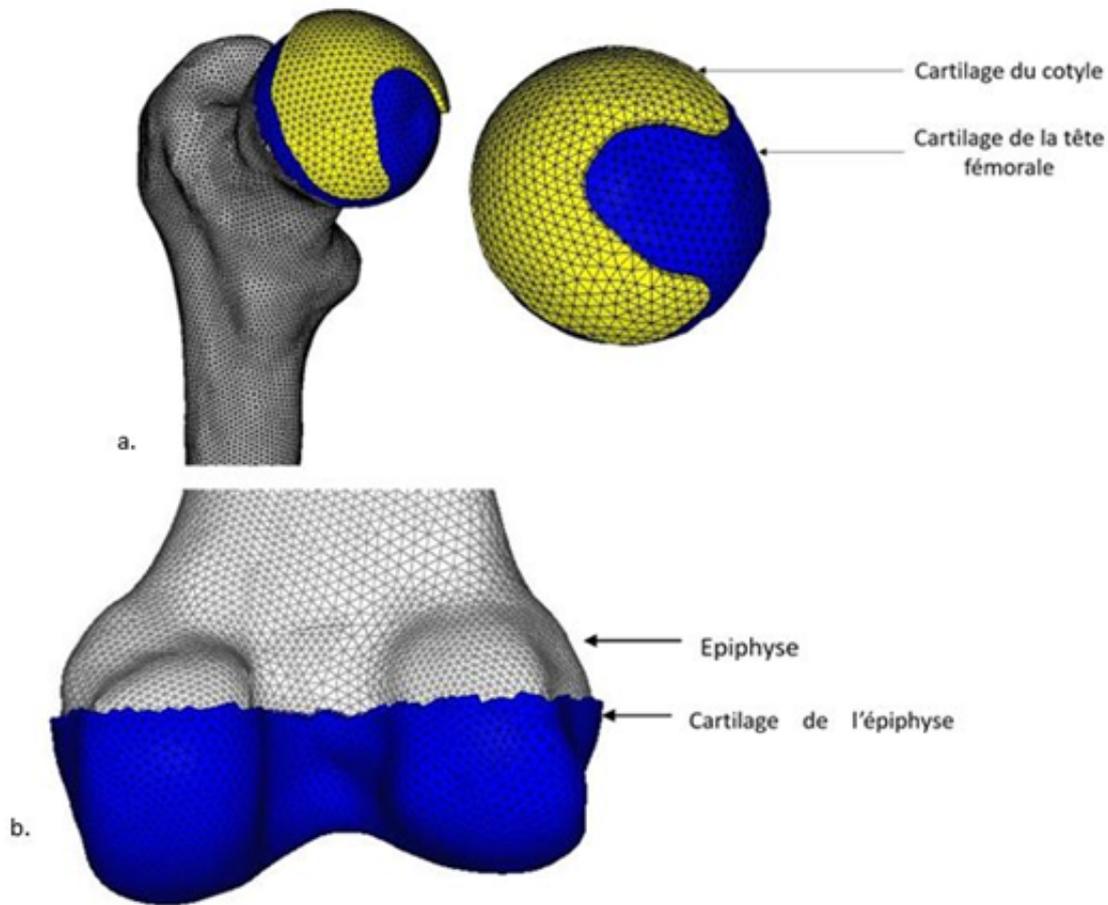


FIGURE 3.3 – a. Maillage du cartilage du cotyle et de la tête fémorale b. Maillage du cartilage de l'épiphyse distale

ments de type pentaèdre linéaire à six nœuds (C3D6).

Le maillage du cartilage du cotyle et de la tête fémorale est d'épaisseur 1.8mm. Tandis que le cartilage de l'épiphyse distale fémorale est d'une épaisseur de 2 mm. Ces épaisseurs ont été choisies en fonction des données de la littérature pour un sujet sain [105].

Le maillage du cartilage est illustré dans la figure 3.3.

3.1.3 Les ménisques

Les ménisques augmentent la stabilité du genou, répartissent la charge axiale et participent à l'amortissement des chocs.

La prise en compte des ménisques fournit une petite amélioration de la cinématique et une différence significative dans la distribution du chargement fémoro-tibial (Figure 3.4).

Le ménisque médial (interne) ayant la forme de "C" et qui est assez ouvert accroît la concavité glénoïdienne médiale et le ménisque latéral (externe) ayant la forme de "O" transforme en discrète concavité la convexité de la cavité glénoïdienne latérale [114].

Ils ont été maillés à l'aide d'éléments de type hexagone linéaire C3D8R à 8 nœuds.

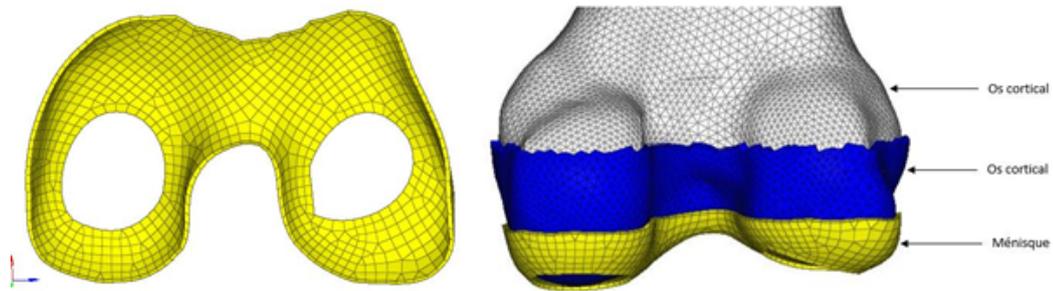


FIGURE 3.4 – Maillage du ménisque

En se basant sur le modèle de [117] l'épaisseur des ménisques a été choisi de 1 mm.

3.1.4 La prothèse totale de la hanche

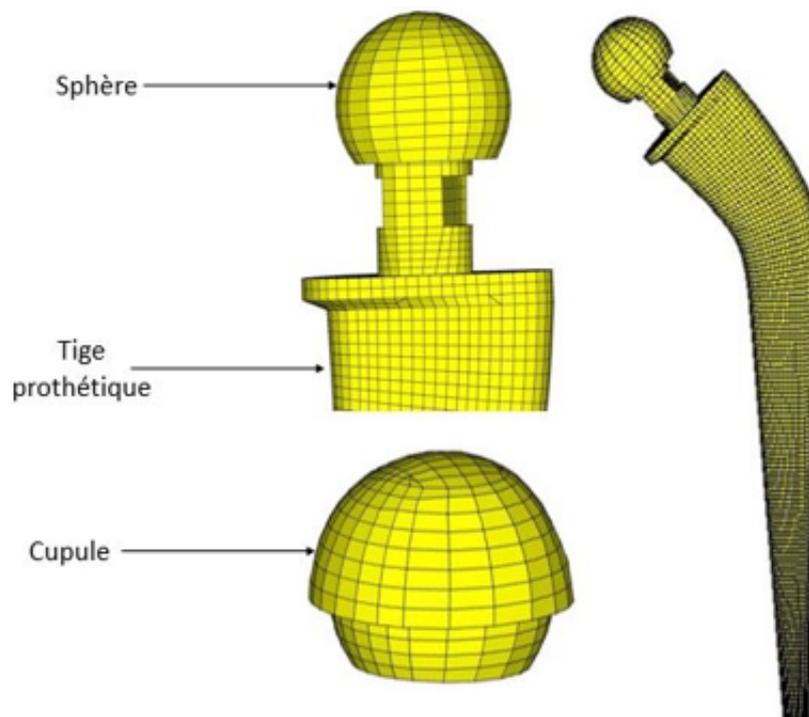


FIGURE 3.5 – Maillage des composants de la prothèse

L'ensemble des composants de la prothèse (sphère, cupule et tige fémorale) est maillé à l'aide d'éléments hexaédriques à 8 nœuds.

La taille moyenne de l'élément est de 1.5 mm.

23897 éléments et 25895 nœuds sont obtenus pour la prothèse.

La figure 3.5 montre le maillage de la prothèse.

3.1.5 Le fémur après ostéotomie

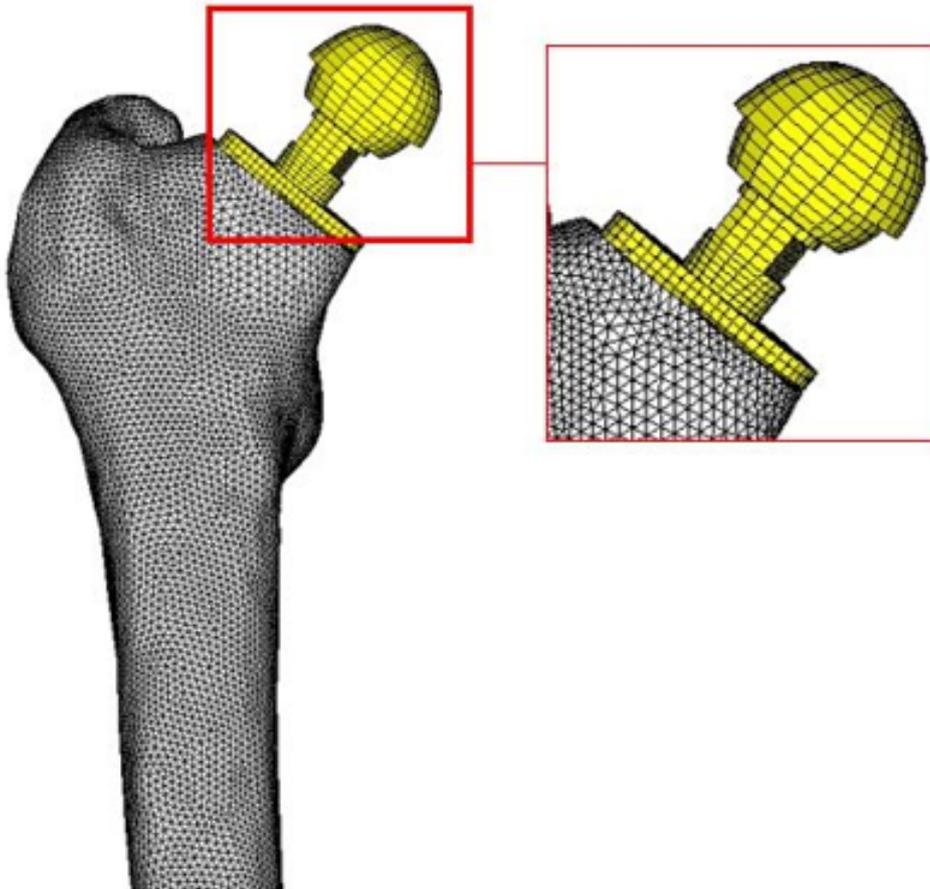


FIGURE 3.6 – Maillage du fémur contenant la prothèse

Pour le fémur contenant la prothèse, une opération booléenne est effectuée entre le fémur encore plein, et la prothèse pour finaliser la simulation de l'ostéotomie (Section 2.4.3).

Un maillage surfacique du modèle contenant une prothèse est ensuite défini pour concorder les nœuds du fémur et de la prothèse.

Le maillage volumique du modèle du fémur contenant une prothèse est composé d'éléments tétraédriques et pyramidaux des tissus osseux et des éléments hexaédriques de l'implant (figure 3.6).

Le tableau 3.2 récapitule le maillage de tout le modèle, il indique le type et le nombre totale d'éléments utilisés ainsi que la taille moyenne de chaque constituant.

TABLE 3.2 – Tableau récapitulatif du maillage du modèle

Partie modélisée	Type d'éléments	Taille moyenne de l'élément	Nombre d'éléments
Fémur Sain	-Tissus osseux : Eléments tétraédriques à quatre nœuds(C3D4) -Cartilage : Eléments pyramidaux à six nœuds (C3D6) -Ménisque : Eléments hexagone linéaire à huit noeuds (C3D8R)	1.5 mm	632706
Prothèse	Eléments hexaédriques à huit nœuds (C3D8) et quelques éléments tétraédriques à quatre nœuds (C3D4)	1.5 mm	23897
Fémur avec une prothèse	Eléments tétraédriques et pyramidaux du fémur et éléments hexaédriques de l'implant.	1.5 mm	742284

3.2 Définition des matériaux

3.2.1 Les tissus osseux et le cartilage

Le choix des propriétés des matériaux constituant le modèle est une étape assez critique et d'une grande importance dans les études basées sur l'analyse en éléments finis. Dans les études précédentes faites sur l'articulation de la hanche, le comportement des tissus osseux (os cortical et spongieux) et du cartilage a été modélisé de plusieurs manières.

Dans notre étude et comme il a été rapporté dans le chapitre 1, tous les matériaux du tissu osseux ont été supposés élastiques linéaires tout au long du chargement.

3.2.1.1 Os compact

Comme on l'a indiqué précédemment, l'os compact est considéré comme un matériau homogène isotrope transverse. D'après Taylor[118] :

$$E_1 = E_{1,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.1)$$

$$E_2 = E_{2,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.2)$$

$$E_3 = E_{3,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.3)$$

$$G_{12} = G_{12,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.4)$$

$$G_{13} = G_{13,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.5)$$

$$G_{23} = G_{23,max} \times \frac{\rho_{app}^2}{\rho_{app,max}^2} \quad (3.6)$$

où E est le module d'Young, G le module de cisaillement, ρ_{app} la densité apparente, et ρ_{appmax} la densité apparente maximale de l'os compact. Les propriétés de l'os compact ont été tirées de la littérature [8] soit : $E_1max = E_3max = 14$ GPa ,

$E_2max = 23$ GPa

$G_{12max} = G_{13max} = 6$ GPa ,

$G_{23max} = 4.6$ GPa

$\nu_{12} = 0.21$,

$\nu_{23} = 0.21$,

$\nu_{13} = 0.42$

La densité apparente de l'os compact varie de 1.3 à 1.9 [94].

La densité efficace maximale est égale à $\rho_{appmax} = \rho_{effmax}$ avec :

$$\rho_{eff} = 0.4 \times HU + 1000 \text{Kg/m}^3 \quad (3.7)$$

Pour ρ_{effmax} , on a HU=2050

Pour $\rho_{app} = 1.6 \text{g.cm}^{-3}$

on obtient les constantes mécaniques indiquées dans le tableau 3.3.

TABLE 3.3 – constantes mécaniques de l'os compact isotrope transversee

E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{23}	G_{31}	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
12.30	20	12.30	6	4.6	6	0.21	0.42	0.21

3.2.1.2 Os spongieux

L'os spongieux est considéré comme un matériau homogène isotrope. La valeur du module de Young a été déterminée en utilisant la relation de Zysset [119] :

$$E_i = E_0 \times \rho^{2k} \times (m_i^2)^l \quad (3.8)$$

Avec

E_0 : module d'élasticité quand $\rho=1$

ρ : BV/TV fraction volumique osseuse correspondant au rapport entre le volume occupé par le tissu osseux et le volume de l'ensemble de la zone analysée

m_i : valeurs propres normalisées de la matrice M

k : exposant des valeurs propres du tissu osseux

l : exposant de la densité structurelle

En effet, les valeurs de BV/TV du tissu spongieux ont été calculées mais dans notre cas on a utilisé la moyenne de ces valeurs qui est égale à 0.6.

Dans le cas de l'isotropie, les valeurs propres de la matrice M sont égales à : $m_1 = m_2 = m_3 = 1$

Les valeurs de k, l et E_0 ont été tirées de la littérature [120] :

$E_0 = 5469$ MPa

k = 1.15

l = 0.85

L'os spongieux étudié a alors un module d'élasticité égale à $E = 1690$ MPa et un coefficient de poisson $\nu = 0.3$.

3.2.1.3 Le cartilage et le ménisque

De manière générale, le cartilage est un tissu hydraté de nature viscoélastique. Comme notre étude met l'accent sur le comportement mécanique de l'os cortical, la viscosité du cartilage est alors négligée.

Dans la littérature, dans la majorité des modélisations du fémur, le cartilage est souvent négligé histoire de simplifier le modèle. Vu leur rôle important en tant qu'amortisseur entre les extrémités osseuses, nous avons décidé de les modéliser.

Nous considérons le cartilage et les ménisques comme matériaux homogènes, élastiques, isotropes ayant un module de Young égale à $E=122$ MPa [121] et un coefficient de Poisson égale à $\nu=0.35$ [122].

3.2.2 La prothèse totale de hanche

Les matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses doivent avoir une compatibilité biologique et mécanique [123].

Pour tous les composants de la prothèse, nous avons admis qu'ils sont fabriqués en alliage de titane TiA6V4 qui offre un potentiel important de biocompatibilité.

L'alliage de titane TiA6V4 sera considéré comme un matériau homogène isotrope ayant un module de Young égal à $E=135000$ MPa et un coefficient de Poisson $\nu= 0.3$ [124].

Dans le tableau 3.4, nous récapitulons les données des matériaux de notre modèle.

TABLE 3.4 – Tableau récapitulatif des données matériaux

	Composants	Lois de comportement	Constantes mécaniques					
			Modules (GPa)				Coefficients de Poisson (-)	
Fémur	Tissu compact	Elastique linéaire isotrope transverse	E2	E1=E3	G23	G13= G12	$\nu_{12} = \nu_{23}$	ν_{13}
			23	14	4.6	6	0.21	0.42
	Tissu spongieux	Elastique linéaire isotrope	1.69	1.69	0.265	0.265	0.3	0.3
	Cartilage	Elastique linéaire isotrope	0,122	0,122	0.045	0.045	0.35	0.35
Prothèse	Titane TiA6V4	Elastique linéaire isotrope	135	135	51,9	51,9	0.3	0.3

3.3 Définition des interactions

La gestion du contact entre les différents composants du modèle doit reposer sur des considérations anatomiques et mécaniques. Le contact entre les surfaces articulaires est considéré sans friction par la présence du cartilage qui a un rôle de lubrifiant.

3.3.1 Cas du fémur sain

Deux contacts sont pris en compte, un premier entre le cartilage de la tête fémorale et le cartilage acétabulaire (figure 3.7. a.) et un second au niveau de l'articulation du genou, entre le cartilage de l'épiphyse distale du fémur et le ménisque (figure 3.7. b).

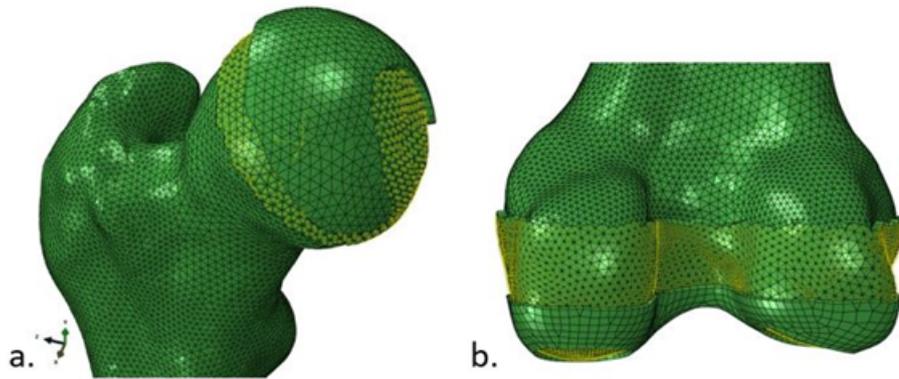


FIGURE 3.7 – Définition des interactions a. contact entre le cartilage de la tête fémorale et la cavité acétabulaire b. contact entre le cartilage de l'épiphyse distale et le ménisque

Le contact a été défini sur Abaqus® en utilisant la formulation de contact « surface-to-surface » à faible glissement.

Cette méthode de discrétisation des contacts utilise les positions moyennes des nœuds esclaves pour renforcer chaque contact.

3.3.2 Cas du fémur équipé d'une prothèse

Comme la tête fémorale est amputée et remplacée par la sphère et la cupule, un contact est établi entre la cupule et la sphère formant ensemble la tête prothétique (Figure 3.8).

Au niveau de l'articulation du genou, nous avons gardé le même type de contact que dans le fémur sain entre le cartilage de l'épiphyse distale et le ménisque.

Dans le cas d'une prothèse non ostéo-intégrée, il est indispensable de définir l'interaction entre la prothèse et l'os. Un contact « surface-surface » est géré entre ces deux corps comme le montre la figure 3.9 afin de modéliser cette non ostéo-intégration.

3.4 Les conditions aux limites

3.4.1 Blocage des articulations

Les conditions aux limites sont appliquées au niveau de l'articulation de la hanche et du genou.

Les translations selon les axes X, Y et Z sont bloquées au niveau du cartilage de la tête fémorale

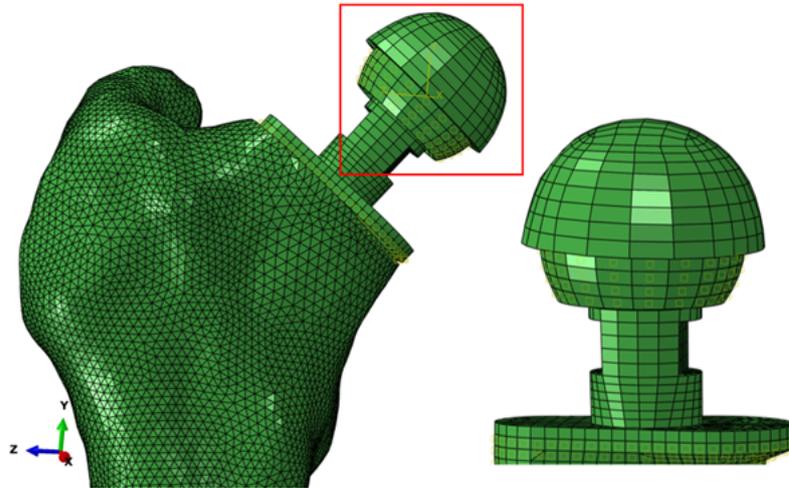


FIGURE 3.8 – Contact au niveau de la tête prothétique

pour le fémur sain et au niveau de la cupule pour le fémur contenant la prothèse comme le montre la figure 3.10.

Conformément à la figure 3.11, un blocage de la translation des directions X et Z au niveau du ménisque est réalisé pour les trois modélisations.

3.5 Définition du chargement

Au début des années 1990, Delp et Loan [13] ont introduit un environnement de modélisation musculosquelettique, appelé SIMM[®] qui permet aux utilisateurs de créer, modifier et évaluer des modèles de nombreuses structures musculosquelettiques. Ce logiciel est de plus en plus utilisé par des biomécaniciens pour simuler des mouvements tels que la marche normale [126], [127], la course [128], ou la montée des escaliers [129].

Cependant, ce logiciel ne fournissait aucune aide pour le calcul des excitations musculaires provoquant un mouvement coordonné et dispose d'outils limités pour analyser les résultats des simulations dynamiques.

Delp et al. [10] ont alors créé un environnement de simulation à code source ouvert, appelé OpenSim[®], afin d'accélérer le développement et le partage des technologies de simulation et de mieux intégrer les simulations dynamiques dans le domaine de la science du mouvement.

Une interface utilisateur graphique permet d'accéder aux principales fonctionnalités. OpenSim[®] est développé et maintenu sur Simtk.org qui sert de dépôt public pour les données, les modèles et les outils de calcul liés à la simulation de structures biologiques basée sur la physique [10].

L'interface graphique OpenSim[®] comprend des outils pour l'analyse des modèles musculosquelettiques, la génération de simulations et la visualisation des résultats comme le montre la figure 3.12.

Plusieurs modèles musculosquelettiques ont été développés dans OpenSim[®]. Généralement, chaque modèle se concentre sur une ou plusieurs parties spécifiques du corps, ce qui facilite l'étude des mouvements.

Les modèles squelettiques de OpenSim[®] sont constitués d'un ensemble de segments rigides reliés par des articulations. Les systèmes de coordonnées des corps rigides doivent être alignés entre



FIGURE 3.9 – Contact entre la prothèse et le fémur

eux de telle sorte que le modèle soit en position anatomique[14].

Les muscles et les ligaments recouvrent les articulations, développent une force et génèrent des mouvements des articulations. Après la construction d'un modèle musculosquelettique, Open-Sim® prend comme données d'entrée des cinématiques, des forces de réaction et des moments mesurés expérimentalement. Ces données sont généralement obtenues par un système de capture de mouvements d'un sujet [130].

Dans notre étude, c'est le modèle "Gait2392and 2354_simbody" développé par (Delp et ses collaborateurs,2007) [10] qui a été utilisé pour calculer les sollicitations internes dans un fémur lors d'un cycle de la marche. Il s'agit d'un modèle des membres inférieurs et un segment du torse. Il

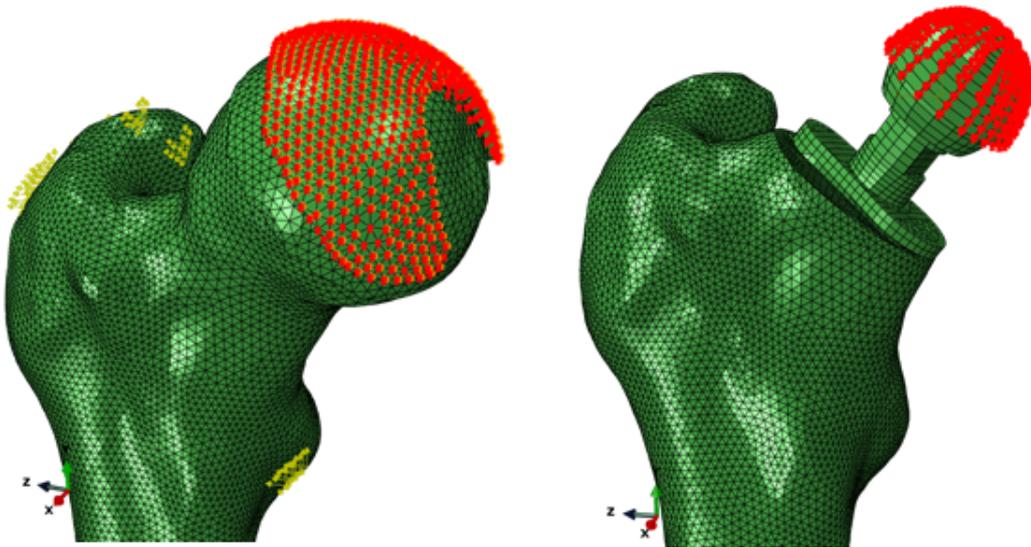


FIGURE 3.10 – Les conditions aux limites au niveau de la tête fémorale et la tête prothétique

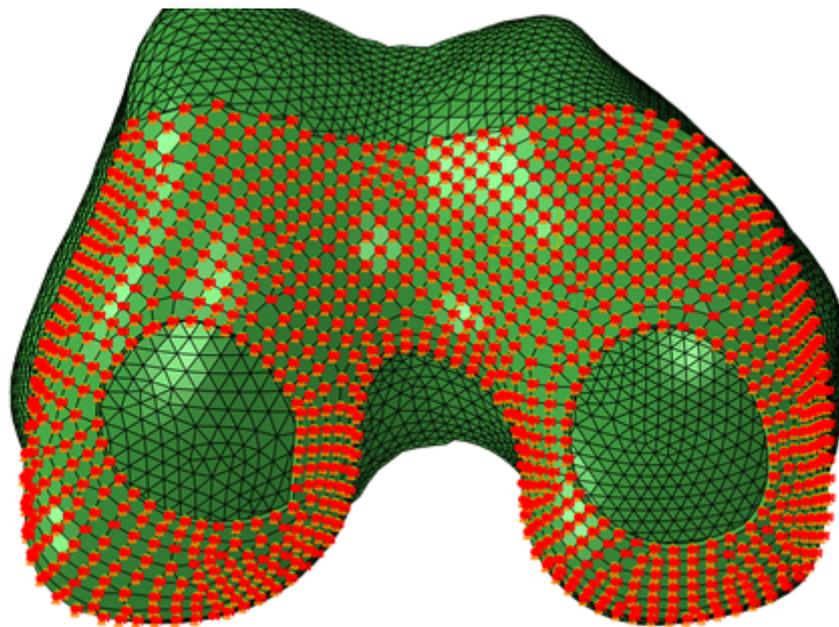


FIGURE 3.11 – Les conditions aux limites au niveau du ménisque

représente tous les muscles intervenant à la marche humaine. Il comprend 23 degrés de liberté et 92 actionneurs muscle-tendon.

3.5.1 Les deux approches de quantification des efforts internes lors du mouvement de la marche

Selon l'objectif de l'étude, la modélisation dynamique peut être employée de deux façons différentes : en dynamique inverse ou en dynamique directe.

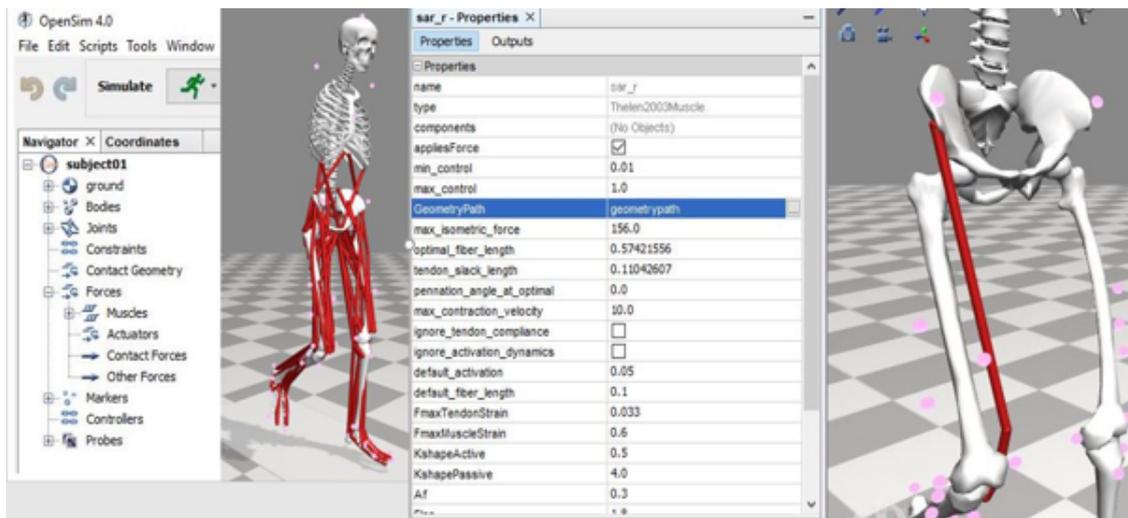


FIGURE 3.12 – Capture d’écran de l’interface graphique d’OpenSim®. Un modèle de structure musculosquelettique des membres inférieurs, avec les propriétés de tous les muscles qui le constituent. Les muscles sont représentés par les lignes rouges et les marqueurs virtuels par des sphères roses

Approche de la dynamique inverse

Le but de la dynamique inverse est d’estimer les forces et les moments lors un mouvement particulier, et ses résultats peuvent être utilisés pour déduire comment les muscles sont utilisés dans ce mouvement. Pour déterminer ces forces et ces moments, les équations de mouvement du système sont résolues de manière itérative [131].

Approche de la dynamique directe

Cette approche, utilisée dans notre étude et illustrée sur la figure 13, se base sur l’imposition des efforts musculaires afin d’en déduire la cinématique du mouvement. Cette approche consiste à générer et reproduire un mouvement à partir des mesures de trajectoires articulaires.

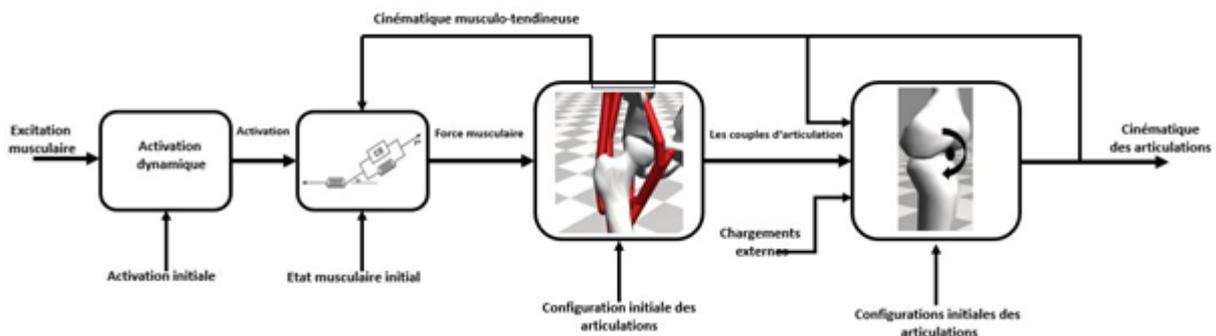


FIGURE 3.13 – Représentation schématique du principe de la dynamique directe

3.5.2 Application des forces

3.5.2.1 Les forces musculaires

Dans notre modélisation, nous avons pris en compte 27 muscles (dont l'origine ou l'insertion est directement lié(e) au fémur) parmi 43 du membre inférieur droit intervenant dans la marche humaine (figure 3.14).

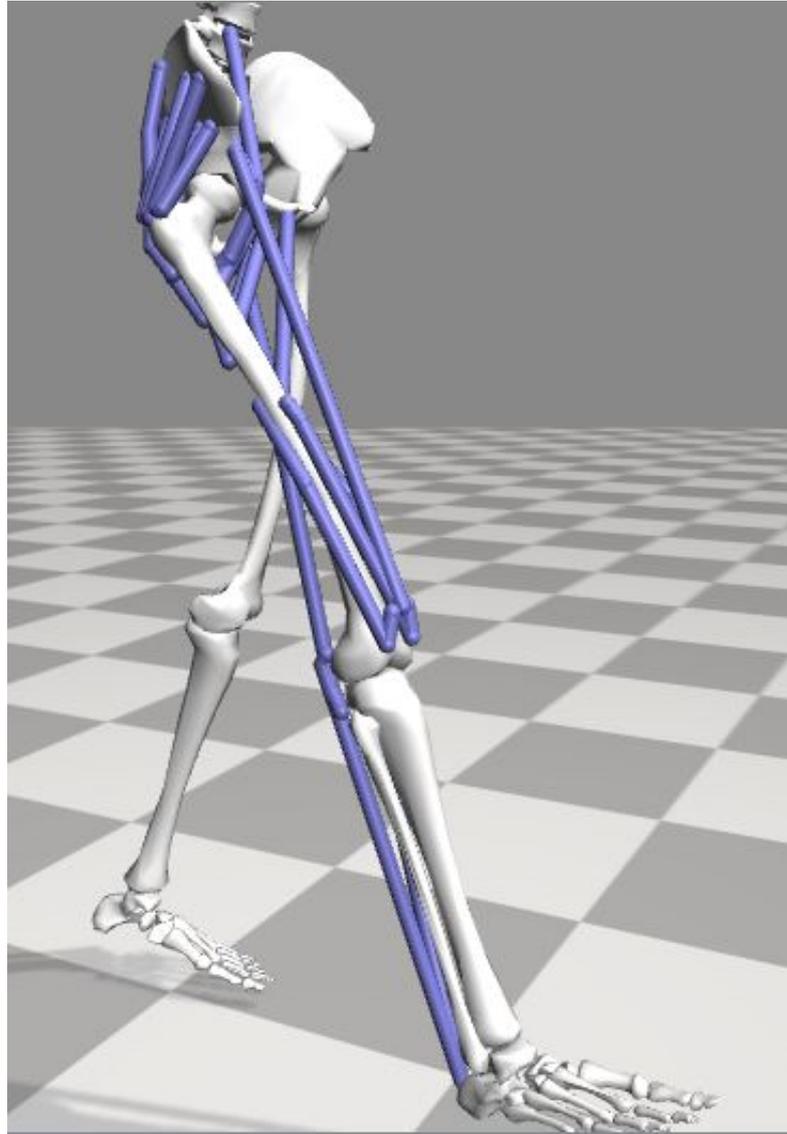


FIGURE 3.14 – Les 27 muscles attachés au fémur pris en considération dans notre modèle

Les noms ainsi que les caractéristiques de ces 27 muscles sont résumés dans le tableau 3.5.

Les forces de ces muscles ont été obtenues à partir de la simulation du cycle de la marche à l'aide du logiciel OpenSim®[10],[131].

Elles ont été déterminées pour une période de 1,25s correspondant au cycle de marche de la jambe droite.

Afin d'appliquer des charges externes représentatives de ces forces musculaires sur le maillage osseux, il est nécessaire d'extraire les coordonnées du point d'attache fémoral de chaque action-

neur musculaire, ainsi que les vecteurs directeurs définissant les lignes d'action de ces efforts. Pour extraire ces données, nous avons utilisé le plug-in « Muscle Force Direction », développé par [132], [133].

La position des points d'attaches musculaires et les valeurs de leurs forces pendant tout le cycle de marche sont données dans l'annexe A.

La courbe sur la figure 3.15 donne un exemple des forces musculaires dans un intervalle de 1.5 s de deux muscles antagonistes : le psoas iliaque et le grand glutéal 3.

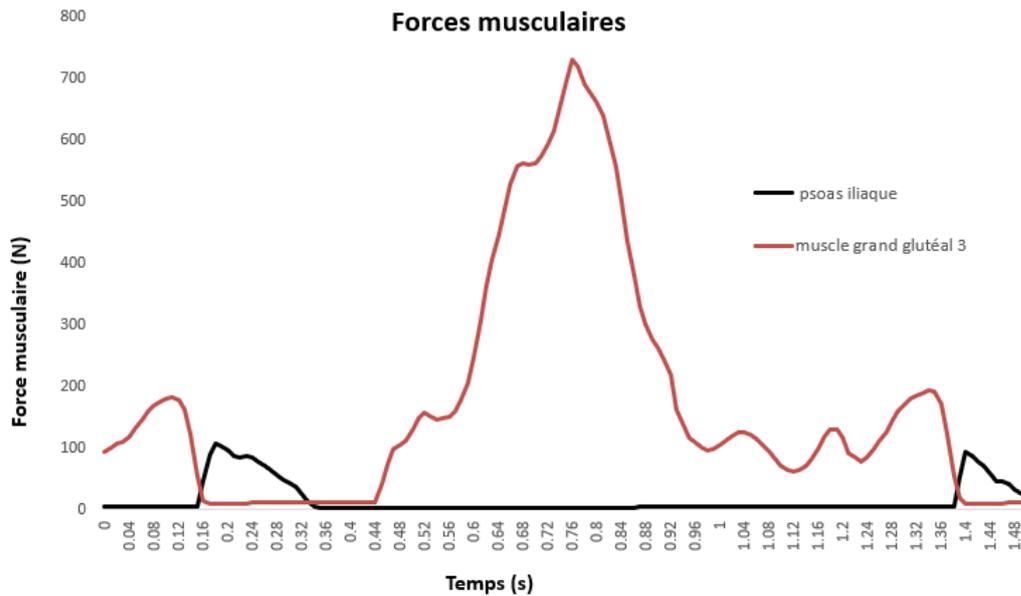


FIGURE 3.15 – Courbe représentative des forces musculaire de deux muscles au cours du temps

3.5.2.2 La réaction du genou

Les forces de contact articulaire ont été calculées au niveau des centres articulaires à l'aide de l'outil d'analyse « JointReaction » disponible dans OpenSim® [134] [10].

La force de réaction du genou selon Y a été appliquée au niveau du ménisque comme le montre la figure 3.16. Les forces de réaction du genou sur le fémur selon X et Z ont été négligées.

La courbe (figure 3.17) représente les forces de réaction du genou sur le fémur selon l'axe Y durant le cycle de marche (1.5 s).

Résumé

Dans ce chapitre, trois modèles éléments finis ont été construits, un concernant le cas du fémur sain et deux contenant une prothèse qui diffèrent par le type de contact au niveau de l'interface os -prothèse.

Ces modèles ont été soumis aux mêmes forces musculaires permettant de reproduire le mouvement de la marche humaine.

Dans le chapitre suivant nous présentons les résultats des calculs EF des trois modèles établis :

- Fémur sain
- Fémur contenant une prothèse ostéo-intégré
- Fémur contenant une prothèse non ostéo-intégré

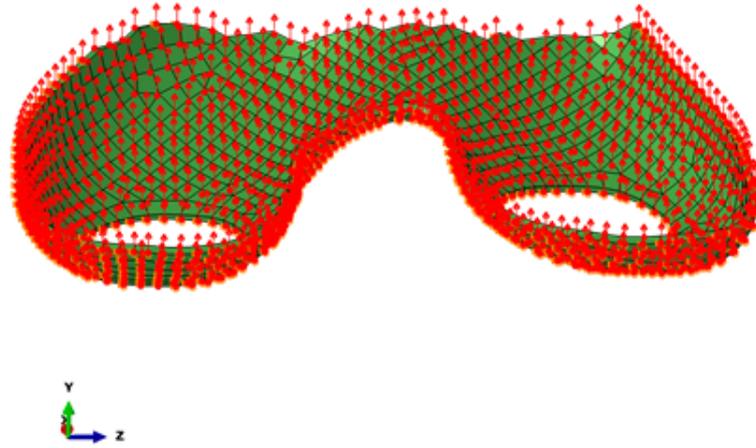


FIGURE 3.16 – Application de la force de réaction du genou

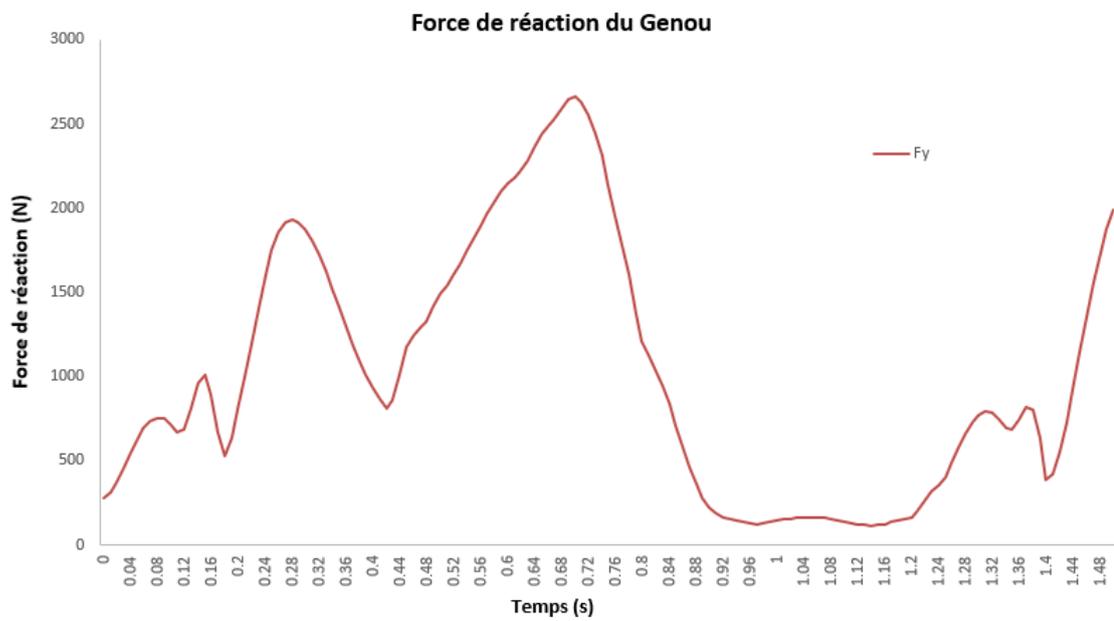


FIGURE 3.17 – Les forces de réaction du genou en fonction du temps

TABLE 3.5 – Les muscles attachés au fémur et intervenant dans la marche [131]

Muscle	Abréviation dans OpenSim®	Force optimale (N)	Longueur optimale des fibres (cm)	Longueur du tendon (relâché)(cm)	L'angle de pennation (°)
Adductor brevis	addbrev	626	10.3	3.5	6.6
Adductor longus	addlong	917	10.8	13.2	7.9
Adductor magnus :					
-Adductor magnus(prox)	addmag1	597	17.7	8.7	11.2
-Adductor magnus(mid)	addmag2	597	15.6	2.6	9.6
-Adductor magnus(dist)	addmag3	597	13.8	4.7	11.9
Biceps femoris	bifemsh	557	11.0	10.6	15.1
Gluteus maximus :					
-Gluteus maximus(sup)	glutmax1	984	14.7	4.9	20.3
-Gluteus maximus(mid)	glutmax2	1406	15.7	6.8	21.0
-Gluteus maximus(inf)	glutmax3	948	16.7	7.0	21.9
Gluteus medius :					
-Gluteus medius(ant)	glutmed1	1093	7.3	5.6	18.1
-Gluteus medius(mid)	glutmed2	765	7.3	6.5	18.1
-Gluteus medius(post)	glutmed3	871	7.3	4.5	18.1
Gluteus minimus :					
-Gluteus minimus(ant)	glutmin1	374	6.8	1.6	10.0
-Gluteus minimus(mid)	glutmin2	395	5.6	2.6	0.0
-Gluteus minimus(post)	glutmin3	447	3.8	5.1	1.0

Muscle	Abréviation dans OpenSim®	Force optimale (N)	Longueur optimale des fibres (cm)	Longueur du tendon (relâché)(cm)	L'angle de pennation (°)
Gastrocnemius lateral head	latgas	1575	5.9	37.6	12.0
Gastrocnemius medial head	medgas	3116	5.1	39.9	9.5
Gemellus	gem	164	2.6	4.2	0.0
Iliacus	Iliacus	1021	10.7	9.6	16.0
Piriformis	piri	1030	2.6	11.5	10.0
Pectineus	pect	266	11.1	3.6	0.0
Psoas	psoas	1427	11.7	10.0	12.3
Rectus femoris	rectfem	2192	7.6	44.9	12.4
Quadriceps femoris	quadfem	381	5.8	2.58	0.0
Vastus intermedius	vasint	1697	9.9	20.2	3.6
Vastus lateralis	vaslat	5149	9.9	22.1	14.5
Vastus medialis	vasmed	2748	9.7	20.01	24.2

Chapitre 4

Analyse des résultats des calculs EF

Introduction

A terme, l'objectif de la modélisation en éléments finis de l'articulation de la hanche incluant les forces musculaires du membre inférieur droit est de prédire la distribution des contraintes lors du cycle de la marche et d'objectiver le risque de fatigue de l'os cortical lié à l'insertion d'une prothèse totale de hanche.

Dans le présent chapitre, nous allons présenter l'ensemble des résultats obtenus à la suite de calculs EF.

4.1 Analyse globale des modèles élaborés

Afin de pouvoir analyser les modèles et étudier par la suite la variation des contraintes dans le fémur, il faut choisir les instants à analyser.

Pour cela nous analysons les différentes phases du cycle de la marche illustrées sur la figure 4.1.

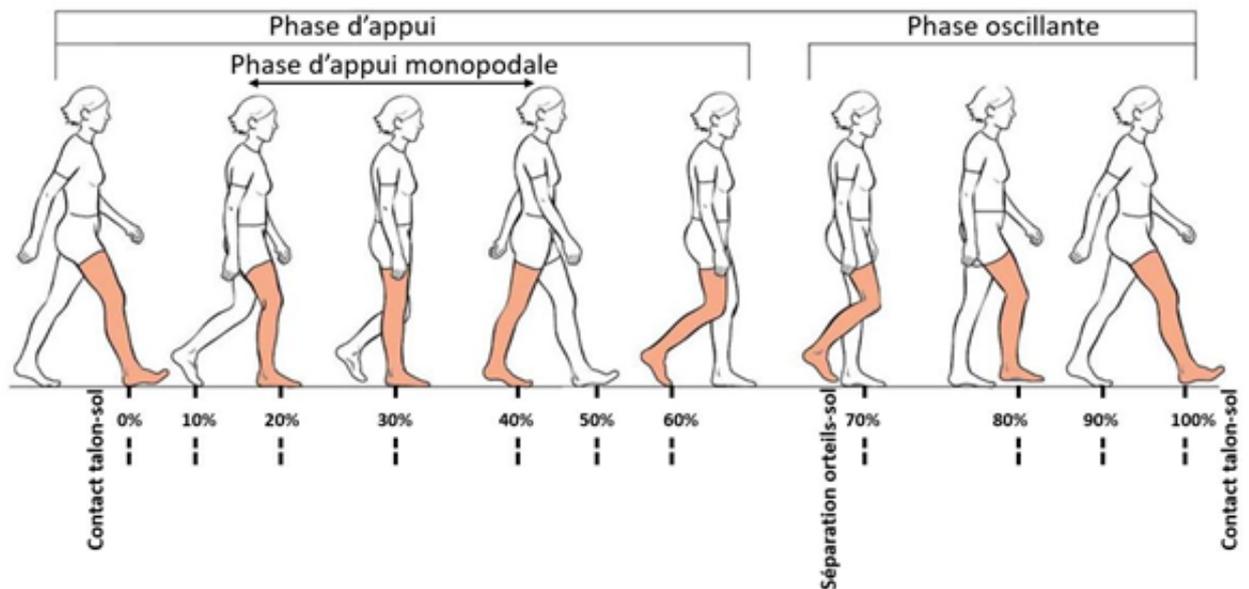


FIGURE 4.1 – Les phases du cycle de la marche humaine normale [135]

Phases de la marche normale

Le cycle de la marche se divise en une phase d'appui, quand le pied est en contact avec le sol et une phase d'oscillation, quand la jambe sans contact avec le sol, se déplace vers l'avant.

Pour la marche normale, la phase d'appui d'un membre représente, en moyenne, 60% du cycle contre 40% pour la phase d'oscillation [137] (Figure 4.1).

Afin d'affiner le découpage du cycle de la marche, **la phase d'appui** est divisée en quatre étapes [136] :

-Étape de mise en marche (de 0 à 10% du cycle de marche) :

Elle débute par le contact du pied avec le sol et elle correspond au premier appui bipodal.

Pendant cette phase, il y a un transfert du poids d'une jambe vers l'autre.

- Étape de milieu d'appui (de 10 à 30% du cycle de marche) :

Il s'agit du début de la phase d'appui monopodal. Elle commence avec l'avancement du corps au-dessus du pied en appui et se termine quand tout le poids est porté par la jambe en appui.

-Étape de fin d'appui (de 30 à 50% du cycle de marche) :

Il s'agit de la fin de la phase d'appui monopodal. Cette phase se termine par le contact du pied opposé avec le sol.

-Étape pré-oscillante (de 50 à 60% du cycle de marche) :

C'est la phase de double appui de propulsion où les deux pieds sont de nouveau en contact avec le sol.

Au cours de cette phase il y a un changement d'appui donc un transfert du poids du corps d'un membre inférieur à l'autre.

La phase oscillante : c'est la phase durant laquelle le membre oscillant passe d'une position en arrière à une position en avant de l'appui controlatéral. Cette phase se déroule généralement en trois parties :

-La phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle de marche) :

Une phase d'accélération du membre oscillant qui se termine quand le pied se place à côté du pied controlatéral.

-La phase de milieu d'oscillation (73% à 86% du cycle de marche) :

Une phase de décélération où le membre oscillant ralentit pour un prochain contact avec le sol (le tibia est en position verticale).

-La phase de fin d'oscillation (86% à 100% du cycle de marche) :

Qui se termine quand le pied est de nouveau en contact avec le sol.

Analyse des modèles élaborés

Comme nous l'avons mentionné précédemment, trois modèles ont été élaborés afin d'étudier les effets de la mise en place d'une prothèse sur l'os cortical. Le premier modèle éléments finis est celui du fémur sain avec ses deux tissus osseux compact et trabéculaire. Il sera le modèle de référence. Le deuxième modèle est le fémur portant une prothèse, une étude a été faite dans le cas ostéo-intégré (sans contact entre le fémur et la prothèse) et non ostéo-intégré.

Sur Open Sim® le cycle de marche dure 1.25s.

Nous avons modélisé sur Abaqus® un peu plus qu'un cycle de marche complet, sur un intervalle de temps de 1.5 s avec un pas de temps de 0.05 s.

Pour juger la validité de notre modélisation, nous comparons la force de réaction au niveau de l'articulation de la hanche obtenue par OpenSim et les modèles Abaqus.

Pour les 3 modèles élaborés, sur tout l'intervalle de 1.5 s, les courbes des normes des vecteurs des forces de réaction dans l'articulation de la hanche par FEM et OPENSIM sont très proches comme le montre la figure 4.2..

Une légère différence est aperçue entre les courbes obtenues et la courbe d'OpenSim entre les instants 0.25 s et 0.4 s correspondant respectivement à 20% et 32% du cycle de marche , les valeurs

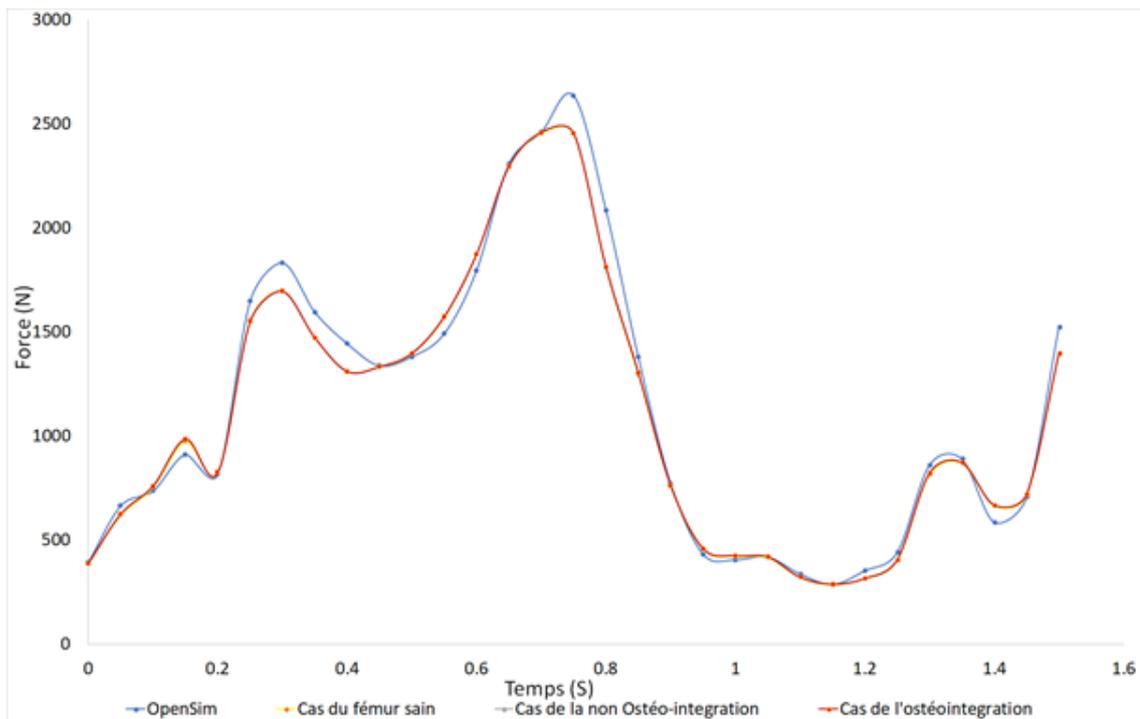


FIGURE 4.2 – Courbe représentative des forces de réaction au niveau de la tête fémorale et la tête prothétique

de la force de réaction au niveau de l'articulation de la hanche d'OpenSim sont supérieures à celles des modèles Abaqus d'environ 100 N. Aux instants 0.75s (60% du cycle de marche) et 0.8s (64% du cycle de marche), cette différence est plus importante.

Aux instants 0.15s et 1.4 s la courbe OpenSim est situé en dessous de celles des modèles Abaqus. Il est à noter que la simulation du mouvement de marche a été reproduite convenablement. La différence d'amplitude que nous pouvons observer est peut être due aux conditions aux limites imposées aux trois modèles tels que la fixation du pelvis dans les trois directions X, Y et Z, par contre dans OpenSim® on a une translation et une rotation selon la direction X.

4.2 Analyse de l'état de contrainte

4.2.1 Contraintes de von Mises

Les trois bases de données obtenues par les calculs contiennent les résultats de 30 incréments de chargement chacune. Pour sélectionner les instants à analyser, nous visualisons sur la figure 4.3 le champ de la contrainte de Von Mises s'exerçant au niveau du fémur sain.

Les résultats des distributions des contraintes de Von Mises du fémur sain ont montré que les contraintes les plus élevées sont observées entre les instants 0.6 s et 0.8 s correspondant respectivement à 48% et 64% du cycle de marche.

La valeur maximale des contraintes est observée à l'instant 0.75 s correspondant à 60% du cycle de marche.

Les contraintes sont moins importantes entre les instants 0.25s et 0.4s correspondant respectivement à 20% et 32% du cycle de la marche mais le fémur reste fortement chargé. La valeur minimale des contraintes est observée à l'instant 1.15 s correspondant à 92% du cycle de marche.

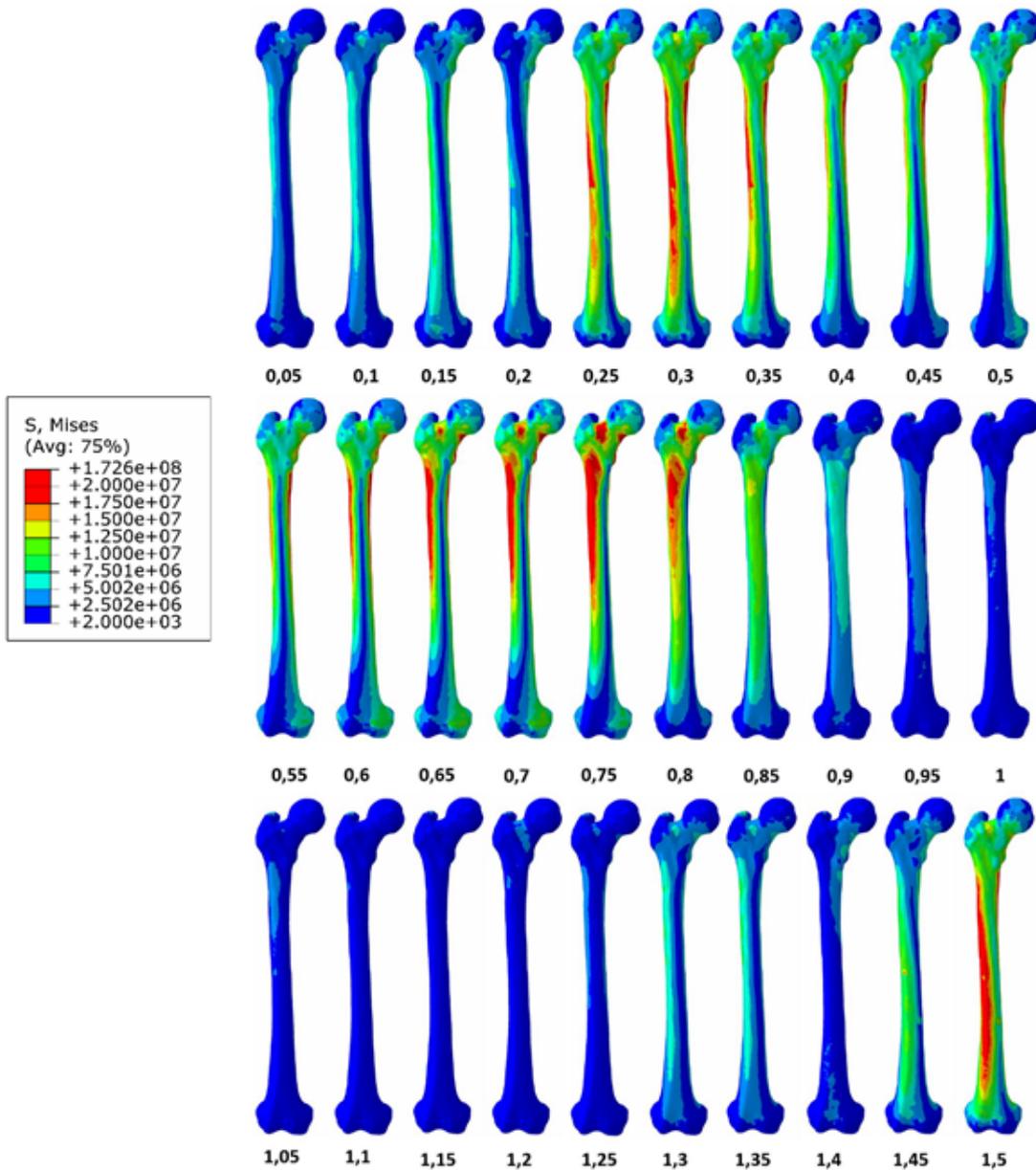


FIGURE 4.3 – La distribution de la contrainte de von Mises à tous les instants du cycle de marche du fémur sain

A cet instant, nous voyons bien que le fémur n'est presque pas chargé, la valeur de la contrainte de Von Mises est de l'ordre de $2 \cdot 10^3$ Pa.

Ces résultats peuvent être confirmés par la courbe de force de réaction au niveau de la tête fémorale (Figure 4.2).

En effet, nous observons un pic important à l'instant 0.75s (60% du cycle de la marche) là où la force atteint la valeur de 2460N et un pic moins important atteignant 1833N à l'instant 0.3s (24% du cycle de marche).

La plus faible valeur de force de réaction est de 288 N, elle a été enregistrée à l'instant 1.15s du cycle de marche et correspond bien à la valeur minimale de contrainte observée.

Il y a donc bien une cohérence entre les forces de réaction au niveau de la tête fémorale, la distribution des contraintes de Von Mises et les phases de cycles de marche.

Nous avons choisi d'étudier 3 instants : les deux premiers où le fémur est le plus chargé et le troisième où le fémur est soumis aux contraintes minimales.

En effet, en regardant les phases de cycles de la marche (figure 4.1), nous pouvons constater qu'à :

→ 24% du cycle de marche : l'instant où la jambe droite est tendue et tout le poids du corps se pose dessus.

→ 60% du cycle correspondant à l'instant de la fin de la phase de basculement. La jambe droite est vers l'arrière pour le changement d'appui.

→ 92% du cycle correspondant à la phase de fin d'oscillation où le pied n'est pas en contact avec le sol.

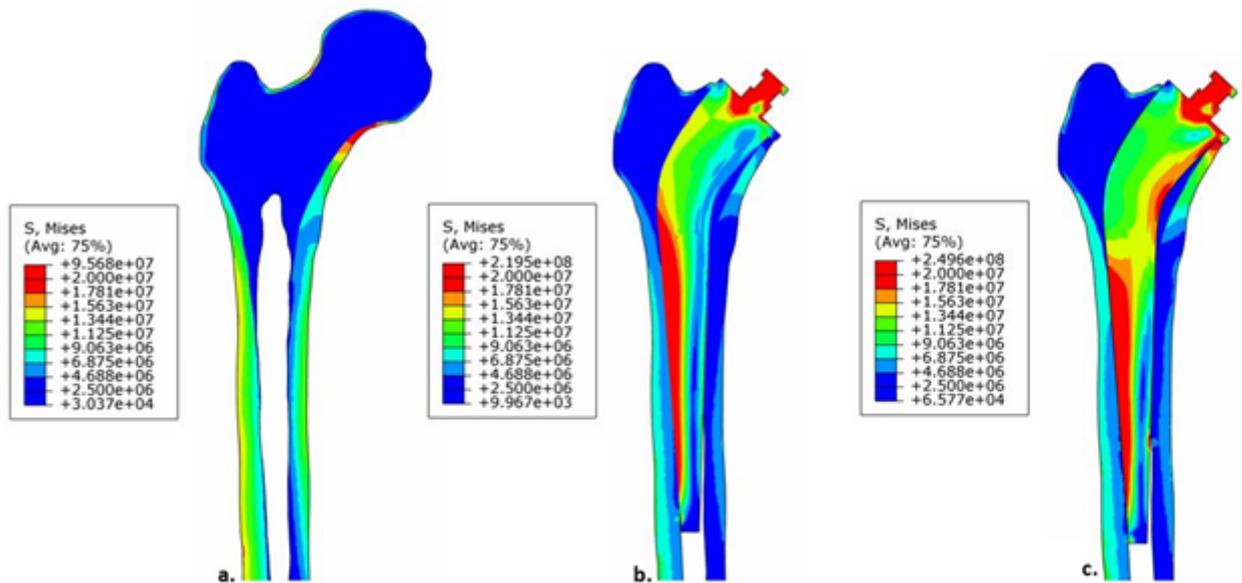


FIGURE 4.4 – La distribution de la contrainte de von Mises à l'instant $t=0.75s$ pour a. le fémur sain b. fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée c. fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée

A tous les instants, nous remarquons une concentration des contraintes de von Mises au niveau de la diaphyse fémorale et principalement du côté latéral.

Entre les instants 0.65s et 0.8s, nous remarquons une augmentation des valeurs de contraintes de von Mises du côté antérieur de la diaphyse.

Entre les instants 0.25 s et 0.85s, la tête fémorale est soumise à des contraintes beaucoup plus importantes comparés aux autres instants du cycle : $1.72 \cdot 10^8$ Pa à l'instant 0.75 s face à $2 \cdot 10^3$ Pa à l'instant 1.15s.

Les instants entre 1.05s et 1.25s (la fin du cycle de marche) représentent les moments où le fémur est soumis à de faibles contraintes. En effet, pour ces instants, correspondant à 84% à 100% du cycle de marche, la jambe droite est en fin de phase d'oscillation (pas de contact avec le sol) pour démarrer un nouveau cycle.

Les faibles forces de réaction observées à ces instants sont dues à la contraction permanente de

certaines muscles même en repos.

En insérant la prothèse totale de hanche nous nous attendons à ce que la répartition des charges sur l'os soit différente à tous les instants.

La figure 4.4 montre la distribution à l'instant $t=0.75s$ des valeurs des contraintes de Von Mises dans le plan frontal du fémur sain et contenant une prothèse.

Dans le cas du fémur sain, le col fémoral est la zone la plus sollicitée à cet instant et précisément au niveau de l'arc d'Adams.

Des valeurs significativement importantes sont observées au niveau de la diaphyse aussi.

En insérant la prothèse, nous observons une réduction des contraintes dans certains endroits du tissu osseux cortical dans les deux cas, ostéo-intégré et non ostéo-intégré.

Ceci est visible au niveau de la diaphyse, principalement du côté médial et au niveau du col fémoral.

La valeur de la contrainte au niveau du col fémoral passe de $9.56 \cdot 10^7$ Pa pour le fémur sain à $6.87 \cdot 10^6$ Pa pour le fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée.

Dans le cas du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée cette valeur est de $1.34 \cdot 10^7$ Pa avec une concentration de contrainte à la partie supérieure.

La valeur de la contrainte de von mises a été réduite de à peu près 7MPa au niveau de la diaphyse entre le modèle du fémur sain et les deux fémurs contenant la prothèse.

Ces résultats prouvent bien que l'insertion de la prothèse modifie la répartition des contraintes dans l'os. L'os est soulagé à l'insertion de la prothèse qui prend en charge le transfert des contraintes.

Les valeurs des contraintes plus importantes dans le cas de la non ostéo-intégration montrent que le contact établi entre l'os et la prothèse facilite le transfert de charge de la prothèse au tissu osseux.

Pour une analyse plus approfondie nous présentons dans les sections suivantes la représentation des contraintes principales maximales afin d'analyser le risque de rupture en fatigue.

4.2.2 Contraintes principales maximales

La présentation des contraintes de von Mises ne donne pas d'informations complètes sur la nature des contraintes exercées, la répartition des valeurs et directions principales des contraintes complètent les résultats précédents. Pour ceci, nous avons choisi les trois instants précis du cycle de marche à analyser soient : $t_1 = 24\%$, $t_2 = 60\%$ et $t_3 = 92\%$ représentés dans la figure 4.5.

Les figures 4.6, 4.8 et 4.10 illustrent respectivement la distribution des contraintes principales maximales pour les trois modèles élaborés à 24%, 60% et 92% du cycle de marche.

La première colonne des trois figures représente la distribution pour le fémur sain, la deuxième colonne celle du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée et la troisième celle du fémur contenant une prothèse sans ostéo-intégration.

La première ligne de chaque figure illustre la carte de couleurs de la contrainte principale maximale et la deuxième ligne illustre le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale. Les contraintes négatives sont représentées en bleu et les contraintes positives en rouge quelles que soit leurs valeurs.

A 24% du cycle de marche, nous pouvons remarquer des différences significatives entre les résultats des trois modèles élaborés que ce soit au niveau de la diaphyse ou du col fémoral.

L'os cortical est fortement chargé au niveau de la diaphyse jusqu'à l'arc d'Adams pour le côté médial et jusqu'au grand trochanter du côté latéral.

Le côté médial est chargé négativement, c'est-à-dire qu'il est soumis à des contraintes de com-

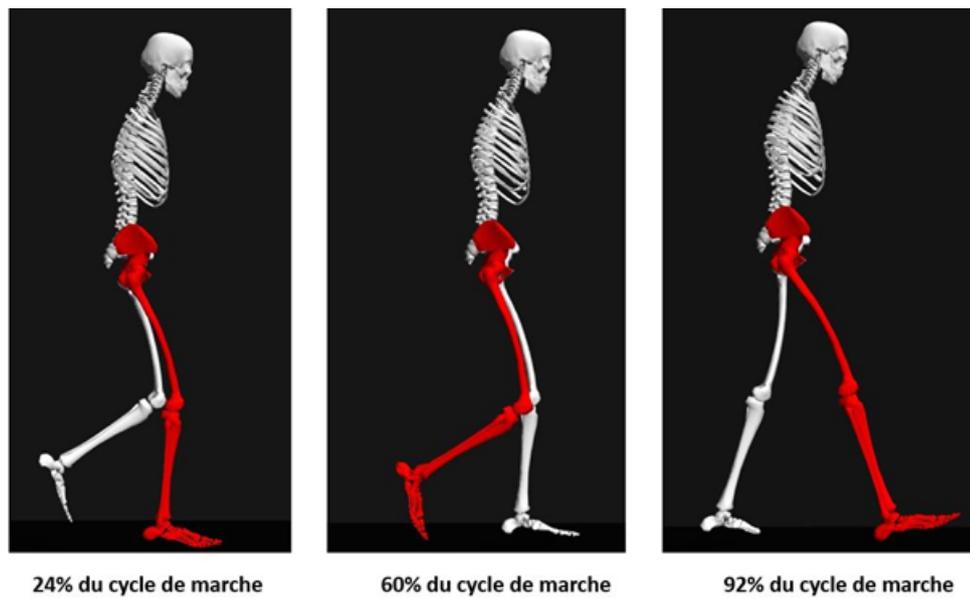


FIGURE 4.5 – Les instants du cycle de marche à analyser t_1 : 24%, $t_2= 60%$, $t_3=92%$

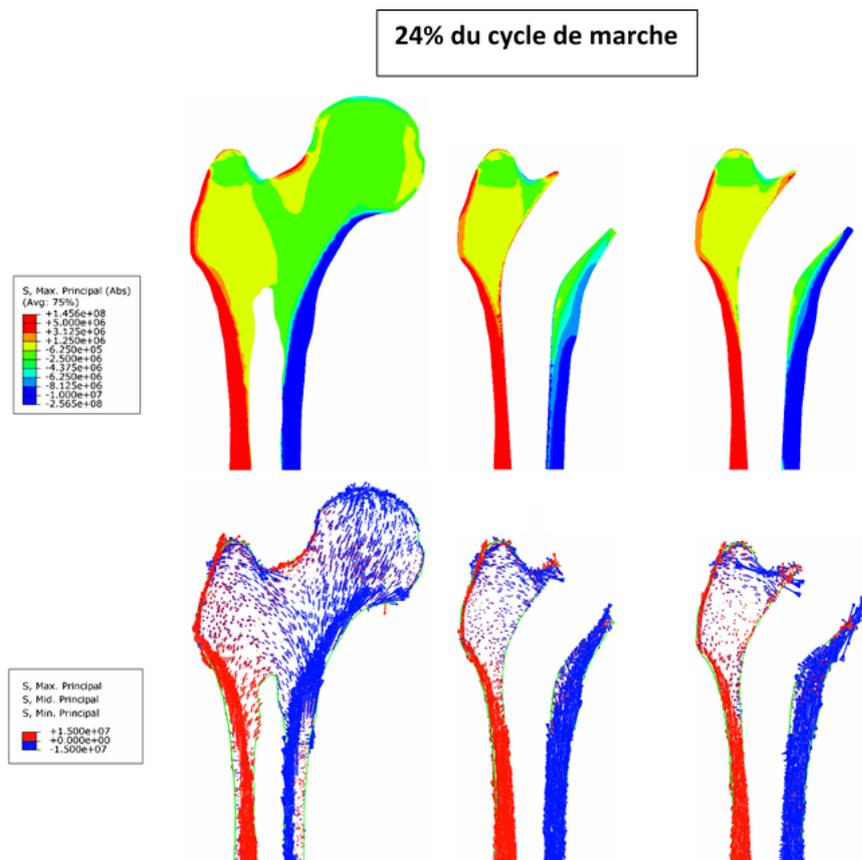


FIGURE 4.6 – La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l'instant t_1

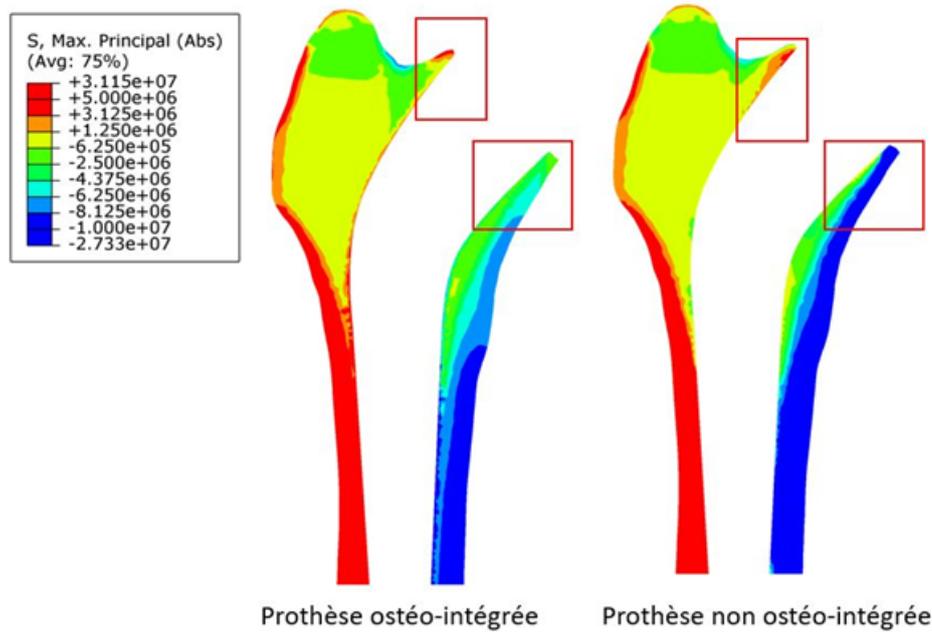


FIGURE 4.7 – La distribution des contraintes principales maximales des deux fémurs contenant une prothèse avec et sans ostéo-intégration à l'instant t_1

pression par contre le coté latéral est chargé positivement, il est donc soumis à des contraintes de traction.

Dans le cas du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée, la répartition des contraintes est plus homogène au niveau du col fémoral. En effet, la contrainte passe de à $-2.5 \cdot 10^{08}$ Pa à $-2.5 \cdot 10^{06}$ Pa au niveau de l'arc d'Adams. Nous observons aussi une très fine bande d'os cortical adjacente à la prothèse fortement chargée en traction du coté latéral et une bande fortement chargée en compression du coté médial comme le montre la figure 4.7, ce qui n'est pas observable dans le cas non ostéo-intégré.

Dans le cas d'une prothèse non ostéo-intégrée, la répartition des contraintes maximales principales est très similaire comparée au modèle ostéo-intégré avec une différence significative au niveau du col fémoral. Dans ce cas, l'os cortical supporte localement des contraintes plus importantes dues au contact établi entre la prothèse et le tissu osseux.

Les deux bandes adjacentes à la prothèse dans le cas du fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée ont disparu avec le contact établi entre la prothèse et l'os, cependant une concentration locale est plus importante au niveau du col du fémur.

A 60% du cycle de marche le fémur sain est globalement plus contraint qu'à 24%. Ceci semble cohérent avec le pic de la force de réaction, vu qu'à cet instant la jambe est inclinée vers l'arrière pour le changement d'appui.

Au niveau de la diaphyse (coté médial), la contrainte principale maximale passe de $-1 \cdot 10^{07}$ Pa à l'instant t_1 à $-6.25 \cdot 10^{06}$ Pa à l'instant t_2 (figures 4.6,4.8).

Tout le col fémoral est soumis à des contraintes de compression à cet instant.

Dans le cas de l'ostéo-intégration, la répartition des contraintes est plus homogène que celle dans le cas non ostéo-intégré.

Comme pour l'instant t_1 , le fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée représente des concentrations locales de contraintes en traction comme le montre la figure 4.9.

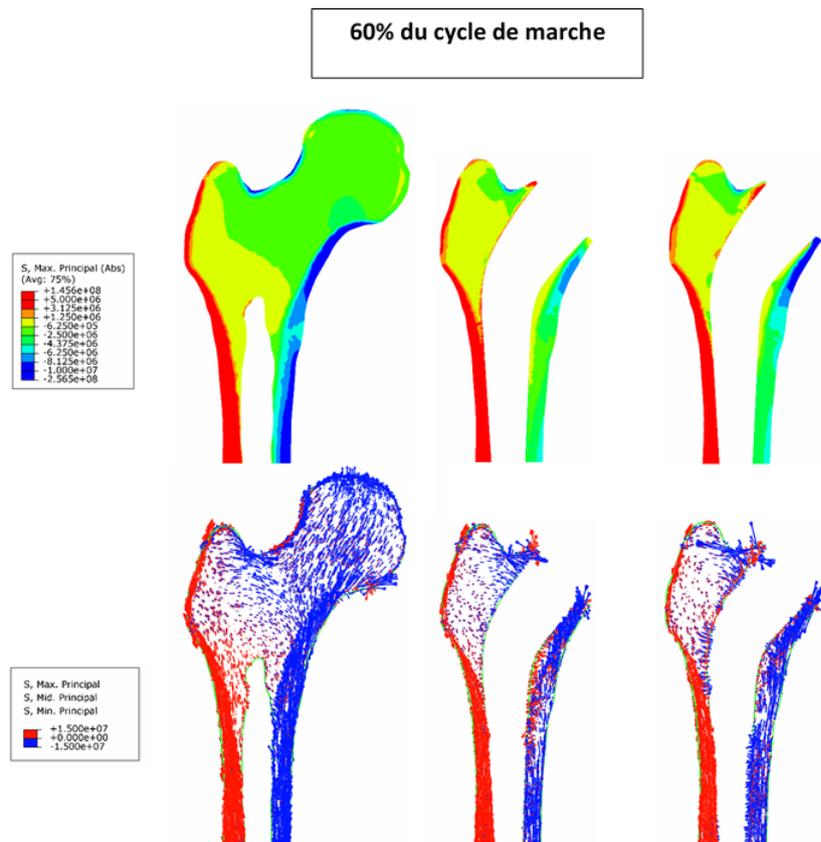


FIGURE 4.8 – La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l'instant t_2

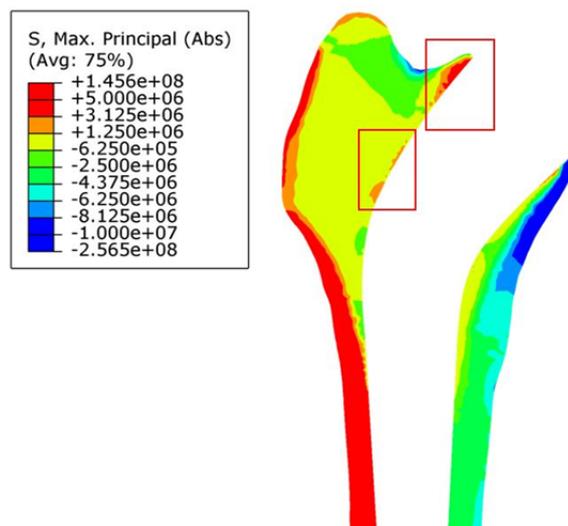


FIGURE 4.9 – Observation des localisations des contraintes dans le cas d'une prothèse non ostéo-intégré à l'instant t_2

Dans le cas de l'ostéo-intégration, la différence entre les deux instants t_1 et t_2 de la contrainte

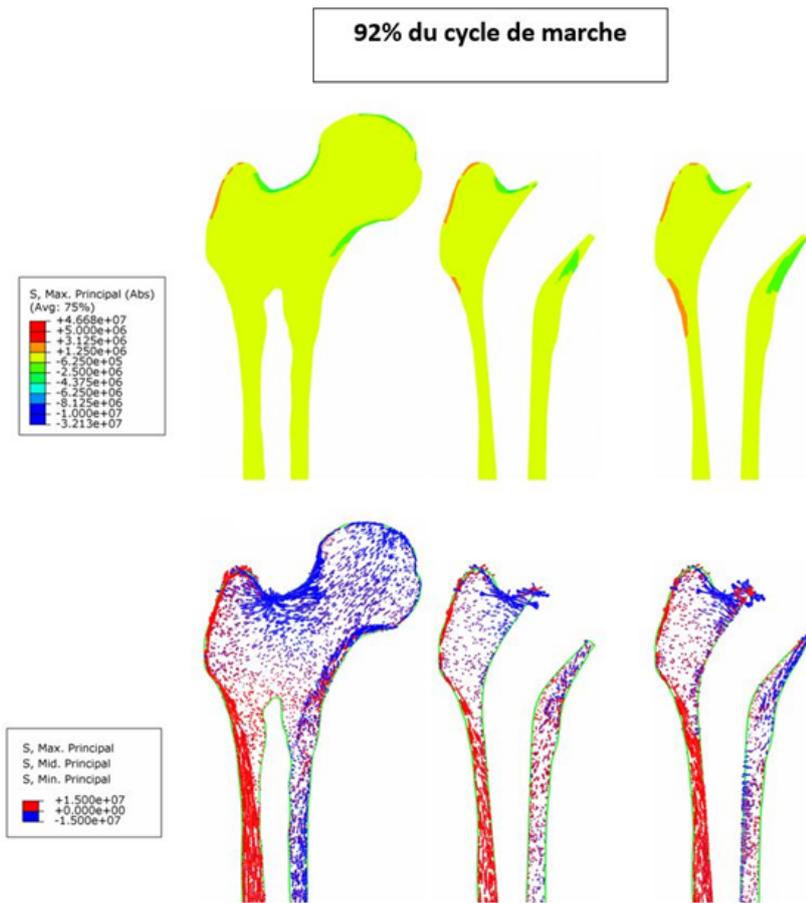


FIGURE 4.10 – La distribution des contraintes principales dans le plan frontal du fémur (ligne1) et le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte principale à l’instant t_3

principale maximale dans la diaphyse (médial) est de 6MPa alors que dans le cas de la prothèse non ostéo-intégrée elle est de 2MPa.

A 92% du cycle de marche, la répartition des contraintes principales maximales est très différente aux deux autres instants.

Pour les trois modèles, les contraintes sont nettement plus faibles à cet instant. Les trois fémurs sont soumis principalement à des contraintes de traction. Elles atteignent des valeurs de $1.25 \cdot 10^6$ Pa.

Une concentration de contrainte plus importante est observée dans les trois modèles au niveau du grand trochanter et au niveau du col fémoral, précisément au niveau de l’arc d’Adams et la fosse trochantérique.

Cette concentration est plus prononcée du côté médial que du col fémoral dans le cas de la prothèse non ostéo-intégrée.

Comme le montre la figure 4.10, la distribution des contraintes à cet instant ne diffère pas en qualité (le même type de distribution) de celle des autres instants, mais ses valeurs sont d’un ordre de grandeur plus petit.

La plus grande différence à cet instant est observée dans la tige fémorale. La diminution des valeurs de ces contraintes est expliquée par la position de la jambe. En effet à cet instant les forces appliquées sur le fémur proviennent uniquement de l’activité musculaire. Tout le poids du

corps est porté par l'autre jambe.

4.3 Analyse de la pression de contact lors du cycle dans le cas non-intégré

Afin de comprendre le jeu lors du cycle de marche entre les différentes parties de la prothèse et le tissu osseux, nous représentons sur la figure 4.11 aux différents instants du cycle de marche la contrainte normale de pression de contact CPRESS.

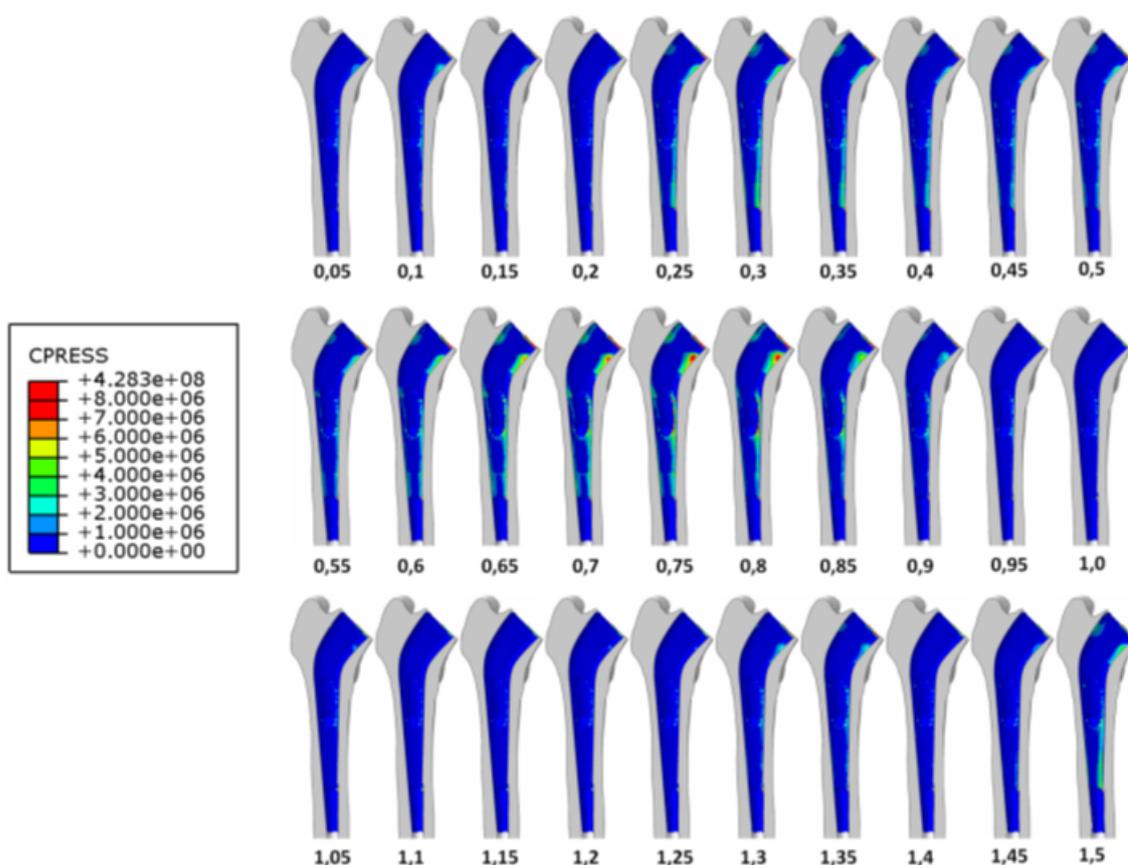


FIGURE 4.11 – Représentation de la force normale de la pression de contact aux différents incréments de chargement

La force de pression varie en fonction du temps selon la position de la jambe.

La prothèse est donc en léger mouvement pendant le cycle de la marche. Comme on peut le voir sur la figure 4.11, durant toute la phase d'appui du cycle de marche, c'est-à-dire jusqu'à $t=0.8s$, la contrainte normale de la pression est beaucoup plus importante que pendant la phase oscillante. Durant tout le cycle de marche, la prothèse exerce une pression sur le tissu osseux au niveau du col fémoral.

La valeur de cette pression varie d'un instant à un autre comme le montre la figure 4.12 qui représente la pression de contact aux instant $t_1=0.3s$, $t_2=0.75s$ et $t_3=1.15s$.

Au niveau de la diaphyse, la valeur de la pression de contact est de $5 \cdot 10^6$ Pa à l'instant t_1 . Cette valeur est moins importante à l'instant t_2 atteignant une valeur de $3 \cdot 10^6$ Pa du côté médial.

A l'instant t_3 , la valeur est nulle à cet endroit.

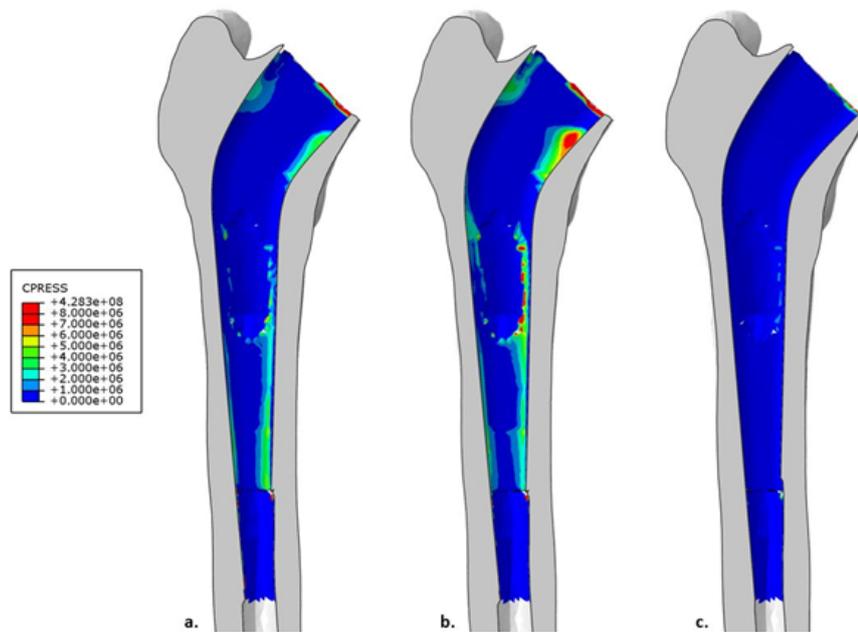


FIGURE 4.12 – Représentation de la force normale de la pression de contact a. à l'instant t_1 b. à l'instant t_2 c. à l'instant t_3

A l'instant t_2 la valeur de cette contrainte au niveau du col fémoral et de l'arc d'Adams est de $4.28 \cdot 10^8$ Pa. Une concentration des contraintes est observée du côté latéral de la diaphyse à cet instant. Ceci prouve bien qu'au moment où tout le poids est porté par la jambe, la tête prothétique est soumise à une compression qui provoque une pression de contact assez importante du côté médial du col fémoral et une légère inclinaison de la tige fémorale du côté latéral.

A l'instant t_3 où la jambe est soumise seulement aux forces musculaires, la prothèse n'exerce aucune force de pression de contact sur le tissu osseux.

4.4 Analyse des contraintes en coupes transversales

Nous avons effectué des coupes transversales sur les trois modèles aux deux instants t_1 et t_2 . Les figures 4.13, 4.14 et 4.15 représentent la contrainte principale maximale respectivement du fémur sain, du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée et du fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée. Pour chaque figure, la première colonne représente l'instant $t_1 = 24\%$ du cycle de marche et la deuxième colonne représente l'instant $t_2 = 60\%$. Pour les trois modèles, à l'instant t_1 , le fémur est moins sollicité, avec une concentration des contraintes de traction du côté latéral sur toute la diaphyse. Pour les deux cas du fémur contenant une prothèse, le moignon de la tête fémorale est moins sollicitée, ce qui prouve que c'est la tête prothétique qui absorbe les contraintes. À cet instant t_1 , le côté médial est soumis à des contraintes de compression dans les trois modèles, cependant, dans le cas du fémur sain, il s'agit d'une bande plus large qui s'étend sur tout le côté antérieur du fémur.

A l'instant t_2 , quand tout le poids du corps est porté par la jambe droite, le fémur est soumis à des contraintes plus importantes qu'à l'instant t_1 .

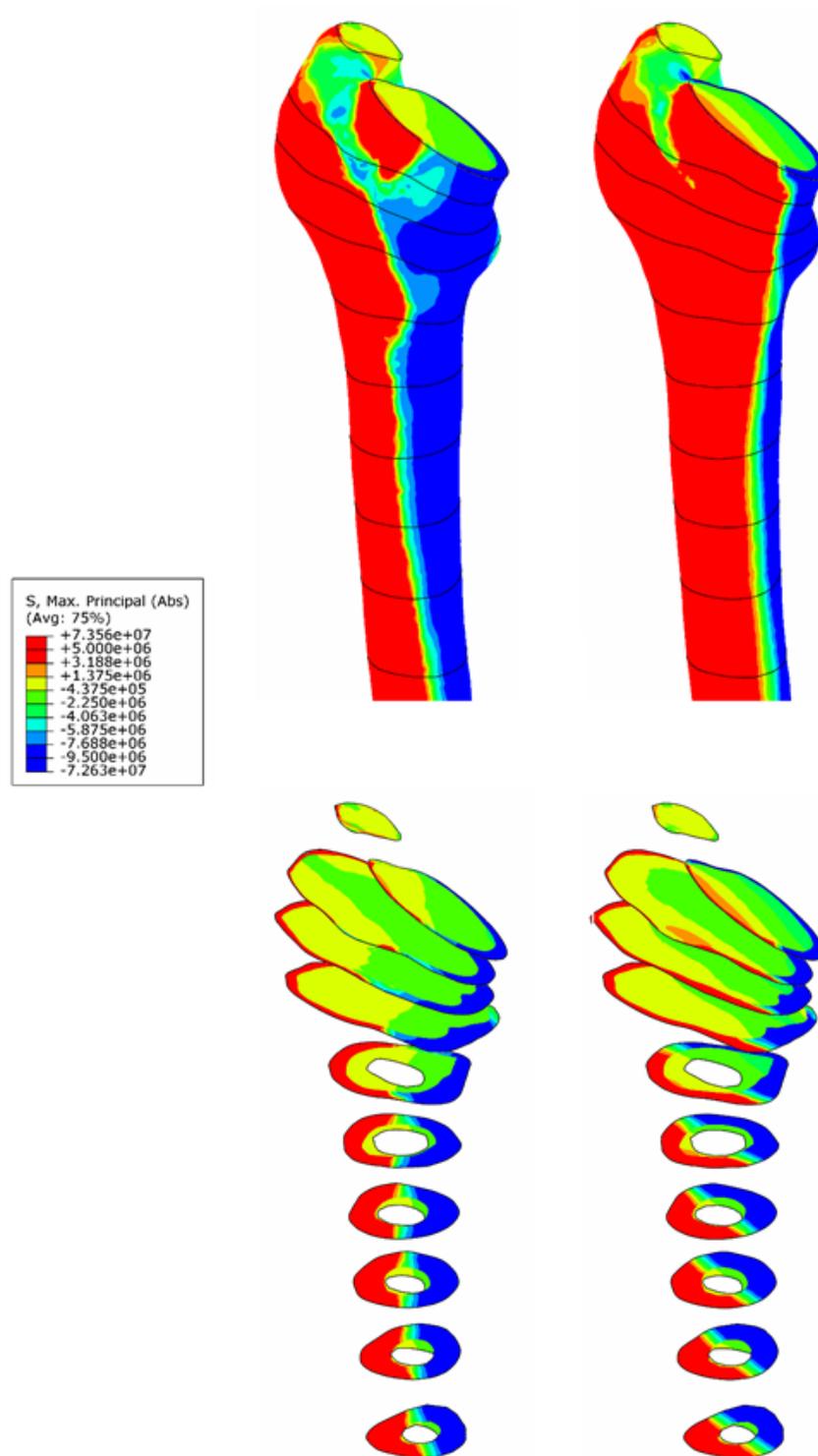


FIGURE 4.13 – Coupes transversales du fémur sain à $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)

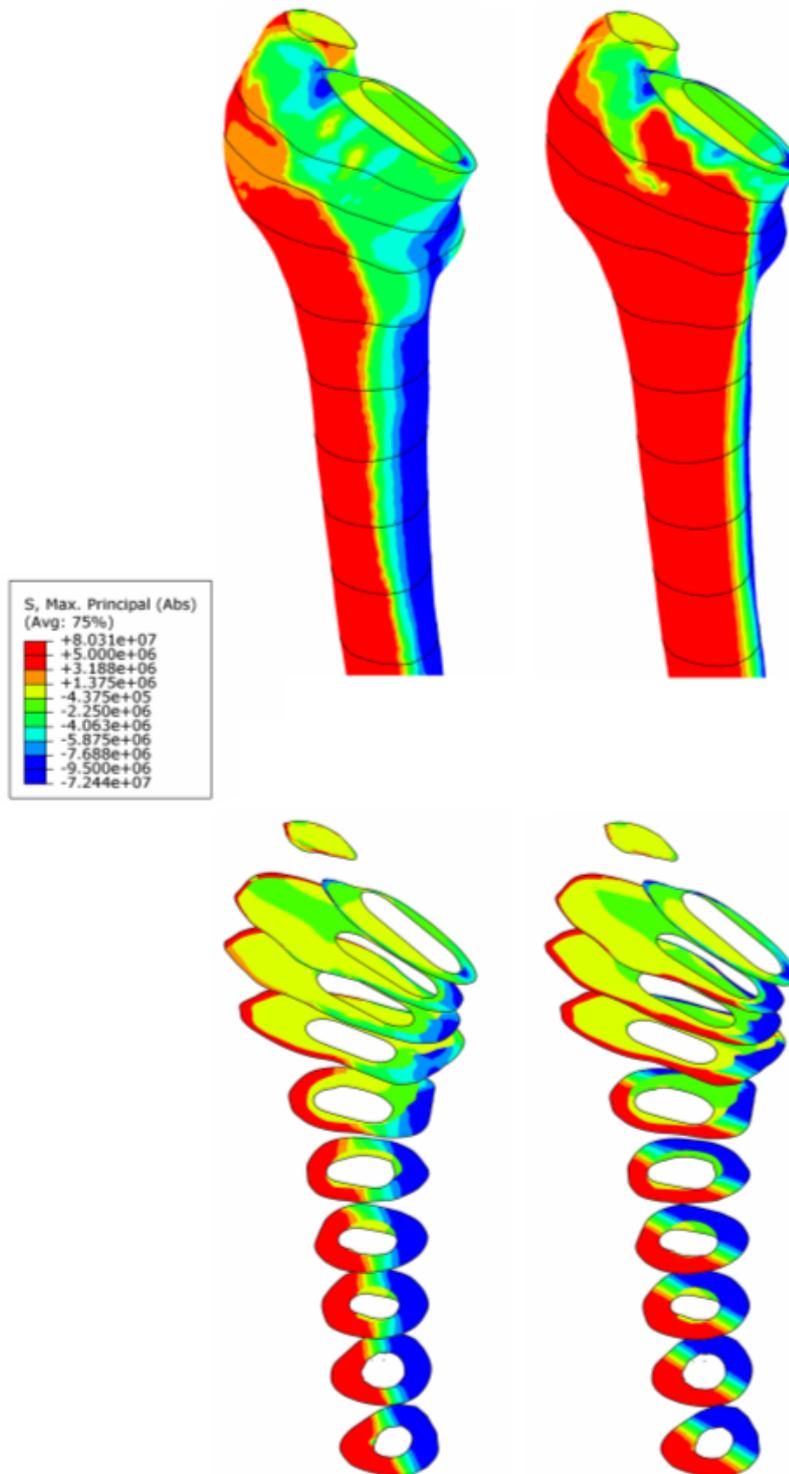


FIGURE 4.14 – Coupes transverses du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)

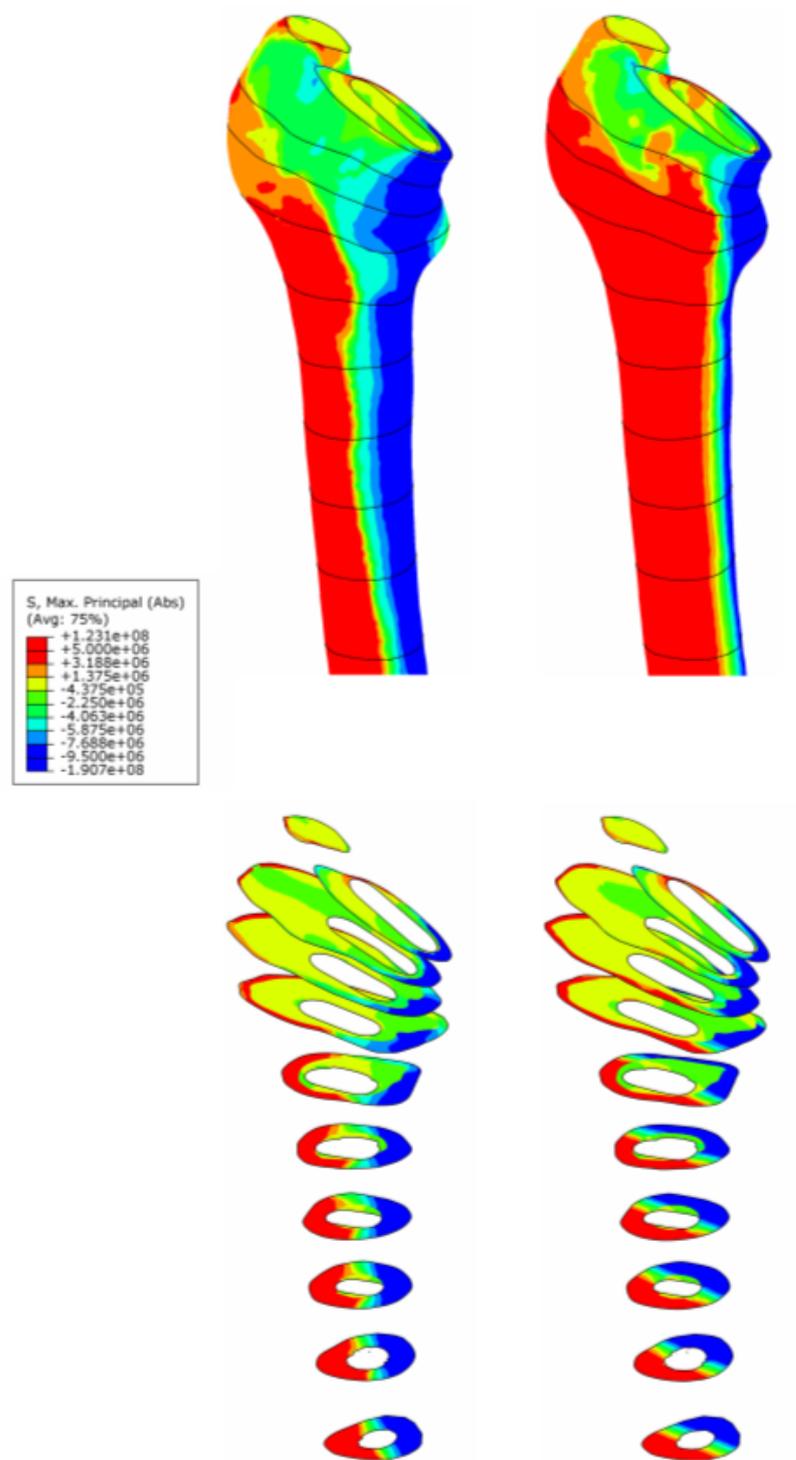


FIGURE 4.15 – Coupes transversales du fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée $t_1 = 24\%$ du cycle de marche (gauche) et à $t_2 = 60\%$ du cycle de marche (droite)

Conclusion

Les simulations numériques ont montré une différence significative entre les trois modèles pour les deux instants du cycle de marche analysés.

Les différences les plus remarquables sont observées au niveau de la diaphyse et au niveau du col fémoral, plus précisément au niveau de l'arc d'Adams.

L'insertion de la prothèse totale de hanche a affecté l'homéostasie du tissu osseux cortical.

C'est la tête prothétique qui absorbe les contraintes les plus importantes dans le cas des fémurs contenant une prothèse.

Dans le cas de non ostéo-intégration, une zone de concentration de contrainte est apparue au niveau du col fémoral (coté latéral proximal) et la valeur de contrainte principale maximale est passée dans le coté médial du col fémoral de -5.87×10^6 Pa (dans le cas ostéo-intégré) à -1.907×10^8 Pa (dans le cas de non ostéo-intégration) à cause du contact établi entre le fémur et la prothèse.

Sur la diaphyse la répartition des contraintes est pratiquement la même.

Chapitre 5

Essais de fatigue en traction sur l'os cortical bovin

Introduction

L'étude du comportement de l'os en fatigue in vivo est très complexe. Elle doit prendre en compte à la fois des contraintes dues aux chargements cycliques de la vie quotidienne et le phénomène de remodelage (régénération du tissu osseux).

L'étude des effets des chargements mécaniques sur le comportement en fatigue d'un os in vitro permet de comprendre le comportement en fatigue de l'os in vivo.

Evans et Lebow [197] étaient les premiers à déterminer la durée de vie en fatigue de l'os cortical. Ils ont effectué des essais en fatigue en flexion sur des échantillons de fémur humains.

En 1967, King et Evans [138] ont commencé à étudier les propriétés en fatigue de l'os, ils ont utilisé la technique de Weibull pour établir un graphique de l'amplitude de la contrainte en fonction du nombre de cycles jusqu'à la rupture (la courbe S-N).

Gray et Korbacher [198] ont examiné les propriétés en fatigue de l'os cortical en compression, Carter et Hayes [199] [200] ont montré des relations quantitatives entre la durée de vie en fatigue et plusieurs variables tels que l'amplitude de la contrainte, la température d'essai, la densité et la microstructure.

Et depuis, plusieurs auteurs ont travaillé sur la caractérisation du comportement en fatigue des tissus osseux (humain et animal) [156] [175] [158] [174] [144].

Ces études ont principalement rapporté des courbes de Wöhler (étendue de contraintes en fonction des cycles à la rupture) pour les échantillons testés dans différentes conditions.

Cependant, l'étude de l'accumulation des microfissures et son importance a été longtemps négligée.

C'est dans les années soixante que Frost a découvert le rôle de ces microfissures dans le phénomène de remodelage et depuis, plusieurs études s'y sont intéressées [140] [141].

En 1977, Carter et Hayes [201] [202] ont commencé la caractérisation du processus d'accumulation des endommagements en fatigue après les essais par un examen microscopique.

Leurs résultats ont fourni des informations sur la nature micromécanique de la déformation dans l'os.

Les études précédentes ont utilisé la coloration histologique et les techniques conventionnelles de microscopie optique pour observer les microfissures dans les coupes histologiques de l'os [202], [203].

Currey et Brear [204] ont montré que les microfissures apparaissent aux endroits où l'on pouvait

s'attendre à ce qu'elles existent en relation avec des concentrations de contraintes induites mécaniquement (pré-fissures, porosité...).

L'endommagement de l'os cortical se caractérise par la formation des microfissures de plusieurs dizaines de micromètres qui apparaissent à quelques micromètres les unes des autres sans se fusionner [205].

Le grand nombre de petites microfissures, et leur insensibilité apparente à l'existence des autres, suggèrent que la rupture en fatigue n'est pas due seulement à leurs apparitions mais plutôt à leurs développements et leurs fusions entre elles [206].

Jusqu'à nos jours, la quantification des micro-endommagements sous forme de microfissures est difficile.

La morphologie, la taille ainsi que la localisation des microfissures dépendent fortement des contraintes mécaniques auxquelles l'os est soumis [142] [140] [143].

D'après [144] [145], l'os cortical en compression présenterait davantage de fissures croisées ou linéaires isolées en revanche en traction les micro-endommagements sont plutôt diffus (répandus dans toutes les directions).

Les études de Carter et Hayes [202], [170] ont montré un comportement de l'os en fatigue similaire à celui des composites du point de vue microfissuration cumulative, croissance des vides et à la rupture des fibres.

Le décollement et la microfissuration sont les principaux modes d'endommagement de l'os compact.

Ces phénomènes vont être étudiés dans les derniers paragraphes de ce chapitre en analysant les images tomographiques des échantillons pendant et après les essais de fatigue en traction. Mais avant nous exposons toute la procédure expérimentale suivie (choix de la géométrie, la taille, procédure de découpe, déroulement des essais...) pour enfin présenter les résultats expérimentaux des essais de fatigue effectués.

5.1 Matériels et méthodes

Comme le montre les résultats de la modélisation numérique de la marche humaine avec ou sans prothèse, le fémur, et précisément l'os cortical, est soumis principalement à des contraintes de tension et de compression.

Nous avons donc opté pour des tests de fatigue en traction.

5.1.1 Choix du modèle animal

Dans le cadre des essais expérimentaux, l'obtention de fémurs humains demeure une procédure assez compliquée à réaliser et comprend certaines réglementations formelles. Il est donc nécessaire de trouver un modèle animal approprié ayant des caractéristiques mécaniques similaires.

Le fémur humain, et spécialement le col fémoral, a une forme atypique et unique en la comparant avec ceux des primates ou d'autres mammifères. Cette différence est liée à la bipédie. Par conséquent, on ne peut jamais trouver un modèle animal qui ressemble parfaitement à l'os humain.

Cependant, dans les études sur l'os, et principalement dans l'expérimentation, les modèles animaux les plus utilisés sont : le porc, le veau, le mouton ou encore le rat ... [30] [146].

L'utilisation de ces modèles est justifiée par l'existence d'une certaine ressemblance structurale et morphologique au moins à l'échelle microscopique.

Il a été prouvé que les os porcins et bovins sont les plus similaires d'un point de vue structural avec l'os humain [147] [146].

L'os bovin a été choisi pour notre étude expérimentale pour deux raisons :

- La première est l'épaisseur de la couche du tissu compact qui nous permet l'obtention de la taille des échantillons qu'on souhaite extraire dans différents emplacements
- La deuxième est sa dimension qui permet l'extraction d'un nombre important d'échantillons par fémur (élimination de la différence des caractéristiques d'un fémur à un autre) et de taille raisonnable.

Comparaison entre l'os humain et bovin

La figure 5.1 ci-dessous montre deux têtes fémorales (bovine et humaine) et illustre bien une morphologie très différente que ce soit au niveau de la taille (chose qu'on ne peut pas observer sur les images) et de la forme.

La tête fémorale humaine est plus grande que la tête fémorale bovine avec une couche plus épaisse de cartilage.

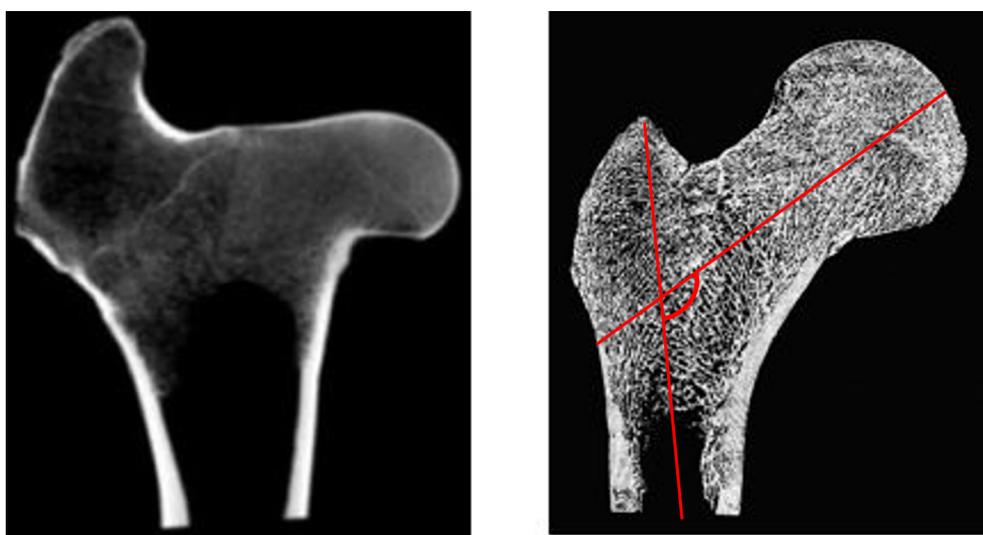


FIGURE 5.1 – Tête fémorale bovine [153] b. tête fémorale humaine [148] observées par tomographie

L'angle cervico-diaphysaire (indiqué en rouge sur la figure 5.1), d'inclinaison entre le col et le corps du fémur humain est normalement compris entre 115° et 140° . Dans les cas contraires nous parlons de la hanche en coxa vara s'il est inférieur à 115° et la hanche en coxa valga s'il est supérieur à 140° .

En revanche l'angle cervico-diaphysaire bovin est environ de 90° , conséquence de la quadrupédie de l'animal.

Le col du fémur humain est plus long et de forme cylindrique, contrairement au col bovin qui est affaissé et court. L'angle cervico diaphysaire est ouvert en dedans et projette la tête vers l'avant (antépulsion) augmentant ainsi la surface de sustentation (délimitant les deux jambes) donnant à la position bipédique un meilleur équilibre.

Ces caractéristiques structurelles de la tête fémorale aboutissent à des mouvements libres dans les trois axes : abduction/adduction, flexion/extension, rotation interne /rotation externe.

Ces mouvements sont impossibles pour le bœuf à cause de la forme entassée et relativement courte de son col fémoral. La diaphyse humaine de forme cylindrique est constituée d'une couche corticale moins épaisse que celle de la diaphyse bovine de forme légèrement en triangle.

Malgré ces différences morphologiques, il est difficile de différencier l'os humain et bovin s'ils sont

fragmentés.

En effet, l'os cortical de certains mammifères, et spécialement bovin, ressemble beaucoup à celui de l'homme sur le plan microscopique.

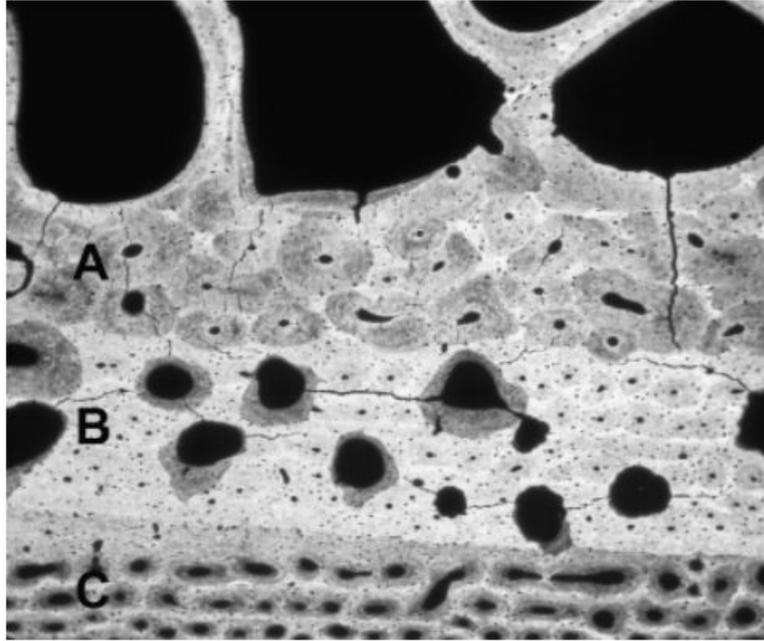


FIGURE 5.2 – Image microscopique de l'os du mouton illustrant les types de tissus osseux dans une section d'os cortical. (A) Tissu osseux Haversien (zone endostéale), (B) phase de transition entre le tissu osseux Haversien secondaire et le tissu osseux plexiforme primaire (zone mésostéale), (C) tissu osseux plexiforme (zone périostéale). [30]

L'os cortical humain contient un seul type de tissu osseux - haversien, en revanche dans le cortical bovin, comme chez la plupart des mammifères, les tissus osseux haversiens et plexiformes chevauchés coexistent souvent dans la même section transversale dans les os longs.

L'os plexiforme est un type de tissu osseux primaire du groupe des tissus osseux lamellaires (Figure 5.2) [29] [30].

Ce type de tissu osseux est une des caractéristiques de l'os cortical des os longs des grands animaux à croissance rapide tels que les bœufs, les vaches et les porcs, ainsi que les chiens et autres carnivores. On le trouve moins dans l'os des primates, et il est rarement présent dans l'os foetal humain. [149]

L'os plexiforme a une structure similaire à celle de l'os lamellaire, mais il contient un système de vascularisation plus dense et plus complexe. Ce type de tissu osseux présente également des espaces vasculaires résiduels rectilignes, donnant un aspect de « mur de briques ». [150]

Cependant chez certains mammifères, tels que le bœuf, la vache ou le cheval, ce tissu peut ne pas survivre post-mortem. Un incident, un traumatisme ou des endommagements péri-mortem [27] peuvent entraîner le retrait du tissu osseux plexiforme de la zone périostée, où ce tissu osseux est logé chez les grands mammifères adultes, donc le seul tissu restant est le tissu haversien. Pour mieux comparer ces os (humain et bovin), des mesures des diamètres des ostéons, des canaux haversiens et lignes de ciments ainsi que la densité des canaux par mm^2 ont été rapportées dans la littérature et sont résumées dans le tableau 5.1 ci-dessous :

TABLE 5.1 – Tableau comparatif de l'os cortical humain et bovin

	Fémur humain	Fémur bovin
Diamètre des ostéons(μm)	250 ± 10 [154][66]	140 ± 20 [152]
Diamètre des canaux haversiens (μm)	33.90-38.90 [152]	21.66-33.50[152]
Épaisseur des lignes de ciments (μm)	1-5 [152]	1-5[155]
Densité des canaux haversiens par mm^2	5.99-6.62 [152]	2.83-4.41[152]

D'après le tableau 5.1 , nous pouvons voir que le fémur humain est plus dense en canaux haversiens que le fémur bovin.

Les diamètres des canaux haversiens et des ostéons du fémur humain sont plus grands que ceux du fémur bovin.

Cependant cette différence n'est pas énorme surtout pour le diamètre des canaux haversiens (33.90-38.90 μm pour le fémur humain et 21.66-33.50 μm pour le fémur bovin).

L'épaisseur des lignes de ciments est la même pour les deux fémurs.

Après cette étude comparative entre le fémur humain et bovin nous avons choisi de travailler avec ce dernier pour cette partie expérimentale.

5.1.2 Choix de la géométrie et des dimensions d'éprouvettes par simulation numérique

Une tomographie de deux fragments de la diaphyse fémorale bovine (figure 5.3) a été faite afin de prendre une décision concernant la taille et la forme des éprouvettes.

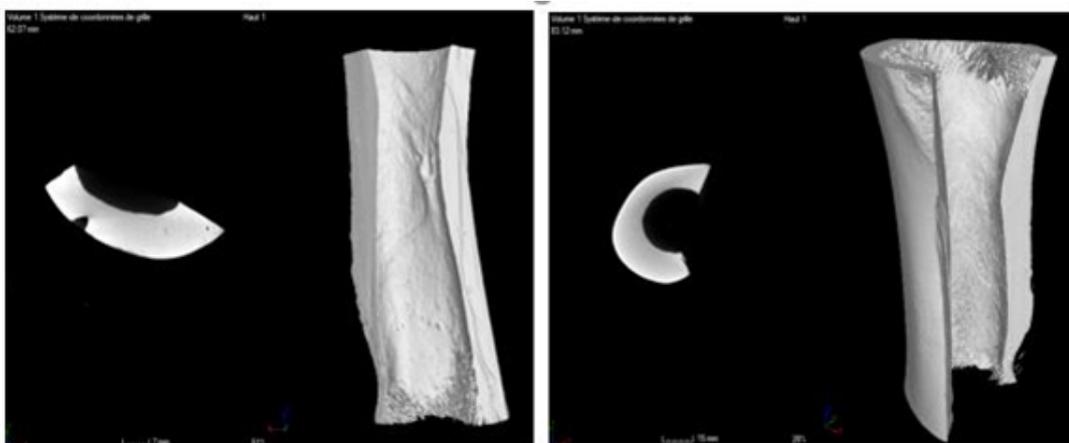


FIGURE 5.3 – Reconstruction 3D des deux fragments de la diaphyse bovine

Nous nous sommes inspiré des éprouvettes classiques de traction de forme « os de chien » comme le montre la figure 5.4 (dogbone sample) que nous avons modifié petit à petit jusqu'à l'obtention de la géométrie et les dimensions adéquates.

L'usinage des échantillons standardisés est difficile vu l'épaisseur de la couche corticale, qui varie de 7 à 13 mm, et son hétérogénéité. Nous nous sommes donc inspirés des dimensions des échantillons utilisées dans la littérature [157] [158] [159] [160].

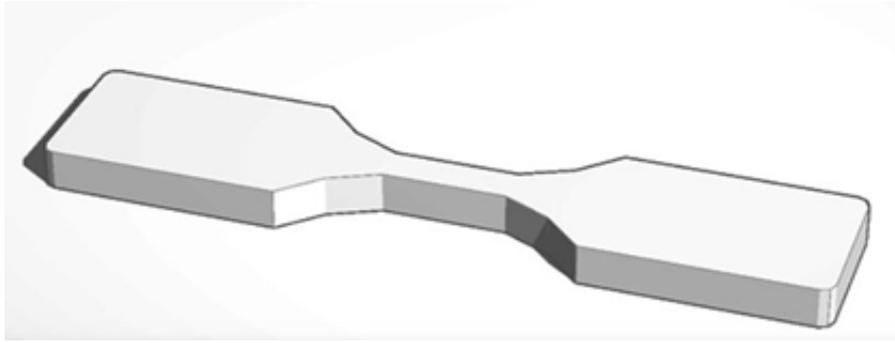


FIGURE 5.4 – Éprouvette de traction de forme d'os de chien

Afin de bien choisir les dimensions de nos échantillons, nous avons effectué des simulations numériques sur des échantillons de différentes dimensions qui seront détaillées dans le paragraphe suivant.

5.1.2.1 Construction du modèle

En se basant sur la même géométrie, plusieurs modèles d'éléments finis 2D, axisymétriques et 3D de différentes dimensions d'éprouvettes ont été créés à l'aide du logiciel Abaqus®.

La longueur et la largeur de l'éprouvette sont respectivement 26mm et 6mm. Son épaisseur est de 3 mm. Pour la zone utile nous avons testé plusieurs rayons de raccordement allant de 4 à 9 mm et de réduction d'épaisseur de 1 mm.

Les mors modélisés sont de dimensions $5.4 \times 5.5 \times 1.5$ mm avec un rayon de raccordement de 1 mm.

Les résultats de la simulation numérique montrent une mauvaise répartition des contraintes en plus d'un glissement de l'éprouvette.

Nous avons donc décidé d'augmenter le rayon de raccordement de 10 mm et de profondeur 1mm (plan z), mais nous avons aussi rajouté un autre rayon de raccordement de même dimension (10 mm) mais de réduction d'épaisseur de 0.5 mm (plan y).

La géométrie finale de l'échantillon est illustrée dans la figure 5.5 ci-dessous.

5.1.2.2 Choix des paramètres de l'éprouvette et résultats

Maillage

L'échantillon ainsi que les mors sont maillés en utilisant des éléments hexaèdres à intégration réduite (C3D8R : 8 nœuds).

Définition des matériaux

Pour les mors, nous avons admis qu'ils sont fabriqués en acier.

L'acier sera considéré comme un matériau homogène isotrope ayant un module de Young égal à $E=210$ GPa et un coefficient de Poisson = 0.3.

Les échantillons sont définis comme os cortical ayant les propriétés mentionnées dans le chapitre 3 (section 3.2.1).

Interaction

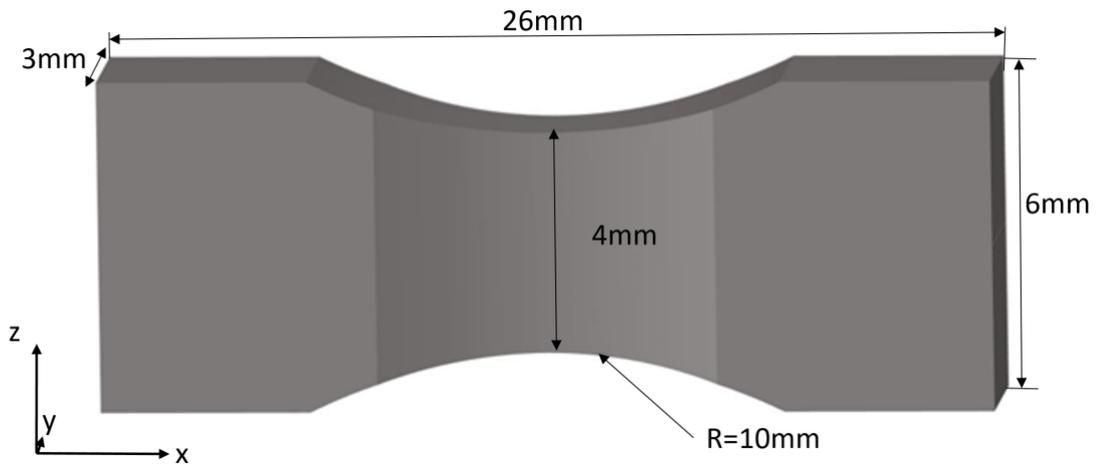


FIGURE 5.5 – Géométrie finale de l'éprouvette

Un contact de type surface à surface avec un coefficient de frottement égal à 0.5 a été défini entre l'échantillon et les mors.

La surface des mors est considérée comme maître, tandis que la surface de l'échantillon est considérée comme esclave.

Conditions aux limites

Les conditions aux limites sont représentées sur la figure 5.6 :

- Prise en compte des trois plans de symétrie (X,Y et Z).
- Application du déplacement $U_x=0.05$ (figure 5.6).

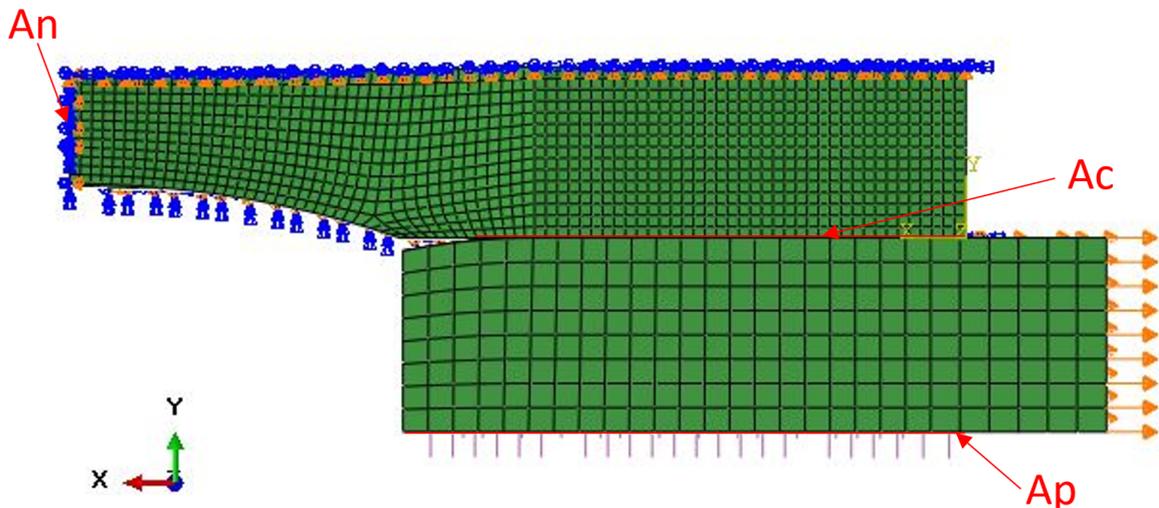


FIGURE 5.6 – Modèle d'éléments finis 3D

Nous cherchons à calculer la pression à appliquer sur les mors.

Nous avons :

σ : Contrainte axiale

A_n : Surface nominale de l'échantillon (partie utile)

A_c : Surface de contact entre le mors et l'échantillon

A_p : Surface sur laquelle on applique la pression (sur le mors)

μ : Coefficient de frottement

p : Pression sur les mors

D'après Zioupos en 1996 [171] la contrainte ultime en traction de l'os cortical bovin est d'environ $\sigma=120\text{MPa}$, on veut donc calculer la force de traction pour une contrainte axiale de l'ordre de $\sigma=100\text{MPa}$. La force de traction est alors :

$$F = A_n \times \sigma = 100 \times A_n \quad (5.1)$$

Pour empêcher le glissement de l'éprouvette, il faut que cette force soit au maximum égale à la force de frottement F_t

$$F_t = F = A_n \times \sigma = 100 \times A_n \quad (5.2)$$

Alors la force de serrage F_c doit satisfaire l'équation :

$$F_t = \mu \times F_c \quad (5.3)$$

Elle vaut alors :

$$F_c = \frac{F_t}{\mu} = \frac{100 \times A_n}{\mu} \quad (5.4)$$

Cette force est obtenue par application de la pression de serrage des mors.

Nous avons alors :

$$F_c = p \times A_p = \frac{100 \times A_n}{\mu} \quad (5.5)$$

D'où l'équation 5.6 et on obtient donc une pression minimale à appliquer sur le mors qui vaut :

$$p = \frac{A_n \times \sigma}{A_p \times \mu} = 28.24\text{MPa} \quad (5.6)$$

Résultats et discussion

Les résultats de la simulation numérique montrent une bonne répartition des contraintes (figure 5.7), avec une concentration des contraintes au niveau de la zone utile de section 8mm^2 .

Aucun glissement entre les mors et l'éprouvette n'est observé, ce qui nous a permis la validation de la géométrie, des dimensions des mors et du serrage à appliquer sur les mors.

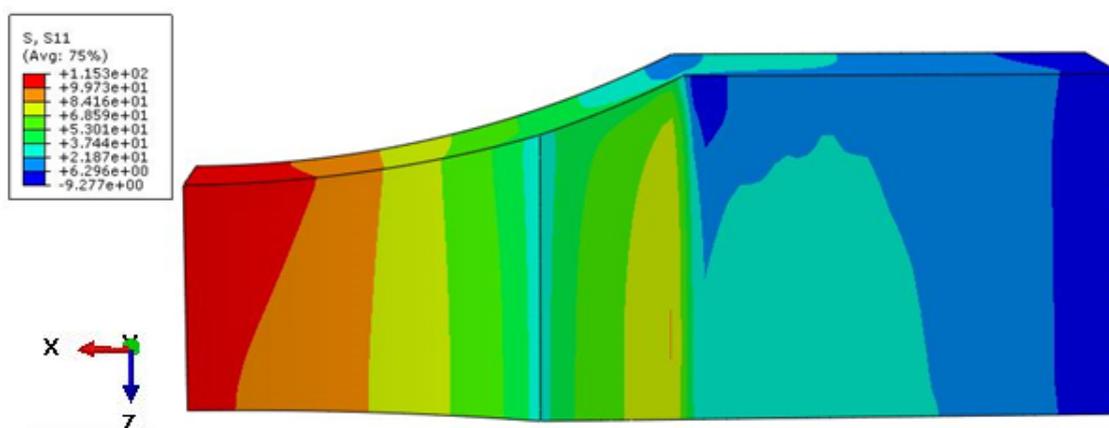


FIGURE 5.7 – Résultat de la simulation de l'éprouvette finale

5.1.3 Préparation des échantillons osseux

Comme tous les matériaux biologiques, les propriétés du tissu osseux dépendent du milieu physiologique dans lequel il est gardé. Il est donc nécessaire de prendre certaines précautions afin de recréer des conditions similaires à celles *in vivo*.

Dans la littérature, nous trouvons plusieurs méthodes de stockage de l'os. Les méthodes et les conditions de conservation et de découpe sont variées, ou sont parfois décrites de manière différente, de sorte qu'il devient difficile de comparer les travaux des différents auteurs.

Dans notre travail, pour le stockage, la conservation et la découpe, nous nous sommes basés sur le protocole du Laboratoire d'Etude des Microstructures et de Mécanique des Matériaux à l'ENIM et les travaux de Elias D.Sedlin et ses collaborateurs [161].

54 échantillons ont été préparés à partir de 3 fémurs bovins frais provenant de la boucherie **Kamin** de Saint Avold.

Il s'agit de génisses âgées de 3 à 5 ans n'ayant pas d'antécédents pathologiques osseux.

5.1.3.1 Conservation et congélation

Il est nécessaire que les propriétés mécaniques de l'os cortical soient préservées entre l'obtention des fémurs, le prélèvement des échantillons et le moment des mesures.

Il a été prouvé que la sécheresse de l'air altère les propriétés physiques de l'os en moins d'une heure et que la congélation à -20°C pendant 100 jours des spécimens n'a aucun effet significatif sur les propriétés du tissu osseux [161] [162].

Linde et Sorensen [163] ont montré qu'un cyclage de congélation/décongélation de 5 cycles n'affecte pas la raideur des échantillons osseux.

Nous avons donc suivi des cycles de congélation /décongélation résumés plus bas :

-1ère congélation : après la réception, le nettoyage, et la première partie de découpe, les fragments de la diaphyse sont enrubannés à l'aide d'un ruban à gaz imbibé du sérum physiologique et sont congelés à -20°C .

-1ère décongélation : à la température ambiante, 24h avant l'usinage dans du sérum physiologique.

-2ème décongélation : à la température ambiante dans du sérum physiologique pour l'imagerie par tomographie pour les échantillons concernés.

-3ème décongélation : les échantillons sont placés 24h avant les essais dans le sérum physiologique

à 4°C, puis laissés à température ambiante 4h avant le test.
Le protocole des autres congélations est identique à la première.

5.1.3.2 Découpe des échantillons



FIGURE 5.8 – Fémur bovin droit

A leur arrivée, les fémurs ont été nettoyés des résidus de chair, des muscles et des tendons. Les premières étapes de découpe sont :

- Scier sous l'eau à 20 mm de la mi- diaphyse pour enlever la tête fémorale et l'extrémité distale
- Découper sous l'eau le fémur transversalement en deux pour obtenir deux fragments de 75 mm à l'aide de l'outil multi-usage « Dremel »
- Découpe des deux fragments longitudinalement sur 3 parties (Médial-Antérieur ; Antérieur-Latéral ; Postérieur-Latéral) comme le montre la figure 5.8.

Chaque fragment est ensuite fixé dans de la résine pour assurer la perpendicularité une fois fixé dans le montage de découpe. L'os a été coupé et usiné à l'aide d'appareils de précision limitant l'échauffement (grâce au système de lubrification à l'eau) et les contraintes qui peuvent être exercées sur celui-ci. Une scie circulaire LOGTECH contenant un disque à lame diamantée à vitesse lente est utilisée pour la découpe des pré-échantillons de géométrie parallélépipédique.

Comme indiqué ci-dessous, trois types d'échantillons ont été usinés (figure 5.9) :

- Longitudinal-Tangentiel (la longueur et la largeur de l'échantillon sont respectivement selon l'axe longitudinal et tangentiel de la diaphyse)
 - Longitudinal-Radial (la longueur et la largeur de l'échantillon sont respectivement selon l'axe longitudinal et radial de la diaphyse)
- Tangentiel-Longitudinal (la longueur et la largeur de l'échantillon sont respectivement selon

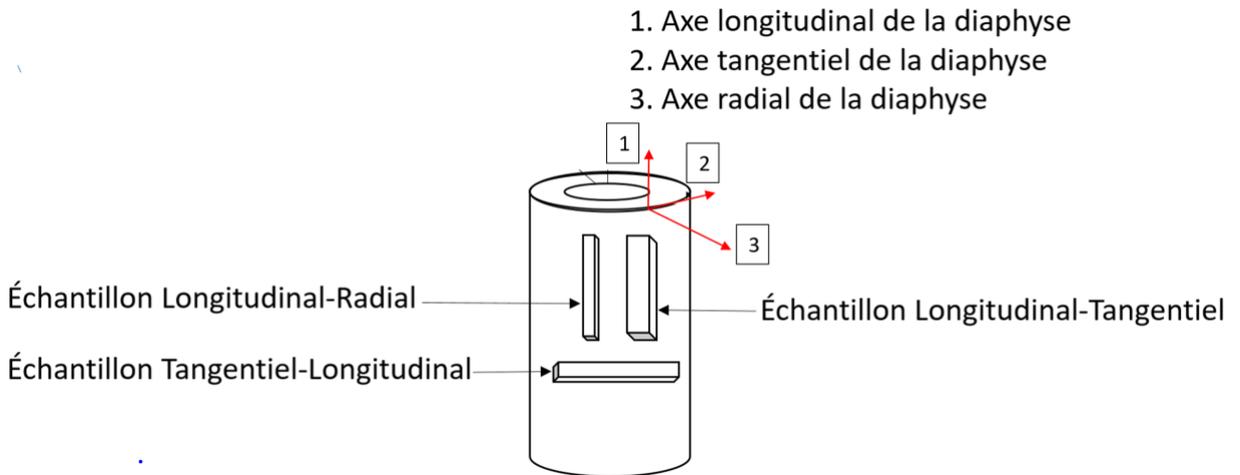


FIGURE 5.9 – Les trois types d'échantillons usinés

l'axe tangentiel et longitudinal de la diaphyse)

Pour chaque type d'échantillon, 3 découpes sont faites, une première dans la direction longitudinale comme le montre la figure 5.10, une deuxième dans la direction radiale et une dernière coupe transversale.

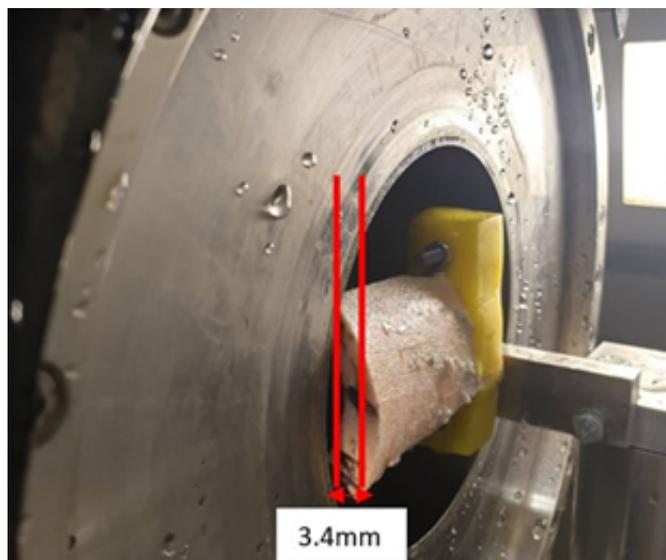


FIGURE 5.10 – Découpe dans la direction longitudinale

Nous prenons à titre d'exemple les étapes de découpe d'une éprouvette de direction longitudinale-tangentielle :

- Une première coupe est réalisée dans la direction longitudinale de la diaphyse. Il est nécessaire de couper assez profondément pour pouvoir les détacher après. Dans cette direction, les coupes sont espacées de 3.4mm correspondant à l'épaisseur finale de l'échantillon et l'épaisseur du disque utilisé.
- Une deuxième coupe est ensuite réalisée dans l'axe radial. Dans cette direction, les coupes sont

espacées de 6.4mm correspondant à la largeur finale de l'échantillon et l'épaisseur du disque utilisé.

- Une troisième coupe transversale est finalement effectuée. Dans cette direction, les coupes doivent être débouchantes et sont espacées de 26.4mm correspondant à la longueur finale de l'échantillon et l'épaisseur du disque utilisé.

Les échantillons obtenus sont dépourvus d'encoches à ce stade de la préparation. Une fraise sphérique de rayon 9.52mm et de queue de 8mm est insérée dans la fraiseuse pour réaliser les canaux en un seul passage sur les quatre faces de l'échantillon.

Afin de maintenir en place l'échantillon lors de l'usinage des encoches, un outil de fixation a été usiné sur mesure en bakélite pour la réalisation des entailles comme le montre la figure 5.11.

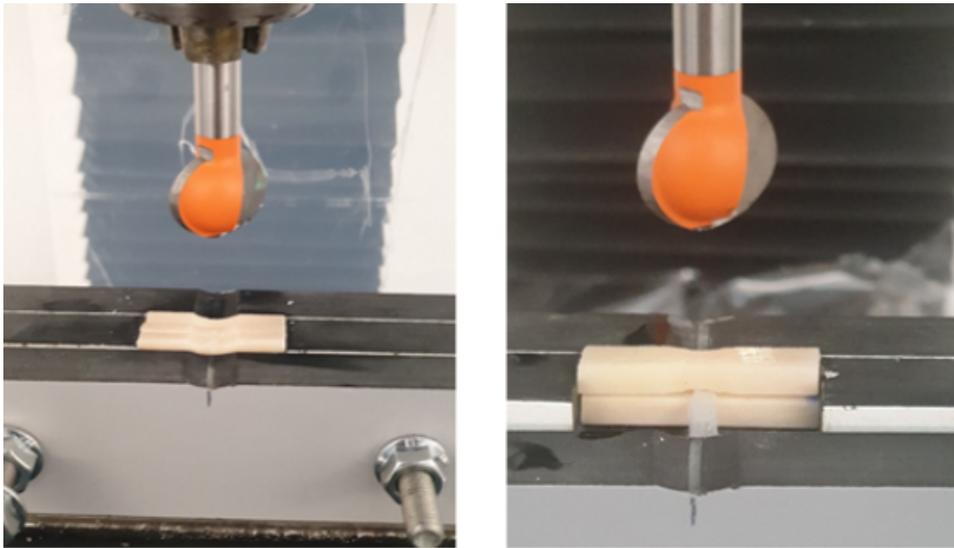


FIGURE 5.11 – Usinage des entailles des éprouvettes

Pour la deuxième entaille une cale de 0.5 mm d'épaisseur est posée entre les échantillons superposés pour éviter la déflexion et pour obtenir la bonne géométrie de la partie utile de l'échantillon. La découpe des échantillons est terminée.

Le marquage est très important car il permet d'identifier chaque échantillon de manière à pouvoir retrouver son orientation dans la diaphyse, sa position par rapport aux autres échantillons et l'animal dont il est issu.

Nos échantillons sont marqués de la manière suivante :

F-Numéro du fémur -Partie de la diaphyse-Quadrant-orientation des échantillons- Numéro de l'échantillon.

-Numéro de fémur : F1,F2,F3

-Partie de la diaphyse : 1, 2 (voir figure 5.12)

-Quadrant : P : postérieur, A : antérieur, M : médial, L : latéral (voir figure 5.12).

-Orientation de l'échantillon : longitudinale : Long, tangentielle : Tang, radiale : Rad

-Numéro de l'échantillon : S1, S2, S3. . .

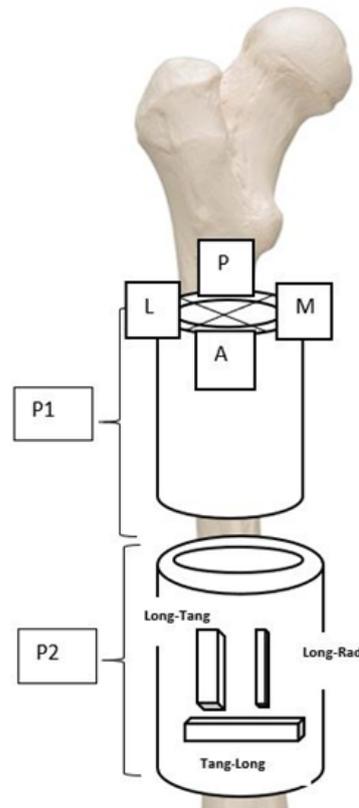


FIGURE 5.12 – Schéma explicatif du codage des échantillons

Les échantillons sont donc tous marqués de cette manière : F1-1-AL-Long-Tang –S1.

5.1.4 Conditions de déroulement des essais de fatigue

Les essais de fatigue en traction se sont déroulés dans le laboratoire « Des Essais De Fatigue » département de la résistance à l'usure des matériaux et des structures au sein de l'Université AGH des sciences et de la technologie de Cracovie sous la direction de Pr. Tomasz Machniewicz. Les propriétés mécaniques de l'os et son comportement en fatigue dépendent de l'environnement auquel il est soumis.

Il est donc nécessaire de prendre en compte quelques mesures et précautions pendant les essais pour se rapprocher aux mieux des conditions physiologiques rencontrées in vivo.

5.1.4.1 Dispositif d'essai

Une machine d'essai universelle **MTS 810 Material Test System** équipée d'une cellule de charge de 1000 N (S2M de classe de précision élevée soit 0.02 et une grande sensibilité égale à 2 mV/V) a été utilisée.

Le dispositif expérimental est illustré à la figure 5.13.

Un dispositif de serrage a été conçu, fabriqué et monté en suivant le protocole établi par la norme ASTM D63812. Les mors sont usinés en acier inoxydable afin de limiter la réaction chimique avec l'os.



FIGURE 5.13 – Dispositif expérimental de traction

Nous avons donc conçu et fabriqué un dispositif de serrage sous conseil de Pr. Machniewicz Tomasz.

Les échantillons sont fixés dans ces mors par leurs extrémités comme le montre la figure 5.14 .

Le couple de serrage appliqué pour tous les échantillons est de 1.4 Nm.

Un extensomètre (d'une sensibilité de 0,15 % de la pleine échelle sur la longueur de la section centrale de l'éprouvette) a été mis en place pour mesurer le déplacement des mors et qui nous permet par la suite d'évaluer la déformation dans la partie utile de l'éprouvette.

La déformation axiale inhomogène est une cause d'erreur majeure dans la détermination du module de Young [163].

L'allongement axial est mesuré par le capteur de déplacement de la machine de traction.

Cependant ce capteur enregistre non seulement l'allongement de l'éprouvette mais aussi celui de toutes les pièces, en série avec l'éprouvette, constituant le montage, ce qui peut induire une sous-estimation de la raideur de l'éprouvette.

5.1.4.2 Conditions des essais de fatigue

Il est important de prendre en compte la température lors des essais mécaniques. Les échantillons devraient normalement être testés à 37°C, ce qui n'est pas toujours facile à respecter.

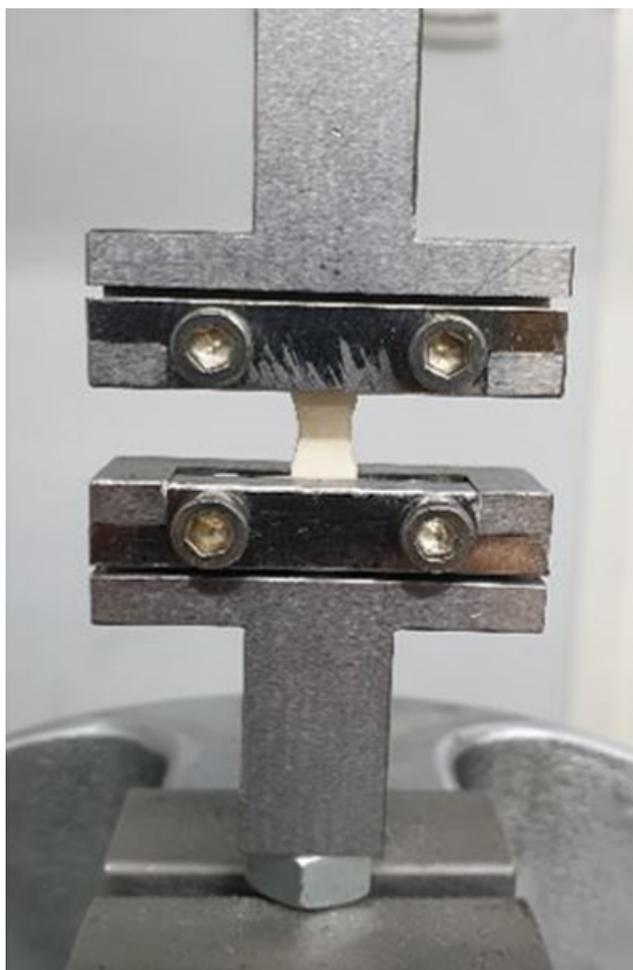


FIGURE 5.14 – Les mors de fixation des éprouvettes

Nous avons donc réalisé nos tests dans une salle dont la température était de 22°C au début de chaque essai et allant jusqu'à 30°C au cours de la journée.

Donc on est bien dans l'intervalle compris entre 21°C et 37°C comme le recommande [162].

Il a été prouvé que la déshydratation des échantillons joue un rôle significatif dans la modification des propriétés mécaniques de l'os cortical [162][166][167].

En effet, Guidoni et Swain (2010) [166] ont montré dans leurs travaux que la rigidité des échantillons séchés à l'air augmente de 40 %.

Rho et ses collaborateurs [168] ont aussi prouvé que la rigidité de l'os cortical bovin déshydraté augmente (15% dans les ostéons et 10% dans l'os interstitiel).

Le même phénomène a été identifié concernant la dureté de l'os (18% dans les ostéons et 12% dans l'os interstitiel).

Par conséquent, pendant l'expérience, les échantillons sont pulvérisés d'une solution physiologique (9 gNaCl/L) pour s'assurer qu'ils ne se dessèchent pas.

Comme l'os est un matériau viscoélastique [164] [165], il est important de choisir une bonne fréquence de sollicitation.

Bergmann et al. (2001) [169] ont utilisé des accéléromètres portés dans la vie quotidienne normale par des patients pour mesurer la fréquence des cycles en marchant, en montant et en descendant

les escaliers, en se levant et en s'asseyant.

Les fréquences physiologiques sont comprises entre 0.5 et 2Hz [156].

Nous avons donc décidé de soumettre nos échantillons à une fréquence de cycle de 2Hz comme c'est le cas dans plusieurs études antérieures [171] [172] [173].

Il est important de signaler qu'en étudiant le comportement en fatigue des os humains et bovins, Taylor [156] a prouvé que l'effet de la fréquence est le même pour l'os humain et l'os bovin.

Au préalable de ces essais de fatigue, nous avons effectué deux tests de traction simple pour chaque direction afin de déterminer la contrainte ultime sur laquelle on se base pour le choix des niveaux de contraintes appliquées en fatigue.

5.1.5 Tomographe comme outil de suivi de l'endommagement

L'un des objectifs de cette étude est de quantifier l'accumulation de micro-endommagements dus à la fatigue dans l'os cortical en utilisant la tomographie.

Pour ceci, nous avons scanné les échantillons avant, pendant des tests de fatigue interrompus et après rupture.

Le principe du tomographe a été déjà expliqué dans la section 2.1.

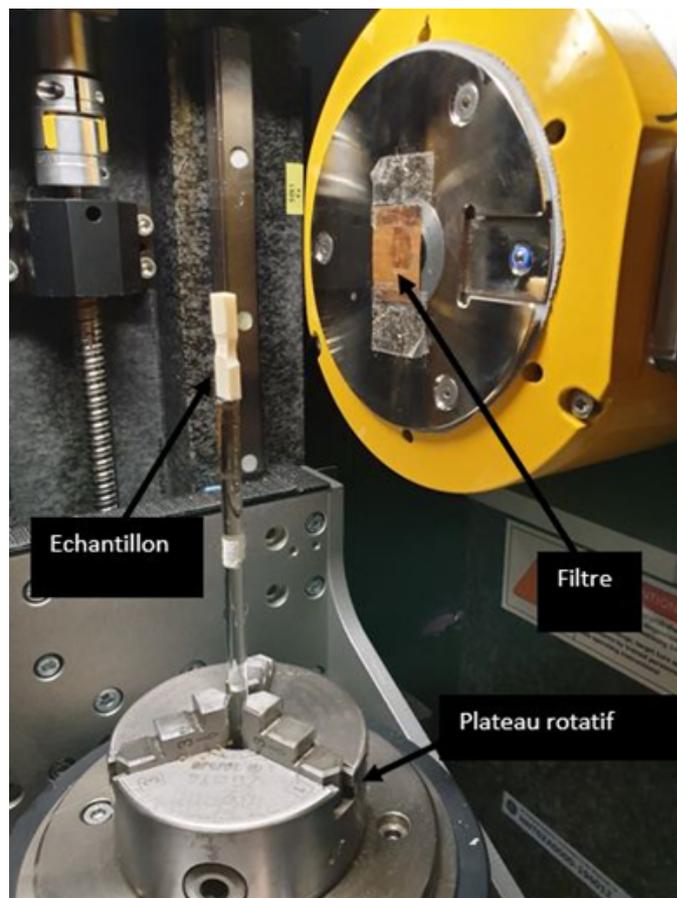


FIGURE 5.15 – Positionnement de l'échantillon osseux à la tomographie

L'échantillon est fixé par la colle sur un tube en verre qui, à son tour a été positionné sur le plateau rotatif du tomographe (figure 5.15).

L'acquisition des échantillons d'os cortical est réalisée sous une tension de 70kV pour une intensité de 100 μ A.

La résolution choisie est de 3.5 μ m.

Deux filtres de cuivre de 0.2mm d'épaisseur sont placés devant la source pour corriger les phénomènes de durcissement du faisceau de photons inhérent à la traversée de l'objet.

L'échantillon et le détecteur sont respectivement placés à 14mm et 200mm de la source.

L'acquisition de l'échantillon est réalisée sur 360 °, la durée moyenne d'acquisition d'une image est de 500ms et de l'échantillon est d'environ 45 minutes.

L'acquisition des images et la reconstruction 3D ont été réalisées avec le logiciel d'acquisition de données et de traitement du volume automatisés Phoenix Datos X.

Les images sont acquises en 32 bits et converties ensuite en 16 bits afin de rendre leur traitement plus facile en conservant les mêmes paramètres de niveaux de gris et la même résolution pour une bonne visualisation des canaux corticaux présentant des diamètres de l'ordre d'une dizaine de microns.

5.2 Résultats

Dans ce paragraphe, nous présenterons en premier lieu les résultats de l'analyse par tomographie des échantillons puis en deuxième lieu l'analyse des mesures des essais de traction simple et en fatigue.

5.2.1 Analyse des échantillons

La figure 5.16 ci-dessous montre deux coupes transversale(a) et longitudinale (b) d'un échantillon d'os cortical F2-2-LP-Long-Rad-S1.

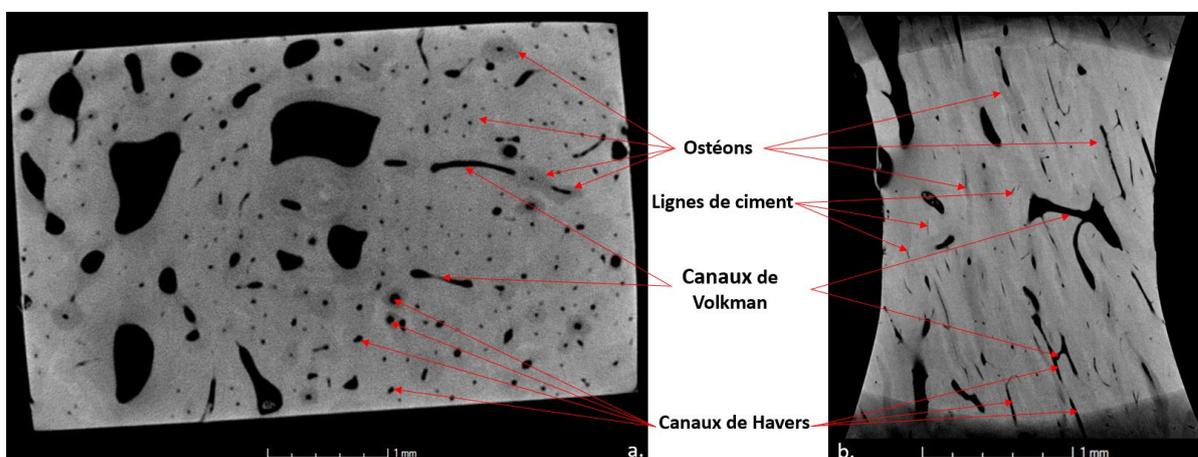


FIGURE 5.16 – Image tomographique illustrant la microstructure de l'os cortical (a. coupe transversale b. coupe longitudinale)

Comme cela a déjà été montré dans les études antérieures [32],[176],[177],[178], la microstructure de l'os cortical est bien hiérarchisée.

Nous pouvons facilement distinguer les ostéons orientés dans le sens longitudinal de l'échantillon.

Ces anneaux lamellaires ont des diamètres variant de 200 à 350 μ m (voir figure 5.17) et qui s'étendent sur une longueur arrivant jusqu'à 1500 μ m.

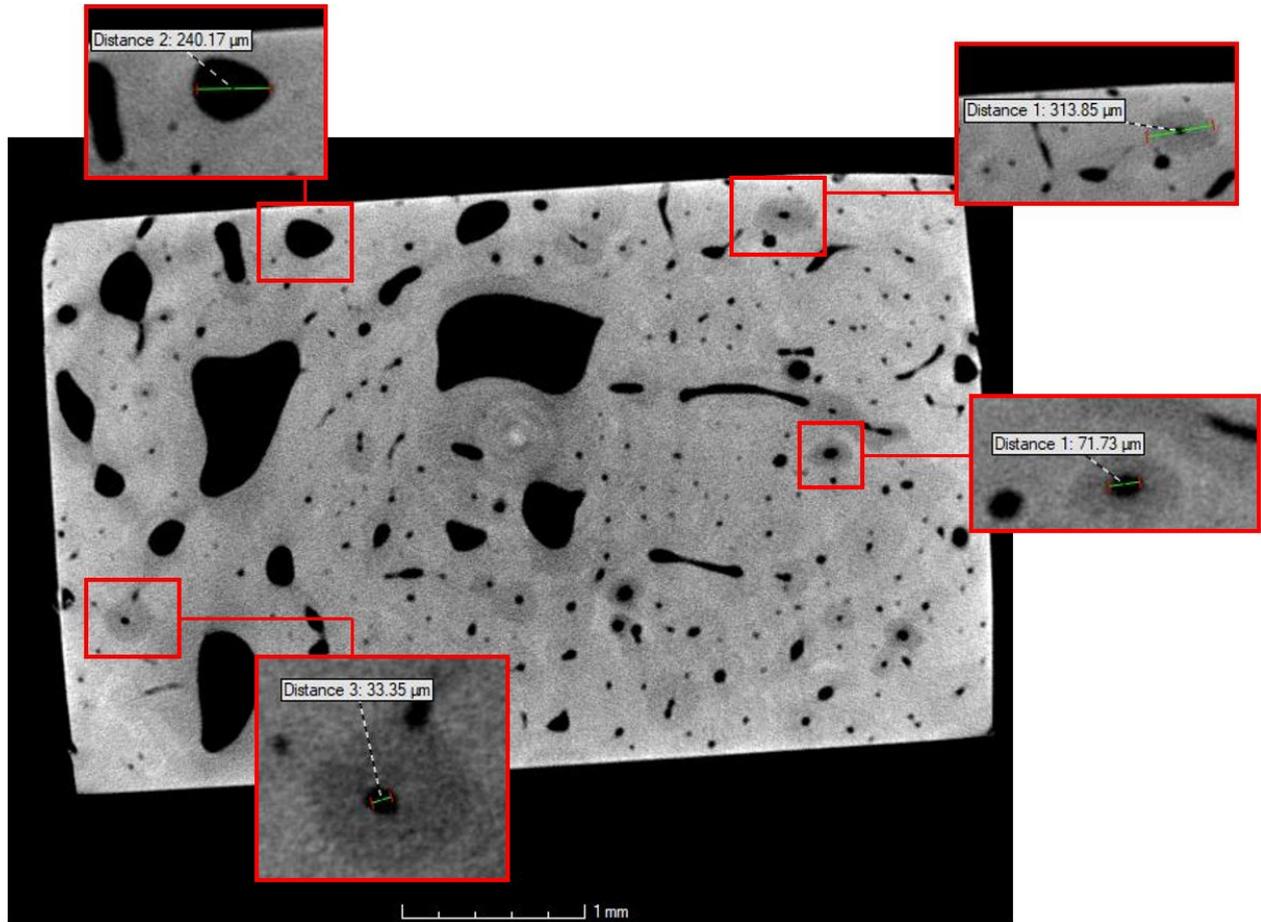


FIGURE 5.17 – Calcul des diamètres des micro-constituants de l'os cortical à l'aide de Image J

Ils sont limités par des lignes de ciment (figure 5.16).

Nous pouvons voir les canaux de Havers à l'intérieur des ostéons.

Les ostéons sont reliés entre eux par les canaux de Volkman.

Ces canaux sont de l'ordre de 25-70 µm de diamètres.

Des porosités ainsi que des canaux vasculaires sont aussi orientés dans la direction longitudinale.

Dans le paragraphe suivant nous allons analyser les reconstructions 3D obtenues par tomographie pour deux échantillons coupés longitudinalement et tangentiellment afin de voir la différence d'arrangements des microstructures au sein de chaque échantillon.

5.2.1.1 Analyse des reconstructions 3D des échantillons

Pour les deux types d'échantillons (coupé longitudinalement et tangentiellment), nous avons créé des coupes suivant trois plans comme le montre la figure 5.18 pour voir l'arrangement suivant chaque coupe.

Les trois coupes sont les suivant :

-P1 : coupe transverse

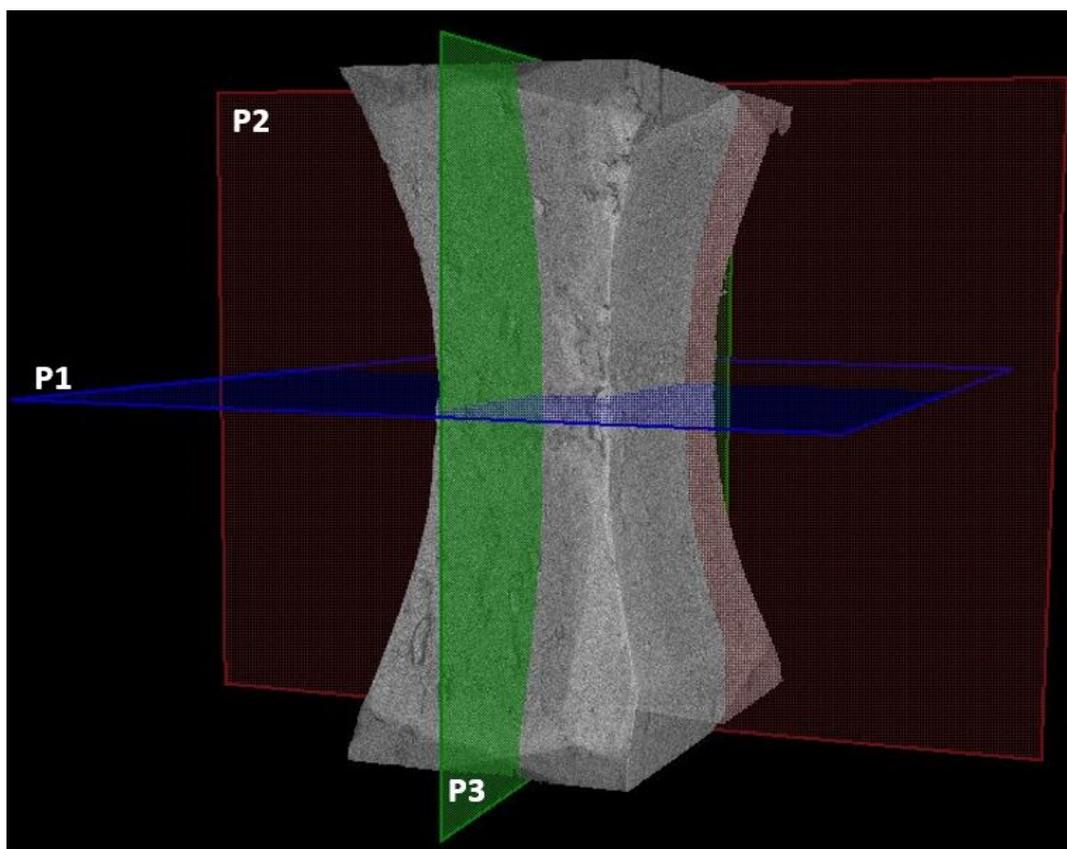


FIGURE 5.18 – Différents plans de découpe de l'échantillon

-P2 : coupe sagittale

-P3 : coupe frontale

Nous observons sur la figure 5.19 la différence de l'arrangement des ostéons à l'intérieur des deux échantillons F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3.

Les images à gauche de la figure 5.19 représentent les vues suivant les plans 1,2 et 3 de l'échantillon longitudinal, et les images à droite correspondent aux vues de l'échantillon tangentiel.

Pour l'échantillon longitudinal, nous voyons que les ostéons sont organisés verticalement contrairement à l'échantillon tangentiel où ils sont orientés horizontalement.

Les canaux de Volkman sont plus visibles sur les coupes (1,2et3) de l'échantillon longitudinal. Ces canaux sont orientés perpendiculairement aux ostéons. Sur la coupe 3 de l'échantillon tangentiels ces canaux de Volkman débouchent à la surface.

Cette différence d'arrangement influera sur le comportement en fatigue des échantillons.

Cependant, pour le même type d'échantillon, d'autres facteurs, tels que la porosité, peuvent également influencer ce comportement.

5.2.1.2 Calcul de la porosité

Une macro a été utilisée sur Image J (voir annexe), pour calculer le rapport BV/TV correspondant à la fraction d'os dans une image en la rapportant à l'image entière.

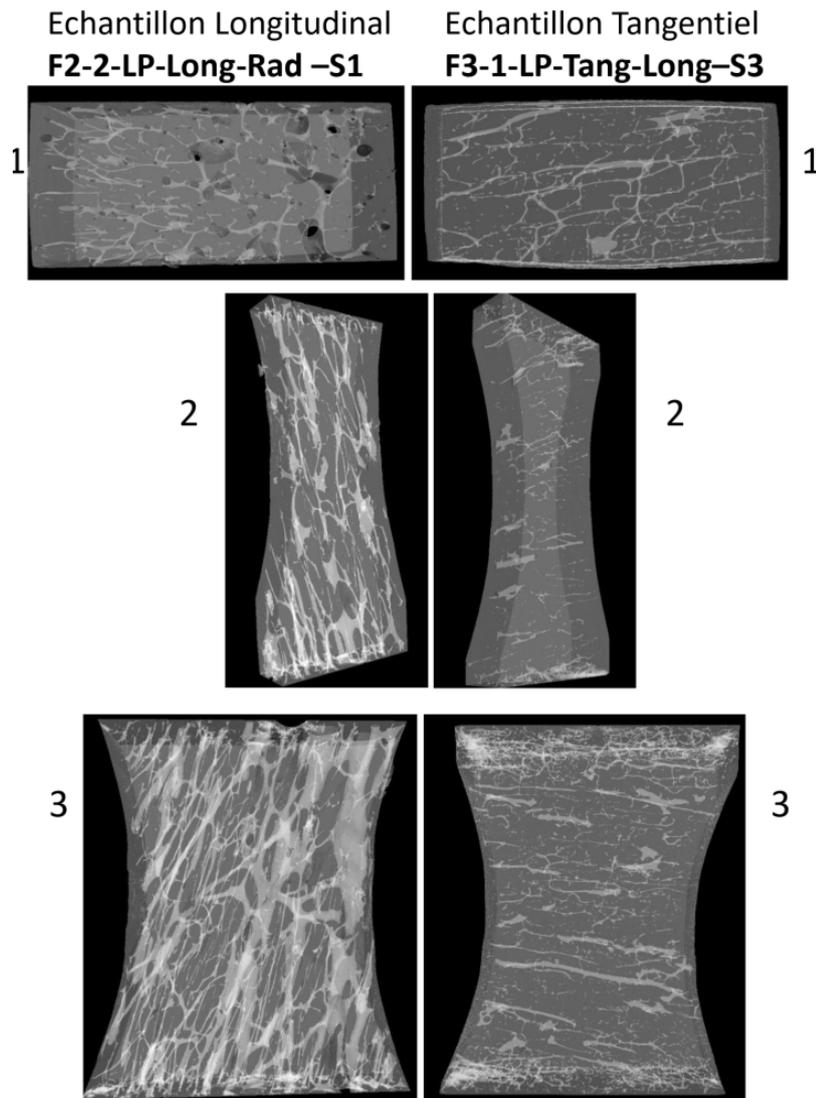


FIGURE 5.19 – Comparaison de l'arrangement des microstructures à l'intérieur de deux échantillons longitudinal(gauche) et tangentiel (droite)

Comme indiqué dans la documentation du logiciel "BoneJ"[182], cette macro compte tous les pixels de premier plan, qu'elle suppose représenter l'os analysé, et les normalise par rapport au nombre total de pixels dans l'image.

Calcul des diamètres des pores

Pour ceci, nous avons utilisé le plug-in "thickness" dans BoneJ, qui inclut l'option « épaisseur locale ».

Cette option permet de mesurer le diamètre de la plus grande sphère qui tient à l'intérieur d'un objet, c'est-à-dire le voxel de premier plan dans un objet 3D.

Normalement, ce plug-in calcule la moyenne et l'écart-type de l'épaisseur trabéculaire (Tb.Th) ou de l'espacement trabéculaire (Tb.Sp) directement à partir des valeurs des voxels dans la carte d'épaisseur résultante [182].

Dans notre cas, les voxels d'avant-plan sont considérés comme des vides, et les voxels d'arrière-

plan comme le tissu osseux.

Nous avons calculé Tb.Th Mean, Tb.Th Std Dev et Tb.Th Max correspondant respectivement au diamètre moyen des pores, écart-type des diamètres locaux et diamètre maximal des pores dans chaque slice de la partie centrale de l'éprouvette.

Nous représentons dans le graphe 5.20 ci-dessous un exemple des résultats de calcul des diamètres des pores dans la partie centrale de l'échantillon F2-2-AL-Tang-Long-S1 qu'on va s'en servir dans les sections suivantes pour comparer la porosité des échantillons testés.

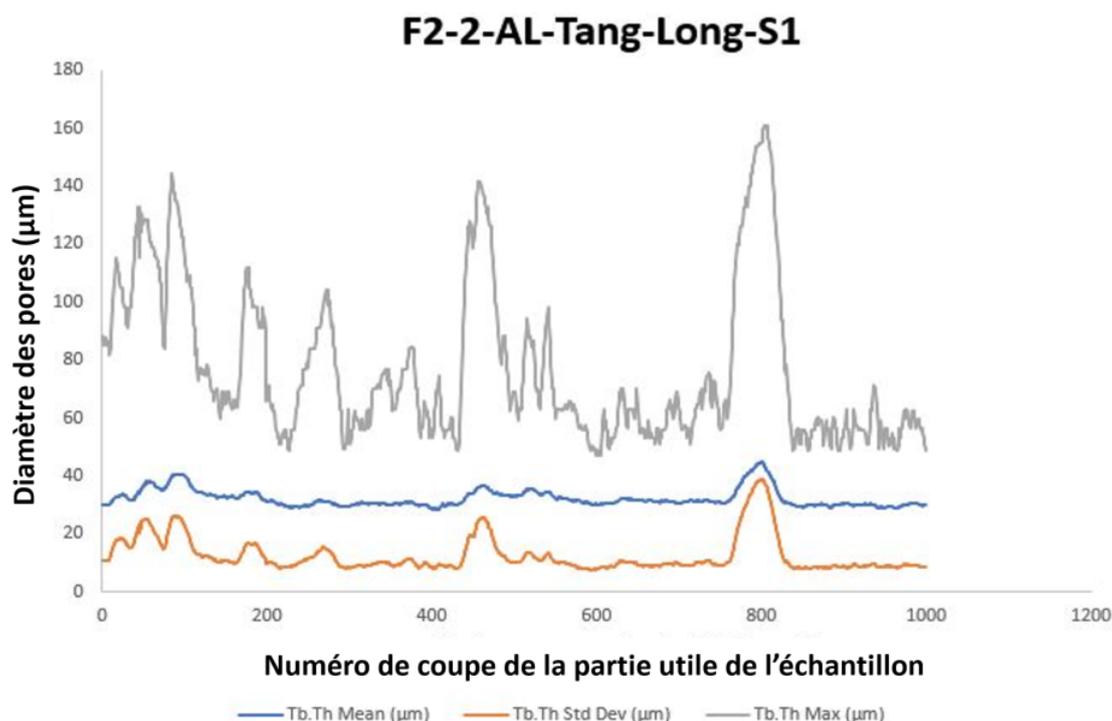


FIGURE 5.20 – Courbe représentative du diamètre des pores dans les tranches d'images tomographique de la partie utile de l'échantillon

5.2.2 Essai de traction simple

Deux échantillons de chaque direction ont été testés en traction simple.

Le but des essais de traction simple est de :

- Déterminer la contrainte ultime des deux types d'échantillons afin d'avoir une idée sur la plage de contraintes à appliquer en fatigue,
- Tracer les courbes force-déplacement
- Tracer les courbes contrainte/déformation de la partie utile et de déterminer les modules de Young de chaque échantillon.

Nous présentons la reconstruction 3D de deux des échantillons testés en traction dans les figures 5.21.a et 5.21.b. afin de voir la différence de l'arrangements des microstructures pour chaque type de découpe.

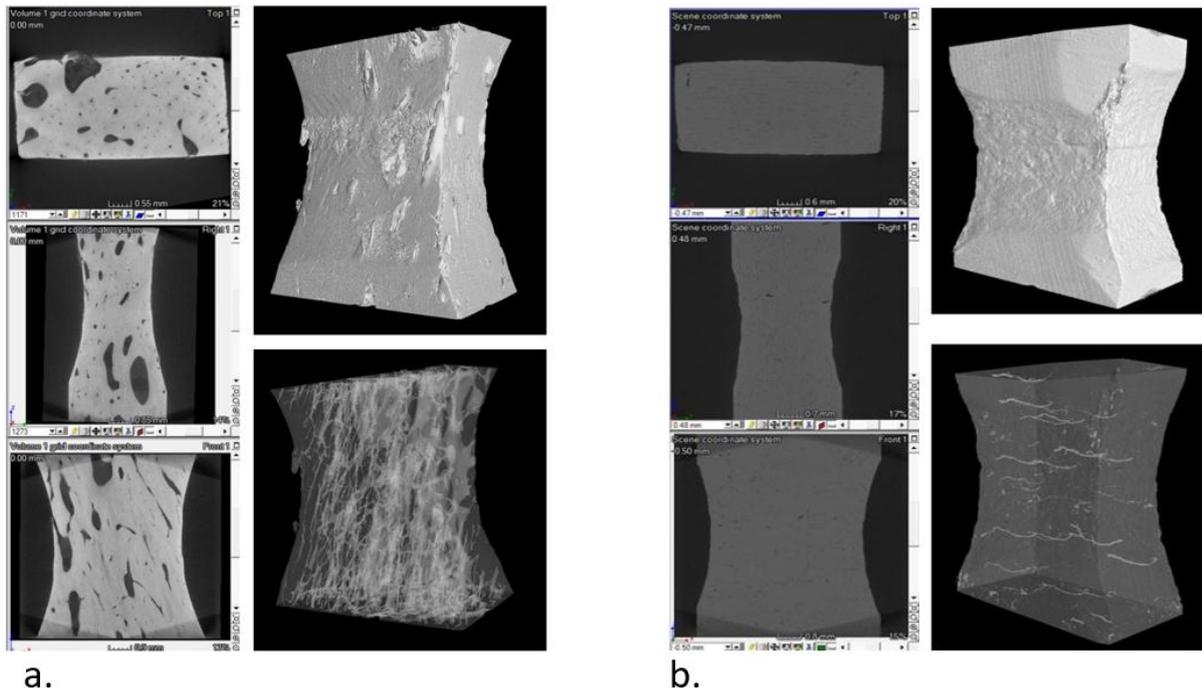


FIGURE 5.21 – Reconstruction 3D des éprouvettes testées en traction : a. échantillon F2-2-LP-Long-Rad-S1 b.F3-1-LP-Tang-Lon-S3

Courbe force-déplacement

Nous représentons sur les courbes force-déplacement des échantillons longitudinaux (figure 5.22) et des échantillons tangentiels (figure 5.23)

Pour les échantillons longitudinaux les forces maximales sont respectivement égales à $F_{max} = 802,47\text{N}$ pour l'échantillon F2-2-LP-Long-Rad-S1 et $F_{max} = 1210,14\text{N}$ pour l'échantillon F3-1-AM-Long-Rad-S3.

L'écart entre les deux forces maximales est assez important.

Pour les échantillons tangentiels, les forces maximales se rapprochent avec des valeurs égales à : $F_{max} = 643,98\text{N}$ pour l'échantillon F3-2-AM-Tang-Long-S1 et $F_{max} = 647,43\text{N}$ pour l'échantillon F3-1-LP-Tang-Long-S3.

La force moyenne maximale des échantillons longitudinaux est égale à $F_{moymax} = 1006,30\text{N}$, beaucoup plus importante que celle des échantillons tangentiels $F_{moymax} = 645,70\text{N}$. Cette différence significative montre bien que la rupture des échantillons longitudinaux testés en traction nécessitent une force plus importante pour leurs rupture.

Les courbes (force-déplacement) obtenues dépendent du matériau, mais aussi des dimensions de l'éprouvette.

Pour obtenir une courbe indépendante des dimensions de l'échantillon, on rapporte la force F à la section S de la partie réduite de l'échantillon.

On obtient alors la contrainte de traction.

Le déplacement mesuré est divisé par la base de l'extensomètre pour l'obtention de la déformation.

La courbe (contrainte nominale /déformation nominale) est alors la courbe caractéristique du matériau.

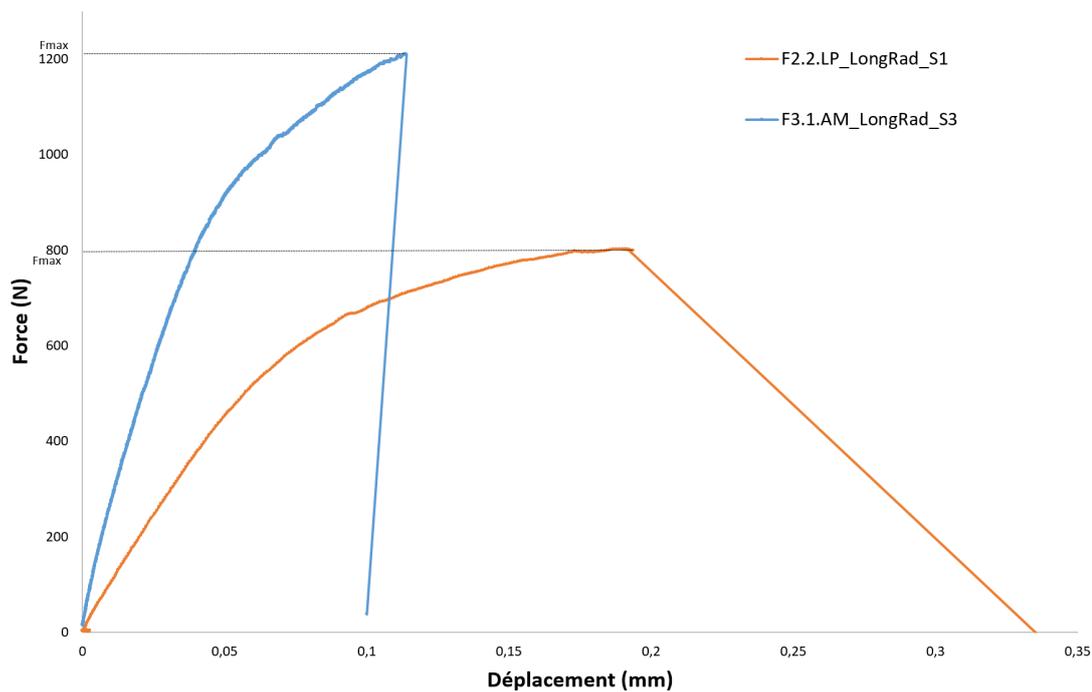


FIGURE 5.22 – Courbe force-déplacement des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3

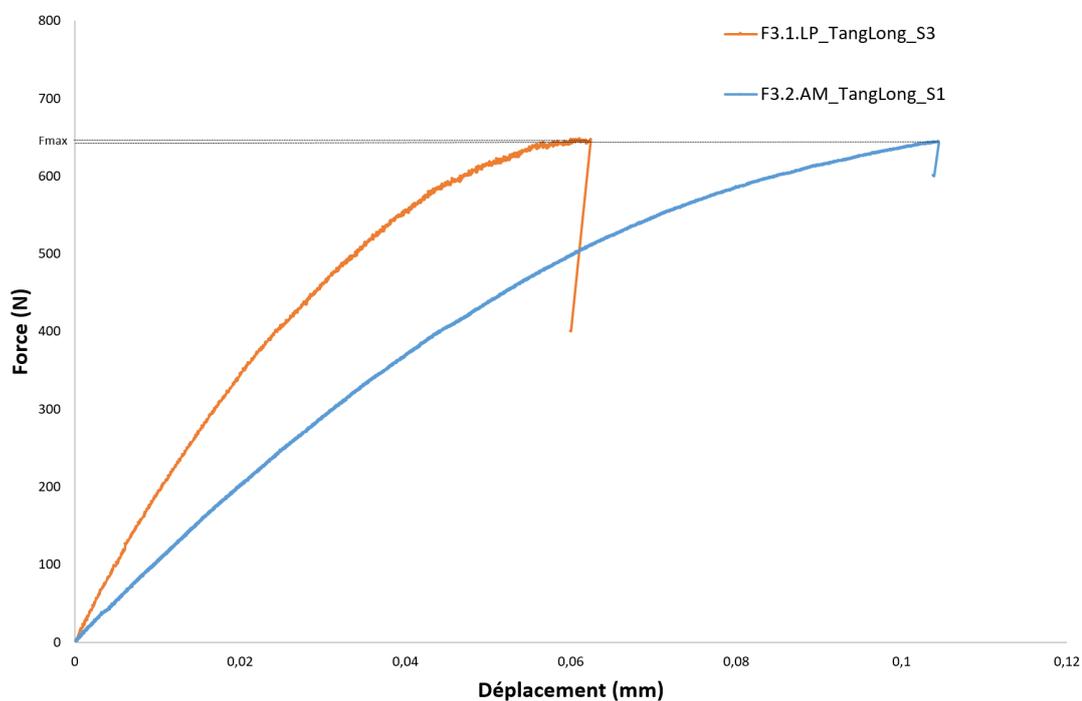


FIGURE 5.23 – Courbe force-déplacement des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3

Courbe contrainte/déformation

Afin de pouvoir présenter les courbes contrainte/déformation pour la section centrale de l'éprouvette, il est nécessaire de corriger l'allongement mesuré par l'extensomètre.

En effet, lors des expériences, la valeur de la déformation donnée par l'extensomètre (déplacement mesuré divisé par la base de l'extensomètre) ne représente pas la déformation de la partie utile de l'échantillon.

La déformation de la partie utile ϵ est, de ce fait, calculée selon cette formule 5.7

$$\epsilon = \epsilon_{ext} \times K \quad (5.7)$$

où K le facteur de correction à déterminer.

Pour déterminer ce facteur K, une modélisation numérique a été faite en reproduisant les dimensions exactes de l'échantillon et des mors.

La déformation ϵ_{num} de la section centrale de l'éprouvette a été déterminée en tant que la déformation moyenne des nœuds de la section minimale ou utile. La déformation correspondant à celle enregistrée par l'extensomètre est calculée à partir de cette formule 5.8

$$\epsilon_{ext} = \frac{\Delta_L}{L_0} \quad (5.8)$$

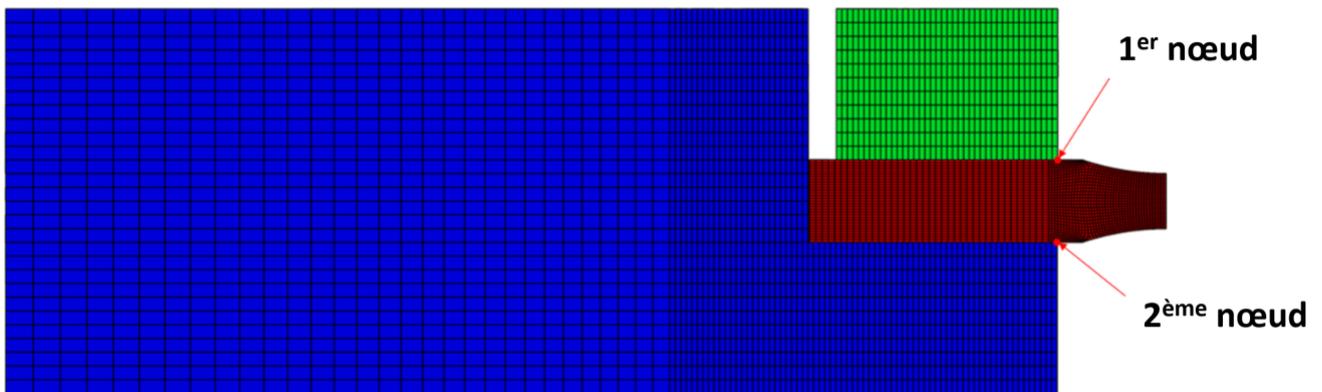


FIGURE 5.24 – Schéma explicatif de l'emplacement des nœuds pour le calcul de la valeur moyenne du déplacement

Avec : L_0 : La partie libre de l'échantillon (en dehors des mors)

Δ_L : est la valeur moyenne de déplacement des deux nœuds de part et d'autre de l'échantillon comme le montre la figure 5.24.

A partir de ces calculs, nous avons déterminé un facteur correcteur égal à :

$K=2,17$

Pour tous les échantillons testés en traction simple, nous obtenons les courbes de la contrainte en fonction de la déformation de la partie utile (figures 5.25 et 5.26).

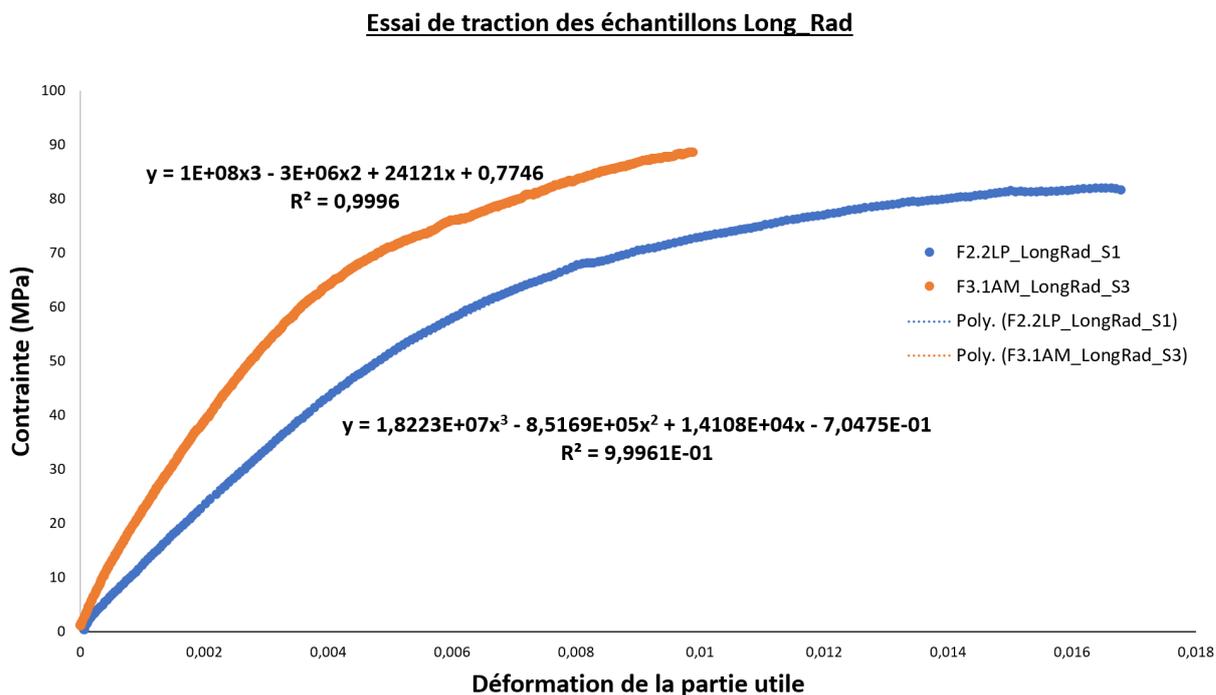


FIGURE 5.25 – Courbes de la contrainte en fonction de la déformation de la zone utile des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3

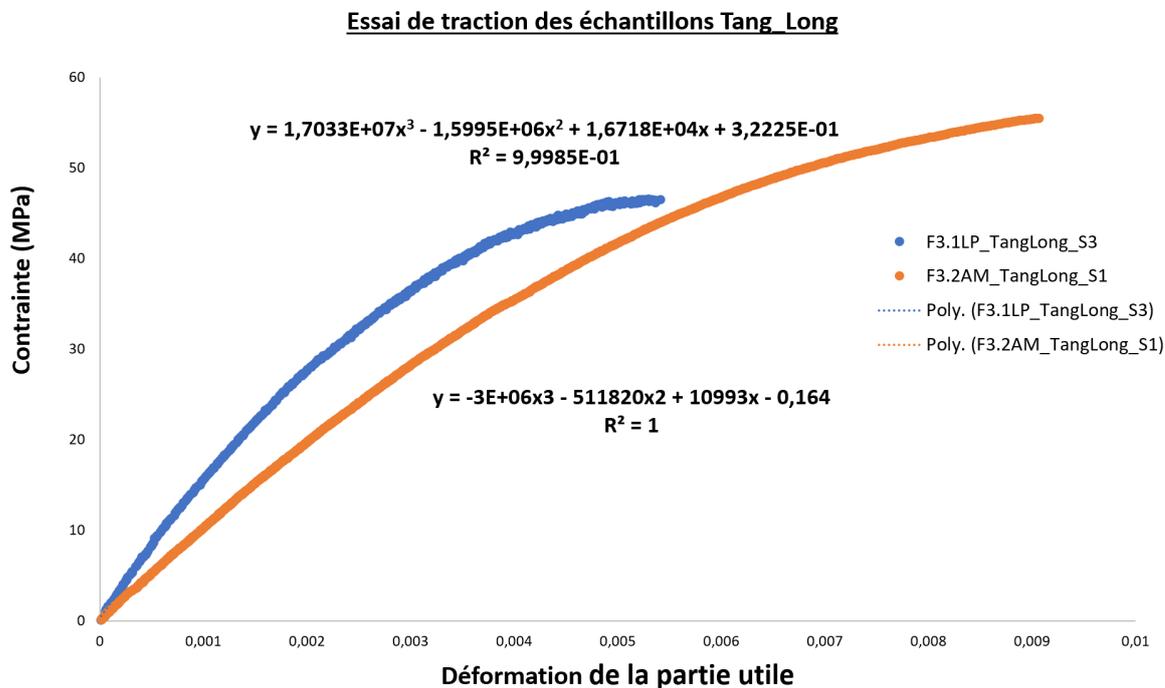


FIGURE 5.26 – Courbes de la contrainte en fonction de la déformation de la zone utile des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3

La contrainte ultime aussi appelée résistance mécanique maximale est la contrainte maximale avec laquelle l'éprouvette peut être chargée et provoquant sa rupture.

Cette contrainte ultime est calculée à partir de la force maximale supportée par l'échantillon divisée par la section de la partie utile de l'échantillon.

Pour les deux échantillons découpés longitudinalement F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3, la contrainte ultime est égale respectivement à 81,96 MPa et 88,66 MPa, ce qui fait une contrainte ultime moyenne des échantillons découpés longitudinalement égale à $\sigma_{moyult}=85,31$ MPa.

Pour les deux échantillons découpés tangentiellement F3-1-LP-Tang-Long-S3 et F3-2-AM-Tang-Long-S1, la contrainte ultime est égale respectivement à 46,54 MPa et 55,46 MPa, ce qui fait une contrainte ultime moyenne des échantillons découpés tangentiellement égale à $\sigma_{moyult}=51$ MPa. Malgré la dispersion de ces résultats, nous pouvons tout de même remarquer une différence significative entre les contraintes ultimes de l'ordre de $\sigma_{ultmoyl}=85,31$ MPa et $\sigma_{ultmoyt}=51$ MPa et en conclure que les échantillons longitudinaux sont plus résistants que les échantillons tangentiels.

A partir de ces dernières courbes, nous avons tracé les courbes de tendance et avons calculé la pente qui représente le module tangent de chaque échantillon.

Nous avons ensuite tracé l'évolution de ce module en fonction de la déformation au niveau de la partie utile de l'échantillon (Figure 5.27 et 5.28).

Nous définissons le module de Young comme valeur du module tangent pour une déformation nulle (0%).

Les modules de Young des échantillons longitudinaux F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3 sont égaux respectivement à $E=13890,89$ MPa et $E=24020,57$.

Les modules de Young des échantillons tangentiels F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3 sont égaux respectivement à $E=10972,75$ MPa et $E=16672,30$ MPa.

Ces valeurs sont proches des valeurs de la bibliographie utilisées dans la construction des modèles éléments finis [8].

La moyenne des modules de Young des échantillons longitudinaux est de $E_{moy} = 18955$ MPa, beaucoup plus importante que celle des échantillons tangentiels qui est égale à $E_{moy} = 13822$ MPa.

Les échantillons longitudinaux sont donc plus rigides que les échantillons tangentiels qui nécessitent donc moins de force pour les déformer ce qui justifie bien leurs valeur de F_{moymax} inférieure à celle des échantillons longitudinaux.

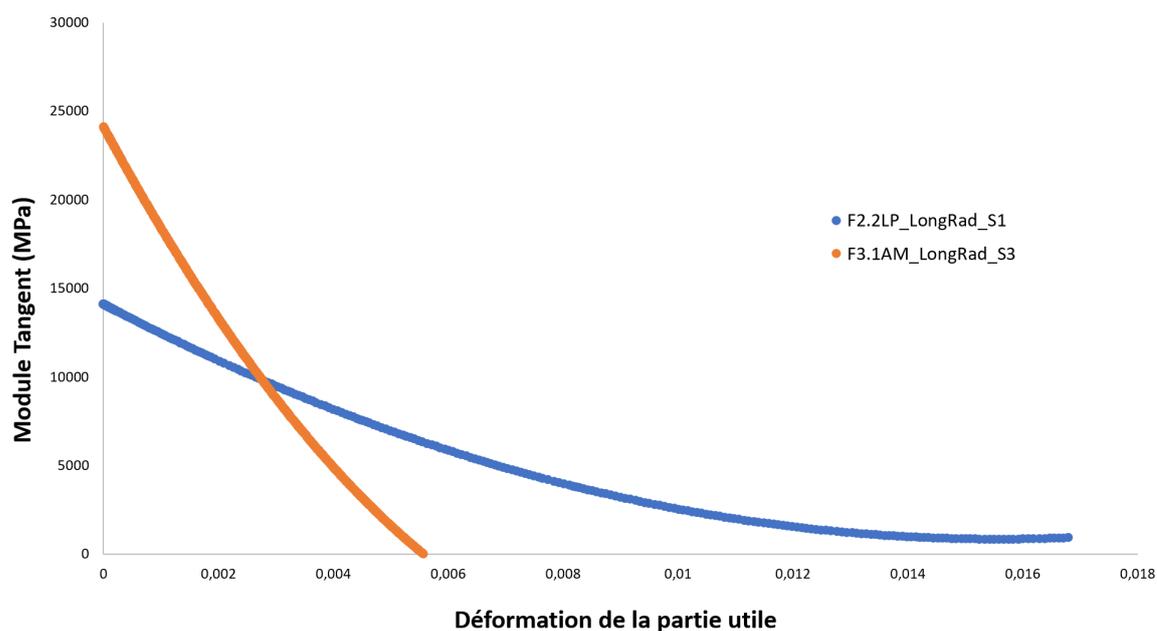


FIGURE 5.27 – Évolution du module tangentiel en fonction de la déformation au niveau de la section centrale des deux échantillons longitudinaux : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-AM-Long-Rad-S3

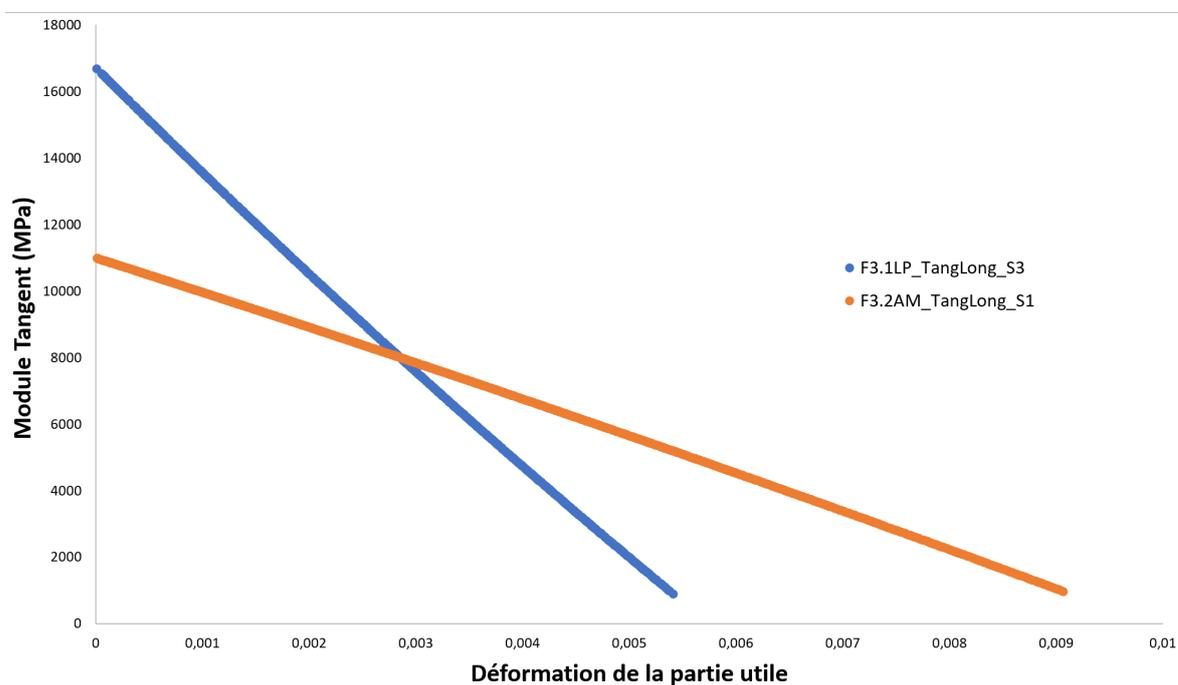


FIGURE 5.28 – Évolution du module tangentiel en fonction de la déformation au niveau de la section centrale des deux échantillons tangentiels : F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3

Comme le module de Young dépend fortement de la densité, et de ce fait de la porosité de l'échantillon, nous comparons sur les figures 5.29 5.30 ci-dessous la porosité de ces échantillons testés en traction.

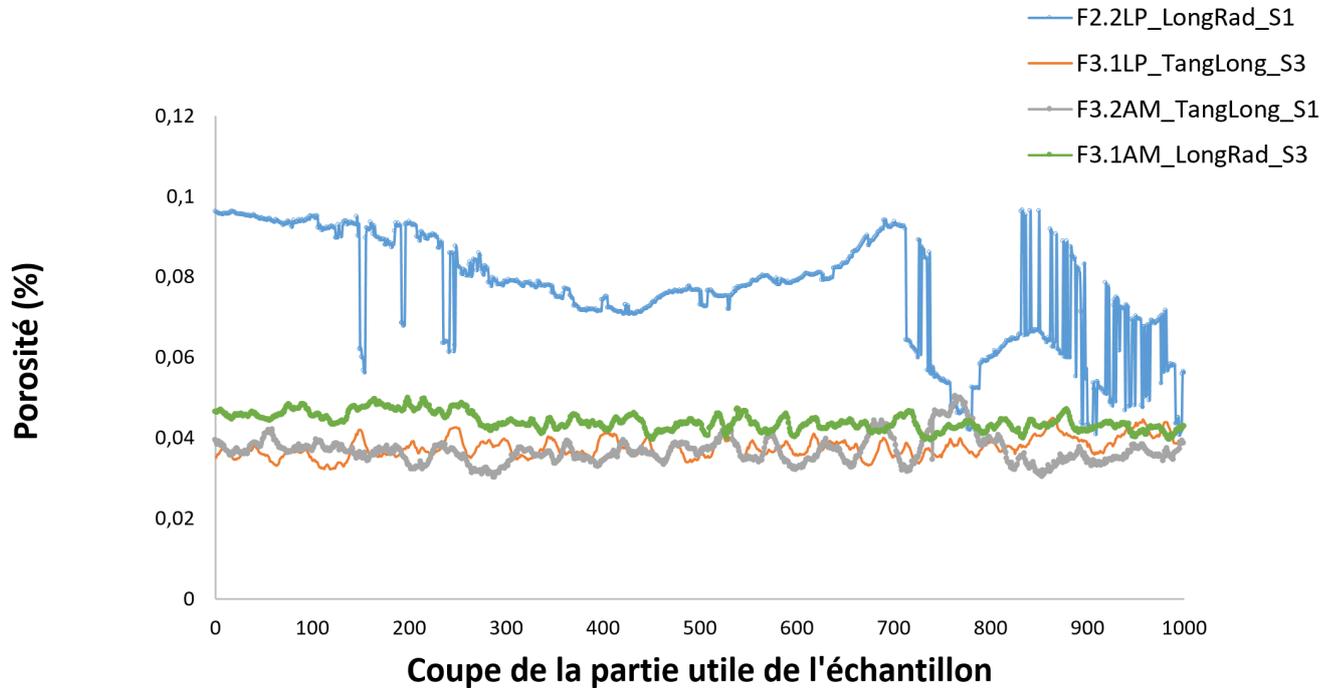


FIGURE 5.29 – Variation du taux de porosité dans la zone utile des échantillons testés en traction simple

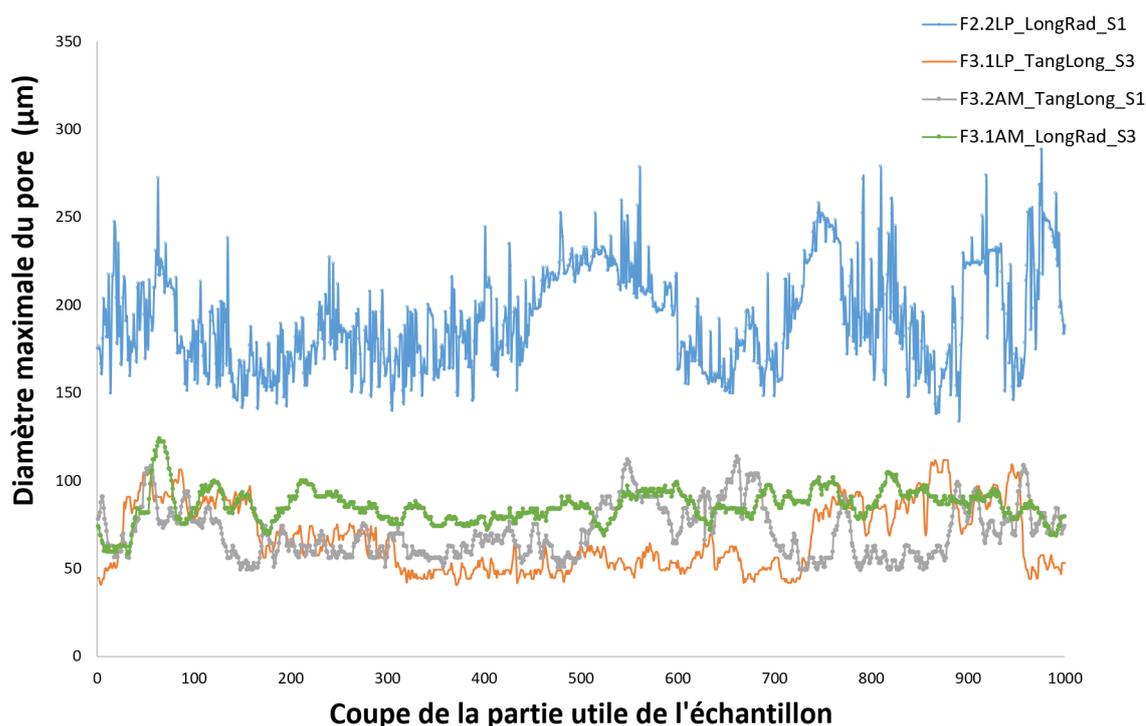


FIGURE 5.30 – Variation du diamètre maximal des pores dans la zone utile des échantillons testés en traction simple

Nous pouvons remarquer que le taux de porosité ainsi que les diamètres maximaux des pores des deux échantillons tangentiels se rapprochent. En effet, la porosité moyenne de ces deux échantillons F3-2-AM-Tang-Long-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3 est égale à 0,04%.

Le diamètre maximal de pores dans la partie centrale de l'échantillon F3-2-AM-Tang-Long-S1 est égale à 114 μm , cependant celle de l'échantillon F3-1-LP-Tang-Long-S3 est égale à 112 μm , ce qui explique la différence entre les modules de Young des deux échantillons.

L'échantillon le plus poreux a le plus petit module de Young.

Le module de Young de l'échantillon longitudinal est censé être plus élevé que celui de l'échantillon tangentiel.

Mais en comparant les deux échantillons de différente direction : F2-2-LP-Long-Rad-S1 et F3-1-LP-Tang-Long-S3 (courbes bleu et orange sur les deux figures 5.29 5.30), nous pouvons constater que l'échantillon longitudinal est beaucoup plus poreux que l'échantillon tangentiel.

En effet, sur la partie utile de l'échantillon, le taux de porosité de l'échantillon longitudinal est plus élevé que celui de l'échantillon tangentiel (0,12% Vs 0,05%) et c'est également le cas pour le diamètre des pores qui varie entre 40 et 112 μm pour l'échantillon tangentiel et entre 134 et 289 μm pour l'échantillon longitudinal..

Cette différence de porosité explique bien la différence significative entre les deux modules de Young, mais ceci n'empêche que l'échantillon longitudinal demeure plus résistant à la traction avec son σ_{ult} plus élevé.

Les forces maximales entraînant la ruptures ,les contraintes ultimes calculées, les modules de Young ainsi que d'autres caractéristiques sont récapitulées dans le tableau 5.2.

TABLE 5.2 – Informations concernant les échantillons osseux soumis aux tests de traction simple

Échantillons coupés longitudinalement		
	F2-2-LP-Long-Rad-S1	F3-1-AM-Long-Rad-S3
Longueur de l'échantillon	26 mm	26.01 mm
Section de la partie utile	9.79 mm	13.64 mm
Porosité moyenne	0.08 %	0.04 %
Porosité maximale	0.12%	0.05 %
Diamètre maximal de pores dans la partie centrale	289 μm	124 μm
Force maximale (N)	802.47	1210.14
σ_{ult} (MPa)	81.96	88.66
E (MPa)	13890,89	24020,57
Échantillons coupés tangentiellement		
	F3-2-AM-Tang-Long-S1	F3-1-LP-Tang-Long-S3
Longueur de l'échantillon	26.01 mm	26.01 mm
Section de la partie utile	11.61 mm	13.91 mm
Porosité moyenne	0.04 %	0.04 %
Porosité maximale	0.05%	0.04 %
Diamètre maximal de pores dans la partie centrale	114 μm	112 μm
Force maximale (N)	643.98	647.43
σ_{ult} (MPa)	55.46	46.54
E (MPa)	10972,75	16672,30

La fracture des échantillons survient au niveau de la partie centrale comme le montre la figure 5.31.

Cependant, on observe une différence notable concernant l'orientation de la fracture. Elle est pratiquement horizontale pour l'échantillon F31-LP-Tang-Long-S3 et inclinée d'un angle proche de 30° pour l'échantillon F22-LP-Long-Rad-S1.



FIGURE 5.31 – Fracture pour les éprouvettes d'os cortical en traction statique

5.2.3 Essai de fatigue en traction

Pour tous les essais de fatigue, nous avons saisi dans un tableau les données relatives à chaque échantillon de la manière suivante : (Tableau 5.3)

TABLE 5.3 – Informations relatives aux éprouvettes

Code	Section	Valeur	Valeur	Diamètre	Fréquence	σ_{max}	σ_{min}	$\Delta\sigma$	F_{max}	F_{min}	F_{moy}
	de la partie	maximale	moyenne	maximal	(Hz)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(N)	(N)	(N)
		de la	de la	de pores							
	(mm ²)	porosité	porosité	(μm)							

Avec :

- σ_{max} et σ_{min} sont les contraintes minimale et maximale du du chargement au cours d'un cycle.
- $\Delta\sigma$ est l'étendue de la contrainte à la fatigue ($\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min}$)
- F_{max} et F_{min} sont les forces maximale et minimale appliquées au cours d'un cycle
- F_{moy} est la moyenne de la force appliquée : $F_{moy} = (F_{max} + F_{min}) / 2$.

Le tableau complet contenant tous les échantillons testés dans chaque direction se trouve en Annexe.

5.2.3.1 Courbes de Wöhler

Toutes les courbes de Wöhler représentées dans ce travail ont été obtenues en appliquant un chargement cyclique uniaxial ayant un rapport de chargement $R = \sigma_{min} / \sigma_{max} = 0.1$.

La représentation complète et précise de la courbe S-N nécessite un ajustement se basant sur une représentation mathématique.

Plusieurs modèles mathématiques peuvent être utilisés pour décrire et analyser la courbe de Wöhler S-N.

Dans ce travail, nous nous sommes basés sur l'équation de distribution de Weibull [183] :

$$\sigma_F(N_F, R) = C_1 + \frac{C_2 - C_1}{\exp((\log N_F / C_3)^{C_4})} \quad (5.9)$$

où C_1 , C_2 , C_3 et C_4 sont des constantes obtenues à partir de l'analyse statistique des résultats expérimentaux.

Lorsque le nombre de cycles à la rupture N_F tend vers ∞ dans l'expression ci-dessus nous obtenons :

$$C_1 = \sigma_F(\infty, R) \quad (5.10)$$

Lorsque le nombre de cycle à la rupture N_F tend vers 0, cette expression devient :

$$C_2 = \sigma_F(0, R) \quad (5.11)$$

Nous proposons, par convention, de définir la limite d'endurance σ_D pour un nombre de cycles à 10^7 , c'est-à-dire :

$$\sigma_D = \sigma_F(10^7, R) \quad (5.12)$$

En effet, si on considère qu'un individu effectue une moyenne de 5000 pas par jour, cette contrainte d'endurance garantirait une "dure de vie" d'environ 20 ans.

Les figures 5.32 et 5.33 représentent les courbes de Wöhler des résultats des essais de fatigues réalisés respectivement sur les échantillons longitudinaux et tangentiels.

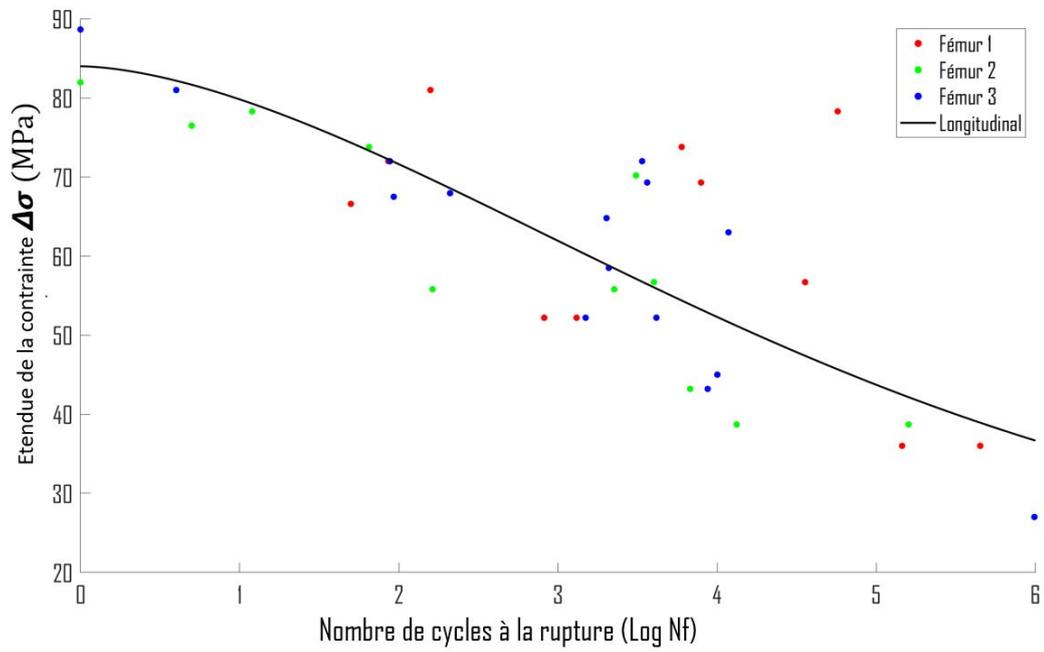


FIGURE 5.32 – Résultats expérimentaux et courbes S-N correspondantes aux échantillons osseux longitudinaux

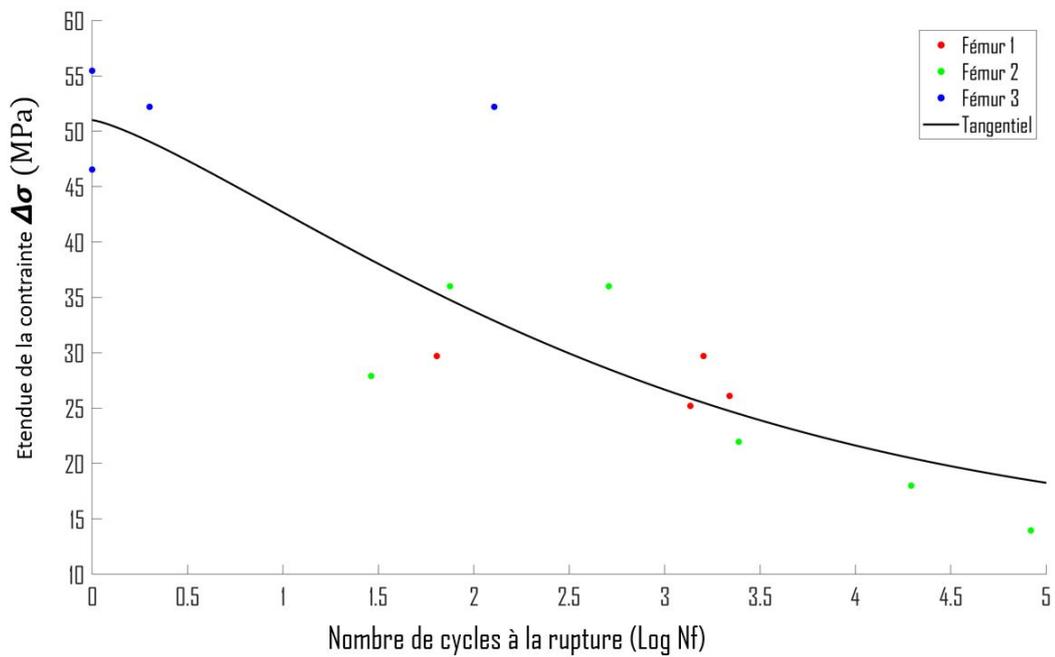


FIGURE 5.33 – Résultats expérimentaux et courbes S-N correspondantes aux échantillons osseux Tangentiels

Ces figures montrent l'évolution de l'étendue de la contrainte à la fatigue $\Delta \sigma$, en fonction du nombre, en échelle log, de cycles à la rupture N_f .

Sur les deux graphes, les résultats concernant le fémur 1 sont indiqués par les points rouges, le fémur 2 par des points verts et le fémur 3 par des points bleus.

La détermination des courbes S-N définie par l'équation 5.9 a été faite en lissant les résultats expérimentaux à l'aide de la méthode des moindres carrés. Elles ont été représentées avec un intervalle de confiance de 95%. Les constantes C_1 , C_2 , C_3 et C_4 obtenues sont résumées dans le tableau 5.4 ci-dessous.

TABLE 5.4 – Valeurs des coefficients d'ajustement des courbes S-N pour les échantillons osseux : longitudinaux et tangentiels

Type	C_1	C_2	C_3	C_4	R^2
d'échantillon	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(Coefficient de détermination)
Longitudinaux	20	84	5.022	1.67	0.668
Tangentiels	13	51	2.948	1.292	0.756

Avant de commencer l'analyse des résultats nous représentons sur la figure CWIDifférents domaines de la courbe de Wöhler [211]

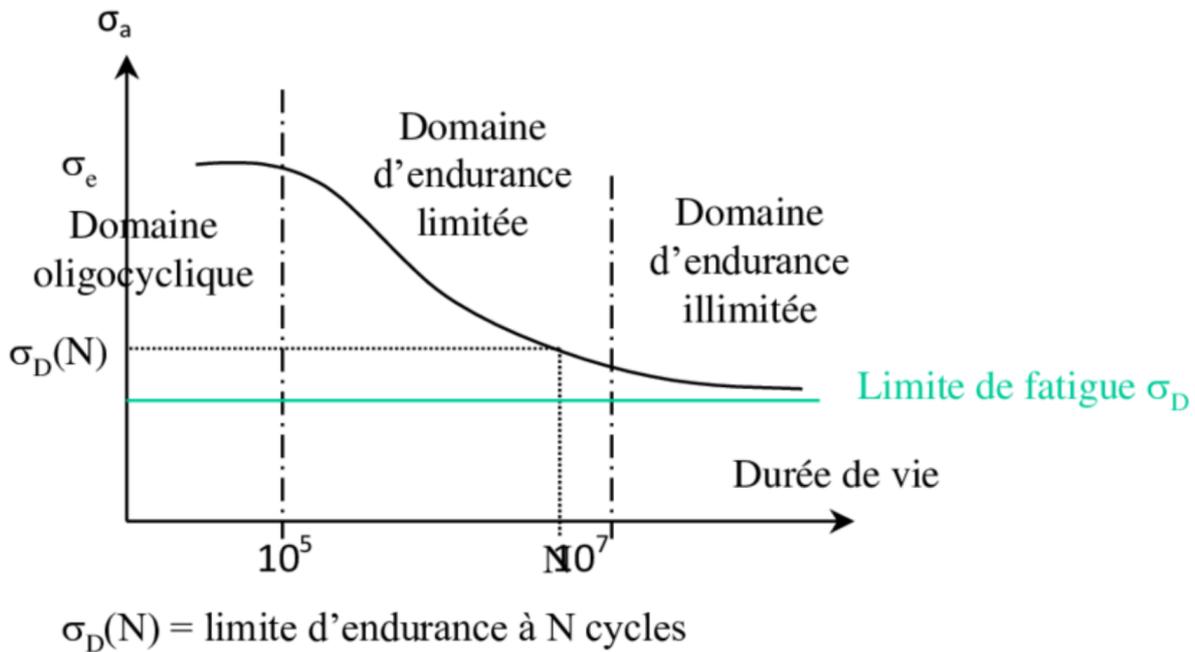


FIGURE 5.34 – Différents domaines de la courbe de Wöhler [211]

La courbe de Wöhler se caractérise par 3 domaines :

-Le premier domaine est le domaine oligocyclique défini par un nombre de cycles à rupture assez faible.

-Le deuxième est le domaine d'endurance limitée qui est un domaine transitoire dans lequel l'amplitude de contrainte est proche de la limite d'élasticité du matériau.

-Le troisième domaine est le domaine d'endurance illimitée ou de sécurité à grand nombre de cycles. Dans la plupart des cas, nous pouvons définir une limite asymptotique. Cette limite est la limite de fatigue pour laquelle le matériau a une durée de vie infinie.

Nous remarquons pour les deux courbes que le domaine oligocyclique n'est pas très importante contrairement au domaine d'endurance limitée qui représente la majeure partie de ces courbes. En revanche, le passage du domaine de fatigue au domaine de sécurité est progressif. Les deux courbes représentent un coude arrondi qui ne devient quasi-horizontal qu'au-delà de $10^{4.5}$ pour les échantillons tangentiels.

En comparant les limites d'endurance des échantillons longitudinaux et tangentiels ($\sigma_D^L = 30\text{MPa}$, $\sigma_D^T = 14\text{MPa}$) nous pouvons remarquer une différence du comportement à la fatigue dans les deux directions.

Les échantillons longitudinaux sont plus résistants à la fatigue.

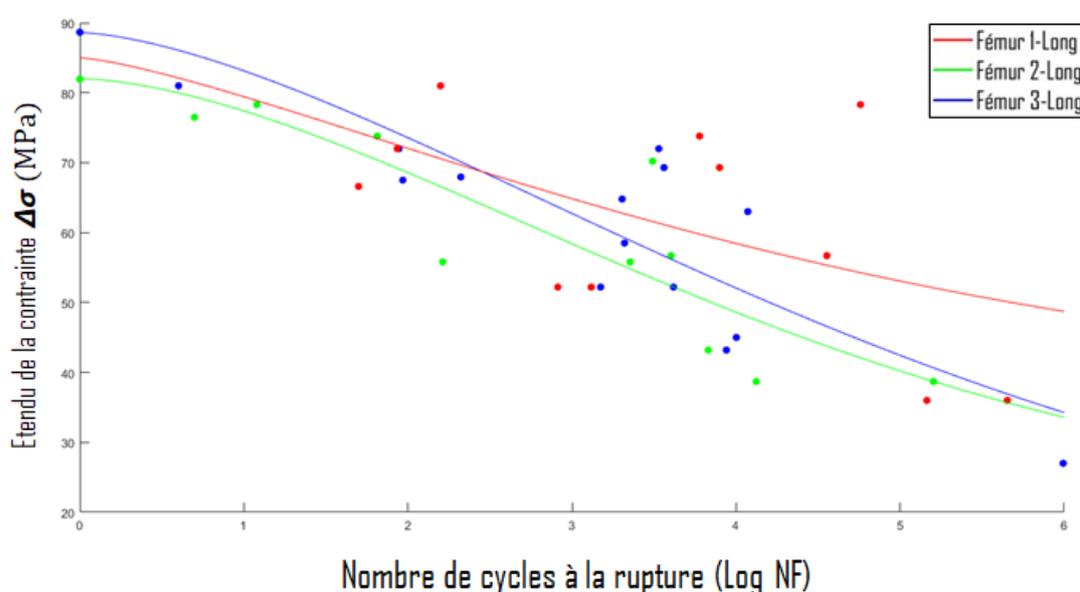


FIGURE 5.35 – Courbes S-N pour les échantillons osseux des trois fémurs longitudinaux

Malheureusement, les données des deux courbes de Wöhler pour les deux types d'échantillons ont tendance à être marquées par une dispersion importante due à des variations de facteurs liées en premier à la différence entre les trois fémurs testés (hétérogénéité, porosité), les défauts superficiels dus à l'usinage, ou la distribution des défauts ce qui peut avoir un effet important sur la propagation des fissures et sur la durée de vie en fatigue.

Cette dispersion ne peut être éliminée. Cependant, afin de la réduire, nous avons décidé de construire les courbes de Wöhler par fémur (figure 5.35).

Ceci n'est pas faisable pour la direction tangentielle vu que le nombre d'échantillons tangentiels n'est pas assez important.

En se basant sur la même équation de distribution pour les trois fémurs, les constantes C_1 , C_2 , C_3 et C_4 obtenues pour chaque fémur sont résumées dans le tableau 5.5 ci-dessous.

La courbe du comportement du fémur 1 présente un coude très accentué comparé aux deux autres courbes des fémurs 2 et 3. Il est clair que le fémur 1 est plus résistant.

TABLE 5.5 – Valeurs des coefficients d'ajustement des courbes S-N pour les échantillons osseux des trois fémurs longitudinaux

Fémur	C_1	C_2	C_3	C_4	R^2
	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(Coefficient de détermination)
Fémur 1	36	85	4.806	1.348	0.270
Fémur 2	20	82	4.669	1.663	0.784
Fémur 3	10	88.6	5.408	1.558	0.738

Discussion et cohérence avec les études antérieures

- Effet de l'orientation :

D'après la littérature, l'orientation des microstructures a bien un effet sur la ténacité de l'os [22] [184].

Expérimentalement, nous avons trouvé que les échantillons longitudinaux sont plus résistants que les échantillons tangentiels (contrainte ultime plus importante et pour le même niveau de contrainte, un nombre de cycle à la rupture plus important). Ceci semble cohérent avec les études de Bhiri et Bonfield [184].

Dans leurs études, ils ont démontré une augmentation progressive de la ténacité en faisant varier l'orientation des échantillons de la direction tangentielle à la direction longitudinale. Dans leurs expériences, pour des échantillons déjà fissurés longitudinalement ou transversalement, ils ont constaté que le facteur d'intensité de contrainte K_{Ic} d'une fissure transversale (qui coupe perpendiculairement les ostéons) était deux fois plus important que celui de la fissure longitudinale (qui a la même direction que l'axe des ostéons).

Les échantillons longitudinaux sont donc plus résistants à la rupture car dans ce cas les microfissures auront du mal à traverser transversalement les ostéons, contrairement aux échantillons tangentiels où les microfissures se propagent plus facilement dans l'axe des ostéons.

- Effet de la localisation :

Pour des échantillons de taille identique, de même orientation, Brown [185] a trouvé un taux de restitution d'énergie G (décrivant la résistance à la rupture) moins important pour un échantillon provenant de la diaphyse du côté distal comparé à celui de l'échantillon provenant de la diaphyse du côté proximal (partie supérieure) ou même de la tête fémorale.

La capacité des échantillons provenant du côté proximal à résister à la rupture des fissures est plus importante.

Ses résultats suggèrent donc une ténacité et une résistance significativement plus importantes en allant de la tête fémorale à l'épiphyse distal.

Afin d'éviter l'impact de la variable de lieu de provenance des échantillons (antérieur, postérieur latéral et médial), nous avons essayé de comparer pour les mêmes niveaux de contrainte des échantillons ayant le même lieu de provenance (antérieur-latéral).

Cependant afin de confirmer la validité de ces résultats sur nos échantillons, nous avons comparé le nombre de cycles de deux échantillons testés à deux niveaux de contraintes qui se rapprochent (voir tableau 5.6)

TABLE 5.6 – Tableau comparatif de deux échantillons longitudinaux de localisation différente

	$\Delta\sigma(MPa)$	Nombre total de cycles
F1-1-AL-Long-Rad-S1 (partie supérieure de la diaphyse)	73.8	5989
F1-2-AL-Long-Rad-S3 (partie inférieure de la diaphyse)	72	86

Nous pouvons voir en comparant le nombre de cycles à la rupture pour ces deux échantillons de même direction, provenant du même fémur et testés au même niveau de contrainte, que l'échantillon F1-1-AL-Long-Rad-S1 provenant de la partie supérieure de la diaphyse résiste plus à la rupture en fatigue que le deuxième échantillon F1-2-AL-Long-Rad-S3 provenant de la partie inférieure de la diaphyse. Nous sommes donc dans la cohérence avec les études antérieures.

- Effet de la porosité

Des études sur l'os humain et bovin affirment l'idée que la porosité influence la ténacité de l'os. Des études comme [186] [187] [188] ont montré une augmentation de la ténacité avec l'augmentation de la densité. D'autres études [189] [190] [191] ont montré une diminution de la ténacité avec l'augmentation de la teneur en minéraux ou du taux de porosité.

Pour deux niveaux de contraintes similaires, nous comparons le taux de porosité de deux échantillons longitudinaux provenant de deux fémurs différents 1 et 2 (voir tableau 5.7).

La valeur moyenne de la porosité de l'échantillon F-1-1-LP-Long-Rad-S2 est inférieure à celle de l'échantillon F-2-2-LP-Long-Rad-S2 (soient 0.05% et 0.11% respectivement), ce qui peut expliquer la différence entre le nombre total de cycles pour à peu près le même niveau de contrainte, 35723 cycles pour l'échantillon F-1-1-LP-Long-Rad-S2 et 2259 cycles pour l'échantillon F-2-2-LP-Long-Rad-S2. De même pour les deux échantillons tangentiels pour un même niveau de contrainte on trouve que l'échantillon le plus poreux (F-1-2-LP-Tang-Long-S1) a un nombre totale de cycles inférieur à celui de l'échantillon le moins poreux (F-1-2-LP-Tang-Long-S2)

TABLE 5.7 – Tableau comparatif des échantillons mettant en évidence l'effet de la porosité

	$\Delta\sigma$ (MPa)	Nombre total de cycles	Valeur moyenne de porosité (%)	Valeur maximale porosité (%)	Diamètre maximal de pore (μm)
F-1-1-LP-Long-Rad-S2	56.7	35723	0.05	0.07	223
F-2-2-LP-Long-Rad-S2	55.8	2259	0.11	0.15	715
F-1-2-LP-Tang-Long-S1	29.7	64	0.06	0.13	245
F-1-2-LP-Tang-Long-S2	29.7	1598	0.04	0.06	166

5.2.4 Mécanismes de propagation des fissures

La tomographie des éprouvettes avant, pendant et après les essais nous aidera à mieux comprendre les mécanismes de propagation des fissures en fatigue dans le tissu osseux cortical. Nous prenons comme exemple pour l'étude de propagation des fissures deux échantillons de chaque direction ayant subi trois scans pendant le test de fatigue. Nous représentons sur le graphe 5.36 les images tomographiques de l'échantillon longitudinal F1-1-LP-Long-Rad-S2 à titre d'exemple.

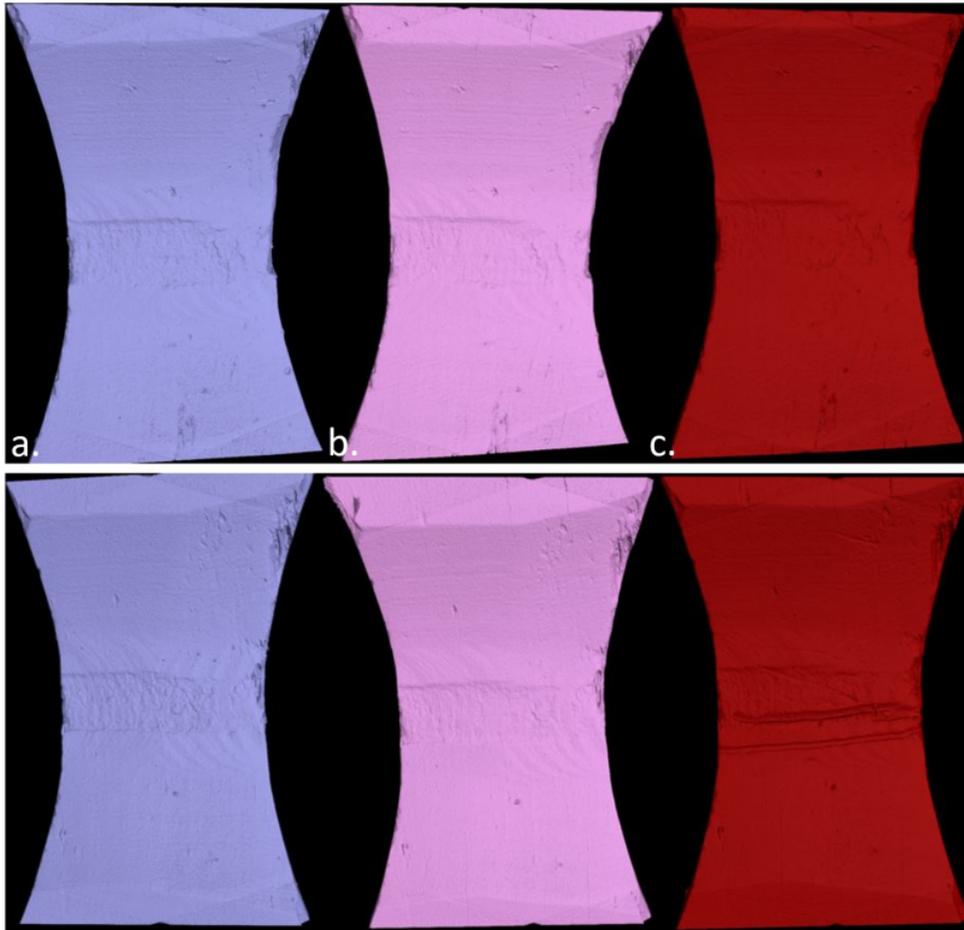


FIGURE 5.36 – Images tomographiques de l'échantillon F1-1-LP-Long-Rad-S2 : a. 1^{er} scan : avant l'essai de fatigue, b. 2^{eme} scan : 6501 cycles, c. 3^{eme} scan : 28499 cycles

Les deux lignes représentent les deux faces de l'échantillon.

Le premier scan (à gauche) est réalisé avant les essais de fatigue.

Le deuxième scan (au milieu) est réalisé après 6501 cycles et le troisième (à droite) après 28499 cycles (avant rupture).

Sur le plan surfacique, nous ne remarquons pas de changement entre le 1er et le deuxième scan. Pour le troisième scan, sur l'une des faces, nous remarquons l'apparition de rayures horizontales, avec une propagation remarquable de certaines fissures comparées au deuxième scan (figure 5.37).

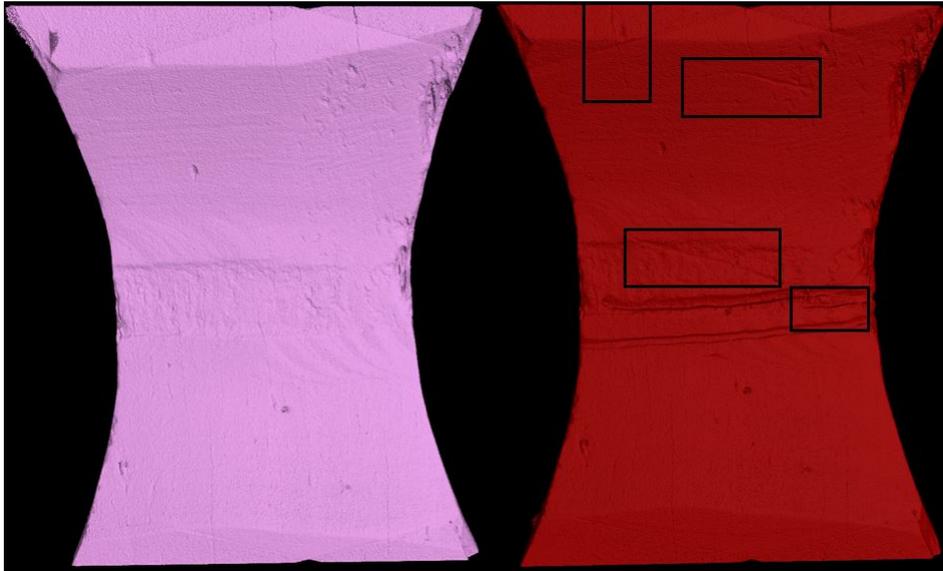


FIGURE 5.37 – Observation de la propagation des défauts superficiels entre le deuxième et le troisième scan

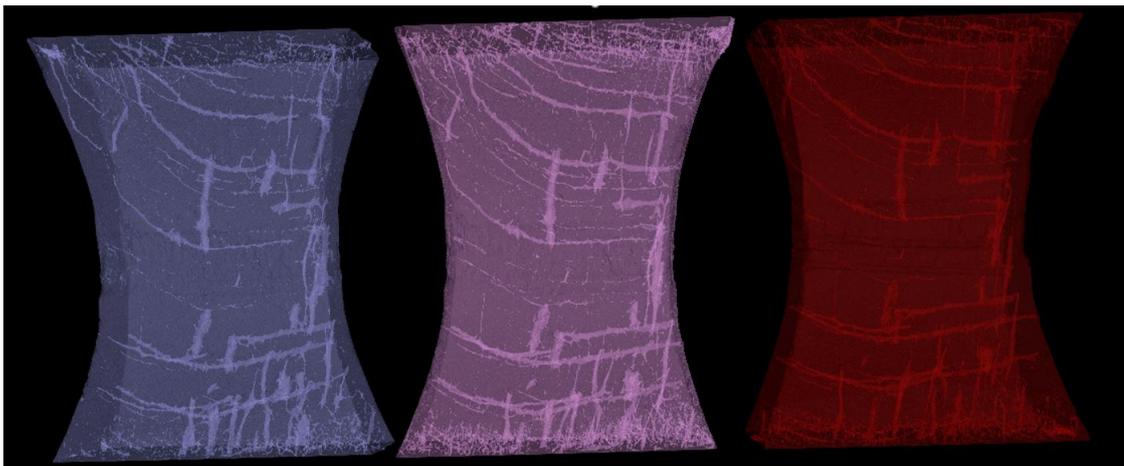


FIGURE 5.38 – La construction 3D des trois tomographies (avant et pendant l'essai de fatigue)

La reconstruction 3D (figure 5.38) des trois scans en transparent, nous permet normalement de voir plus clairement la propagation des micro-endommagements entre les trois scans. Cependant avec la légère différence d'intensité, il est difficile de voir clairement cette propagation.

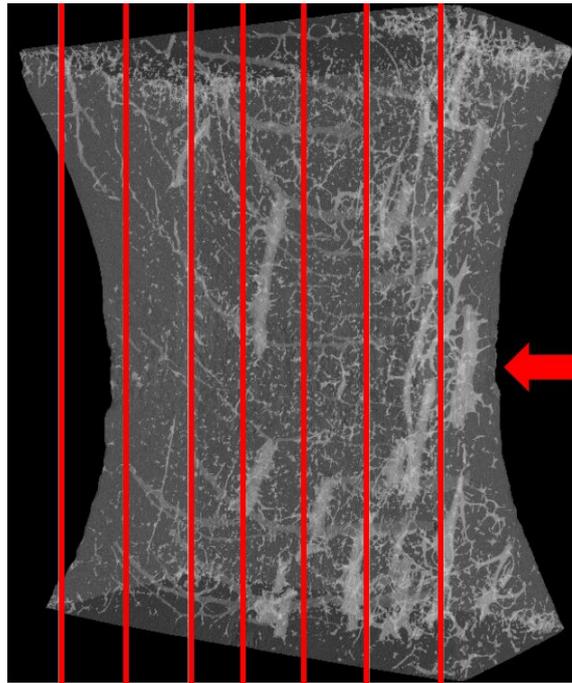


FIGURE 5.39 – Sens de découpage de l'image 3D en images 2D

Afin de mieux voir ces changements macroscopiques et l'évolution des endommagements dans l'os cortical, nous analysons les images tomographiques par coupe. Pour ceci, nous avons découpé l'échantillon 3D en image 2D comme le montre la figure 5.39 des deux échantillons longitudinal et tangentiel :
Nous représentons sur les figures 5.40 et 5.41 ci-dessous un exemple d'image obtenue pour les trois tomographies faites sur les échantillons avec les changements observés à chaque fois.

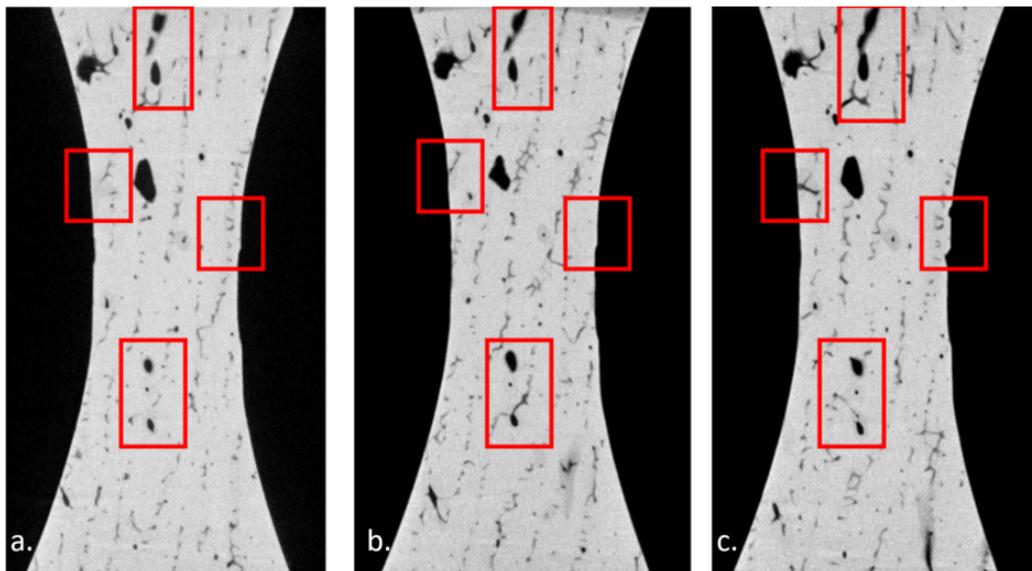


FIGURE 5.40 – Les images tomographiques de l'échantillon longitudinal F1-1-LP-Long-Rad-S2, 1^{er} scan : avant l'essai de fatigue, 2^{eme} scan : 6501 cycles, 3^{eme} scan :28499 cycles

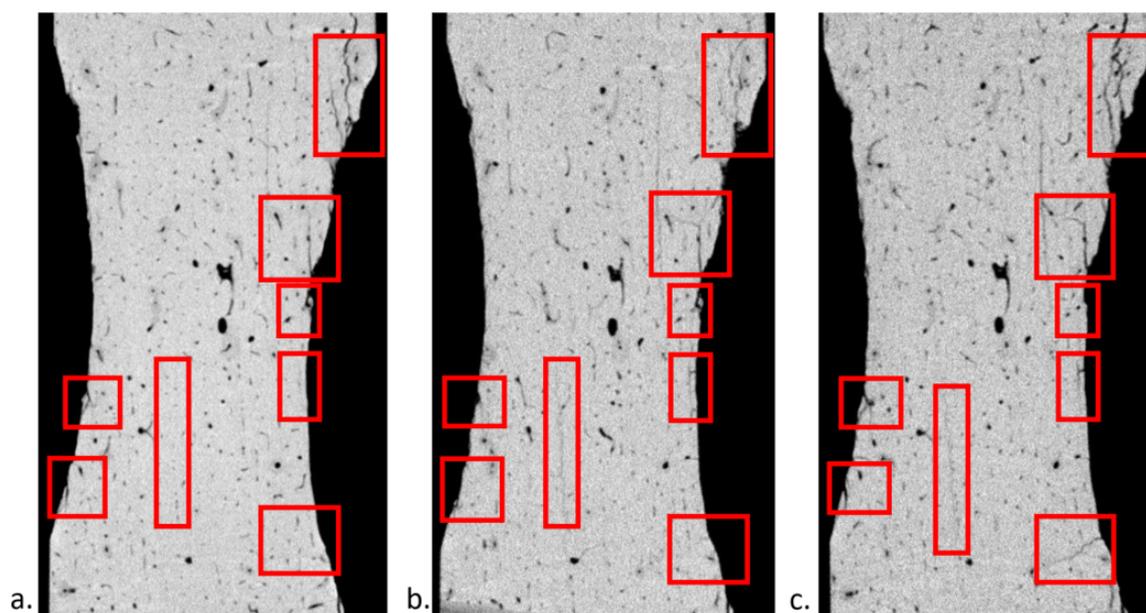


FIGURE 5.41 – Les images tomographiques de l'échantillon tangentiel F2-2-AL-Tang-Long-S2, 1^{er} scan : avant l'essai de fatigue, 2^{ème} scan : 2500 cycles, 3^{ème} scan : 19000 cycles

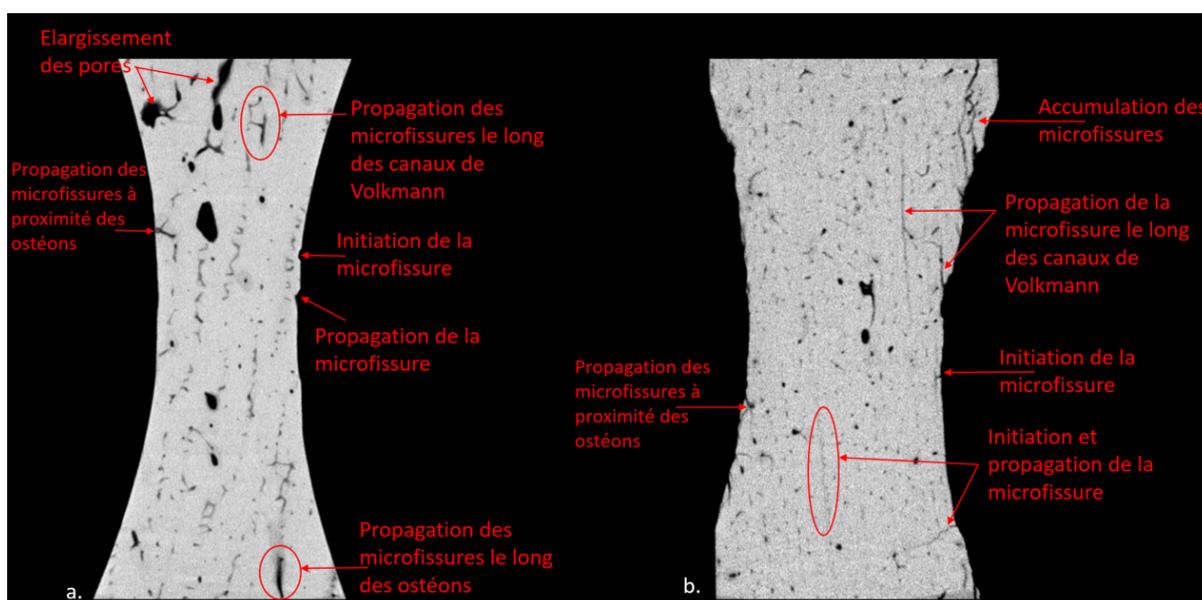


FIGURE 5.42 – Les images tomographiques du 3^{ème} scan a. de l'échantillon longitudinal F1-1-LP-Long-Rad-S2, b. de l'échantillon tangentiel F2-2-AL-Tang-Long-S2

Nous pouvons observer une différence significative entre les trois images pour les échantillons des deux directions (longitudinal et tangentiel).

Pour l'échantillon longitudinal (figures 5.40, 5.42.a), nous remarquons bien l'élargissement des pores avec l'apparition de quelques microfissures se propageant le long des ostéons et à proximité des porosités.

Pour l'échantillon tangentiel (figures 5.42, 5.42.b), il est plus facile de remarquer l'apparition et

la propagation des microfissures. Nous voyons bien la propagation des microfissures perpendiculairement aux ostéons donc suivant les canaux de Volkmann et les lignes de ciments.

Nous pouvons aussi remarquer sur l'échantillon tangentiel que les microfissures se connectent entre elles d'une manière imparfaite et chevauchée, après avoir dévié autour des ostéons le long des lignes de ciments, pour créer des ponts de fissures.

En observant de plus près (figure 5.43) les deux échantillons longitudinal et tangentiel, nous pouvons voir que les ostéons semblent former une barrière pour la fissuration transversale, les microfissures ont du mal à couper perpendiculairement les ostéons.

Elles s'arrêtent de se propager ou dévient à la rencontre d'un ostéon (voir ronds rouges sur l'image), ces déviations se font selon les lignes de ciments et les canaux de Volkmann.

Dans le cas des échantillons tangentiels c'est la fissure longitudinale qui provoque la rupture, ceci peut expliquer la résistance à la rupture moins élevée de ces derniers vu que la propagation des microfissures se fait le long des ostéons.

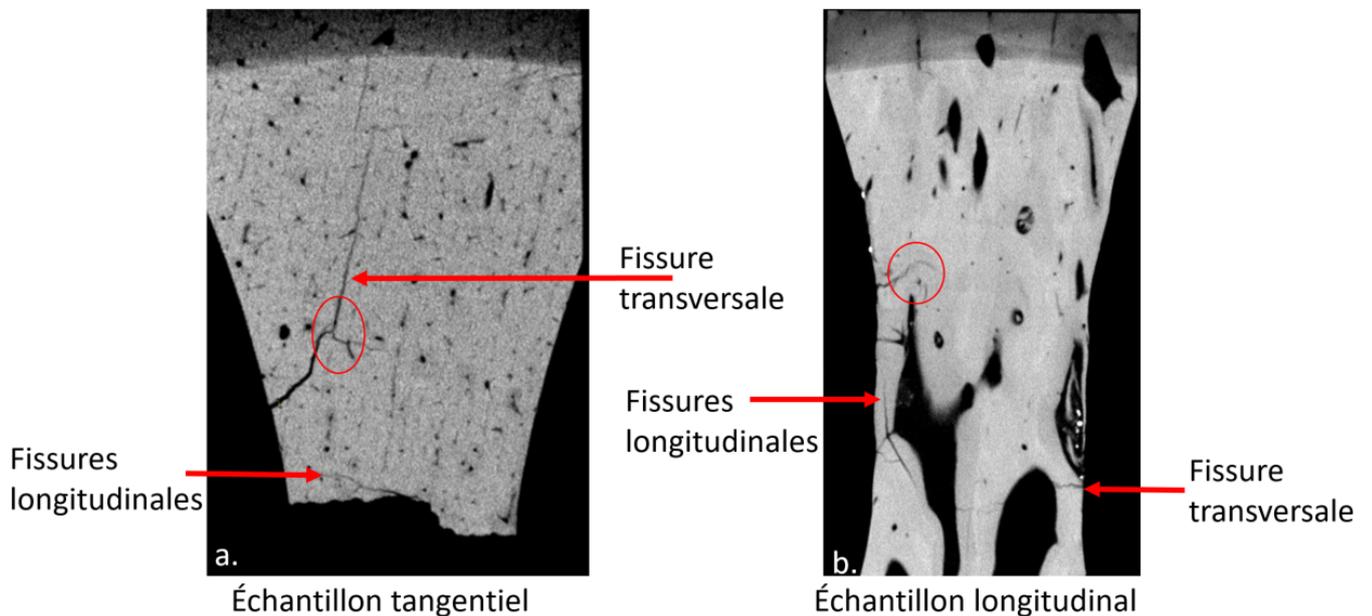


FIGURE 5.43 – Observations des microfissures transversales et longitudinales

Les lignes de ciment qui entourent les osétons et les canaux de Havers semblent être un chemin préférentiel pour la propagation des fissures comme il a été mentionné dans les références [192] [22] [179] [180].

Cependant d'après [179] [180], les lignes de ciments peuvent représenter un point faible de la microstructure de l'os cortical dans la propagation des fissures, mais ces dernières ne sont pas les plus faibles en ce qui concerne le risque de la rupture ou l'endommagement de l'os (vu que face aux ostéons ces fissures changent de direction) [181],[193],[194],[195].

Dans le paragraphe suivant nous passons à la caractérisation de l'endommagement par tomographie.

5.2.5 Caractérisation de l'endommagement par tomographie

Afin de pouvoir comprendre le phénomène de l'endommagement en fatigue, nous présentons sur les deux figures 5.44 et 5.45 ci-dessous deux images tomographiques de deux échantillons F-1-1-LP-Long-Rad-S2 et F-1-2-LP-Tang-Long-S2 parmi ceux que nous avons testés lors du test de fatigue et après endommagement.

La figure 5.44 représente l'échantillon longitudinal F-1-1-LP-Long-Rad-S2 et la figure 5.45 représente l'échantillons tangentiel F-1-2-LP-Tang-Long-S2.

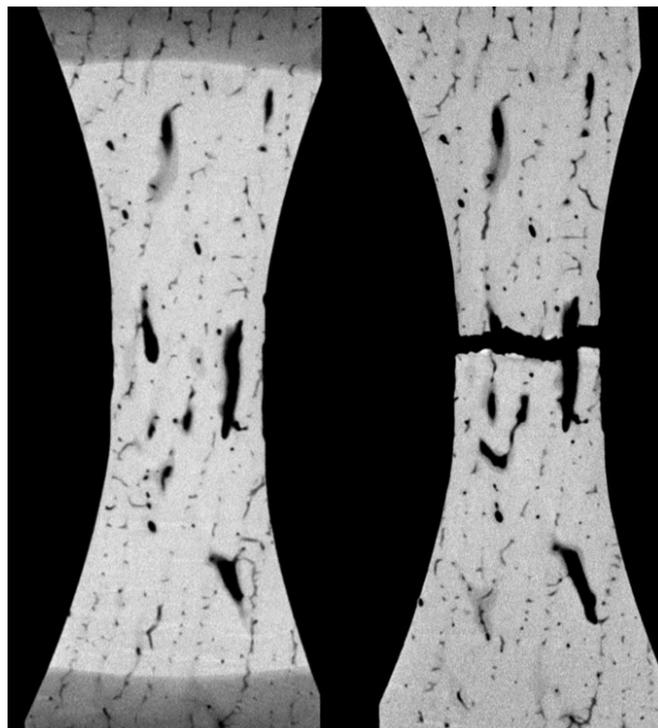


FIGURE 5.44 – Comparaison de tranches de reconstruction tomographiques de l'échantillon longitudinal F-1-1-LP-Long-Rad-S2 durant le test de fatigue (après 28499 cycles) et après endommagement

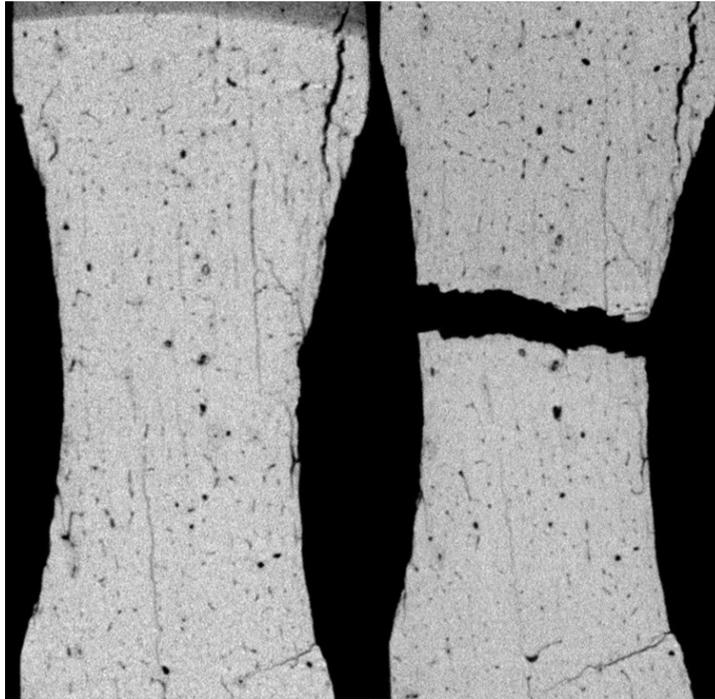


FIGURE 5.45 – Comparaison de tranches de reconstruction tomographiques de l'échantillon tangentiel F-1-2-LP-Tang-Long-S2 durant le test (après 1000 cycles) de fatigue et après endommagement

Comme nous l'avons vu précédemment, et nous pouvons le voir surtout pour l'échantillon tangentiel durant les essais de fatigue en traction, il y a formation et propagation de plusieurs fissures et microfissures.

Nous avons réalisé une deuxième découpe de deux échantillons longitudinaux (F-1-1-LP-Long-Rad-S2 et F-2-1-AM-Long-Rad-S2) 3D en image 2D comme le montre la figure 5.46.

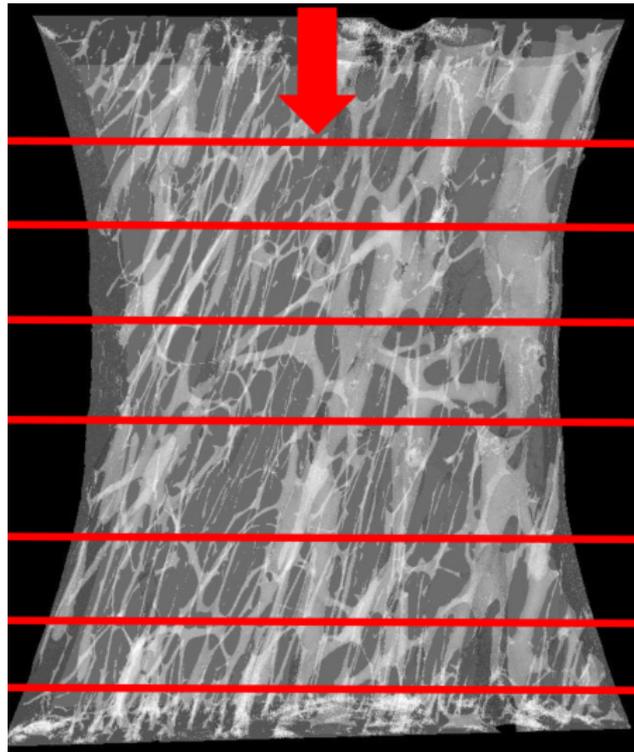


FIGURE 5.46 – Le sens de découpage de l'image 3D en images 2D

Sur la figure 5.47 nous pouvons mieux voir la propagation de la fissure entraînant la rupture de l'échantillon.

L'initiation de la fissure a été faite au niveau d'un pore surfacique. Nous pouvons voir que les microfissures se propagent de différentes manières.

En effet certaines microfissures se propagent en contournant les ostéons c'est-à-dire en passant par les lignes de ciment qui l'entourent. D'autres arrivent à franchir les ostéons et les canaux de Havers.

Certaines microfissures dévient et continuent leurs propagations suivant les canaux de Volkmann.

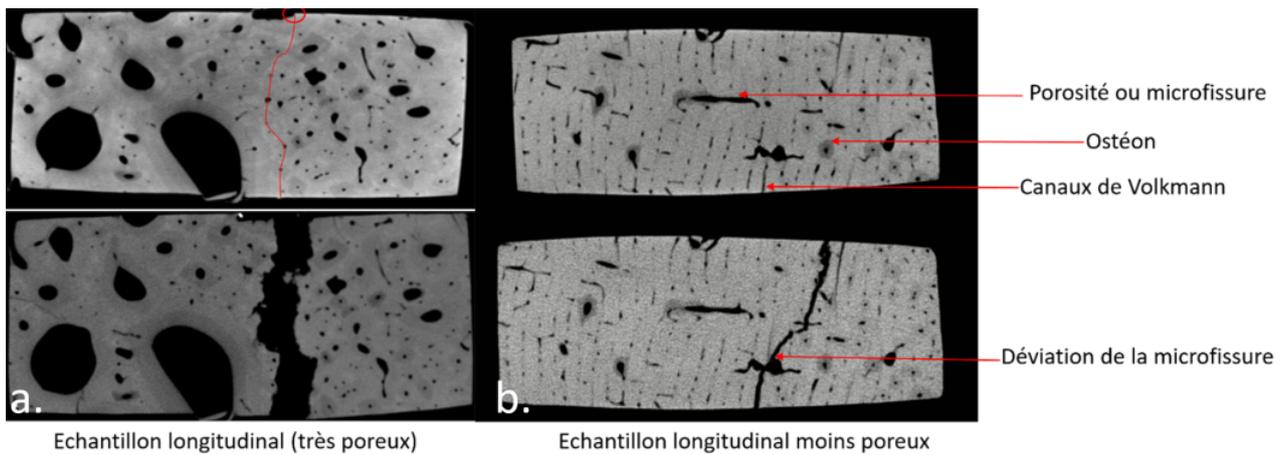


FIGURE 5.47 – Initiation et propagation de la fissure entraînant la rupture en fatigue dans a. l'échantillon F-1-1-LP-Long-Rad-S2 (très poreux), b. l'échantillon F-2-1-AM-Long-Rad-S2 (moins poreux)

Observation 3D de certains échantillons endommagés

La reconstruction 3D des échantillons après la rupture nous confirme que la fissuration entraînant la rupture se fait d'une manière dépendante de la microstructure et des caractéristiques mécaniques de chaque échantillon.

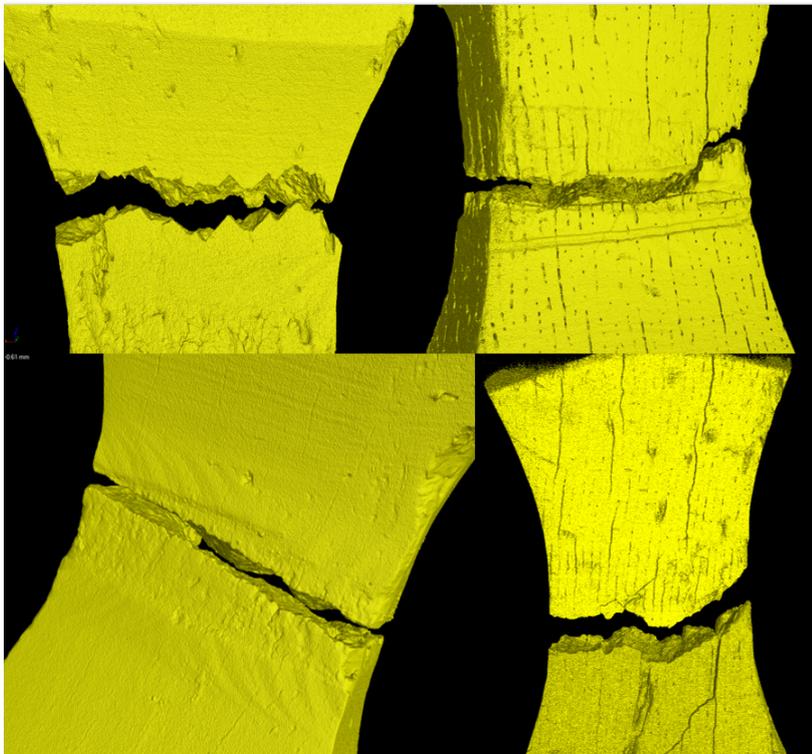


FIGURE 5.48 – Différentes ruptures d'échantillons longitudinaux



FIGURE 5.49 – Différentes ruptures d'échantillons tangentiels

Les deux figures 5.48 et 5.49 montrent différentes formes de rupture en fatigue d'échantillons longitudinaux et tangentiels respectivement.

Ces images prouvent bien que pour l'os cortical, il n'y a pas de coupure typique de fatigue.

Généralement l'initiation de la fissure provoquant la rupture se fait à la surface de l'échantillon (Figures 5.48,5.49) sur un ostéon, les canaux de Volkmann ou même à cause d'une détérioration du tissu suite à l'usinage. Les microfissures longitudinales, transversales et obliques [147] qui se propagent durant la fatigue de l'os pour essayer de franchir les barrières microstructurales les moins résistantes.

La jonction de toutes ces microfissures entraîne la rupture de l'os.

Pour conclure, il est clair que pour l'échantillon longitudinal la rupture est provoquée par la propagation des microfissures principalement dans les lignes de ciments et les canaux de Volkmann. Les ostéons dans ce cas résistent à la propagation de ces microfissures et forment une barrière provoquant le changement de direction de la propagation.

Dans ce cas, l'initiation de la fissure se fait principalement au niveau des canaux de Volkmann débouchants à la surface d'échantillon horizontalement comme on peut voir sur la figure 5.50 dans le cercle blanc.

En effet, comme il a été mentionné dans des études sur l'initiation de fissures de fatigue [147] [196], la formation de microfissures se fait au niveau des concentrateurs de contraintes tels que les canaux de Havers et les canaux de Volkmann.

Certes les lignes de ciments consistent un point faible en ce qui concerne la propagation des microfissures et ont une grande influence sur la déviation et la forme des microfissures, mais ils ne sont pas le lieu favori pour l'initiation des fissures, conformément à ce qui a été mentionné dans d'autres études [179] [180].

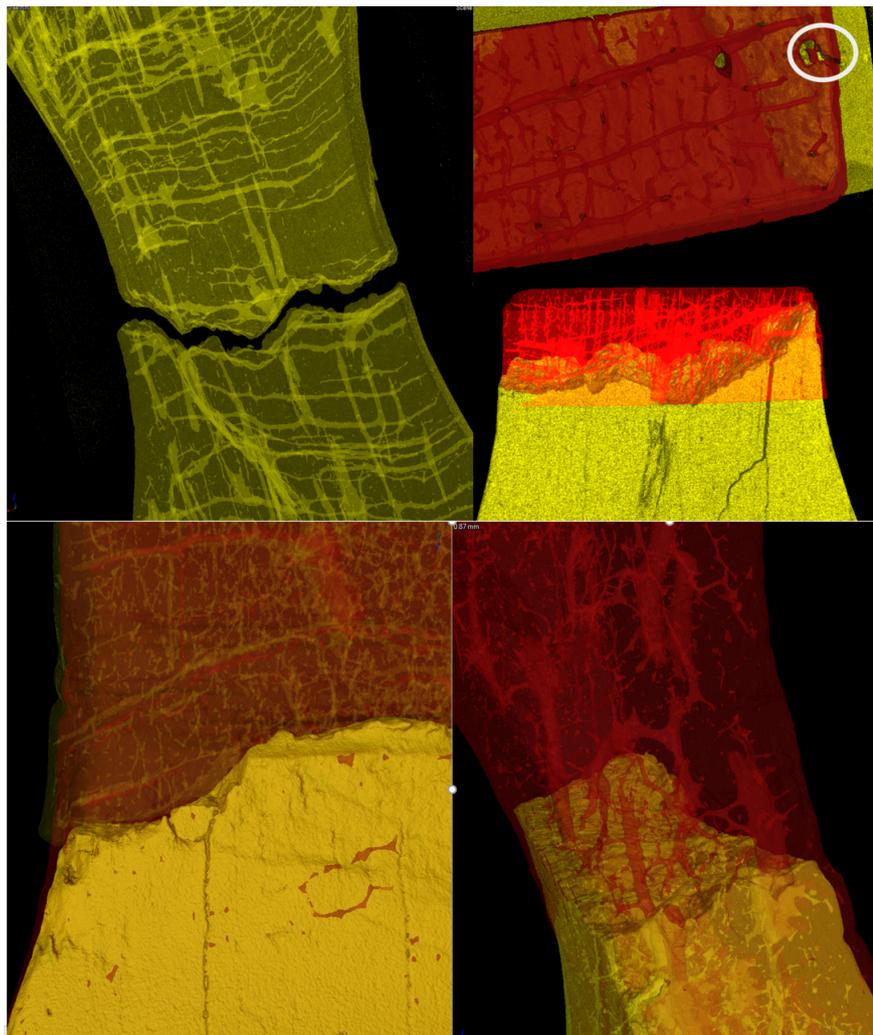


FIGURE 5.50 – Observation de la construction 3D en transparent des échantillons longitudinaux endommagés

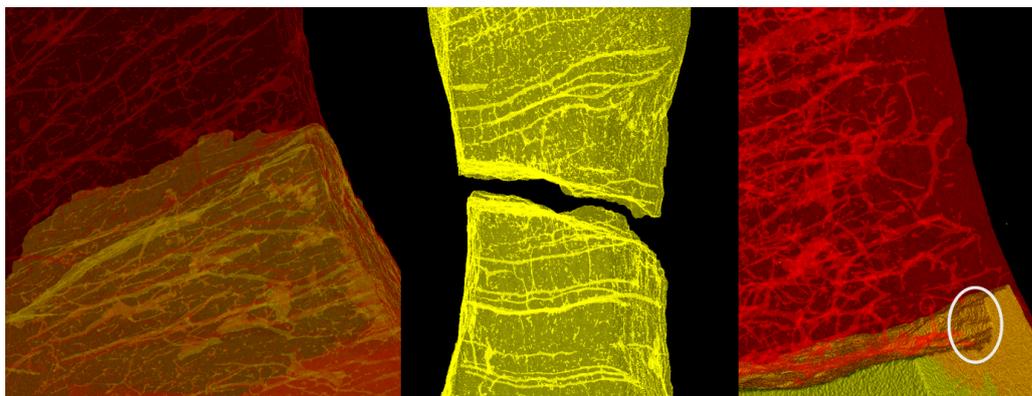


FIGURE 5.51 – Observation de la construction 3D en transparent des échantillons tangentiels endommagés

Ces études ont également montré une très faible prévalence d'initiation de fissures à l'intérieur des ostéons, ce qui est cohérent avec le rôle de ces derniers dans la résistance à la fissuration. Pour les échantillons tangentiels la rupture se fait dans la direction des axes des ostéons. C'est pour cette raison que ce type d'échantillon est moins tenace que l'échantillon longitudinal (la facilité de fissuration et de la propagation des fissures dans la direction longitudinale des ostéons).

Ceci peut aussi expliquer le fait que les fissures finales de rupture dans cette direction sont plus planes que celles des échantillons longitudinaux (moins de déviation pour les microfissures). Pour cette direction l'initiation des fissures se fait aussi sur les canaux de Havers et les canaux de Volkmann ou même sur un ostéon atteint par l'usinage (voir Figure 5.51 dans le cercle blanc).

5.3 Risque de fissuration du fémur contenant une prothèse

L'un des objectifs de ce travail était l'évaluation des risques de fissuration par fatigue des fémurs contenant une prothèse. Pour ceci, nous visualisons la répartition des contraintes principales maximales aux trois instants étudiés au chapitre 4 des deux fémurs contenant une prothèse ostéo-intégrée (figure 5.52) et non ostéo-intégrée (figure 5.53)

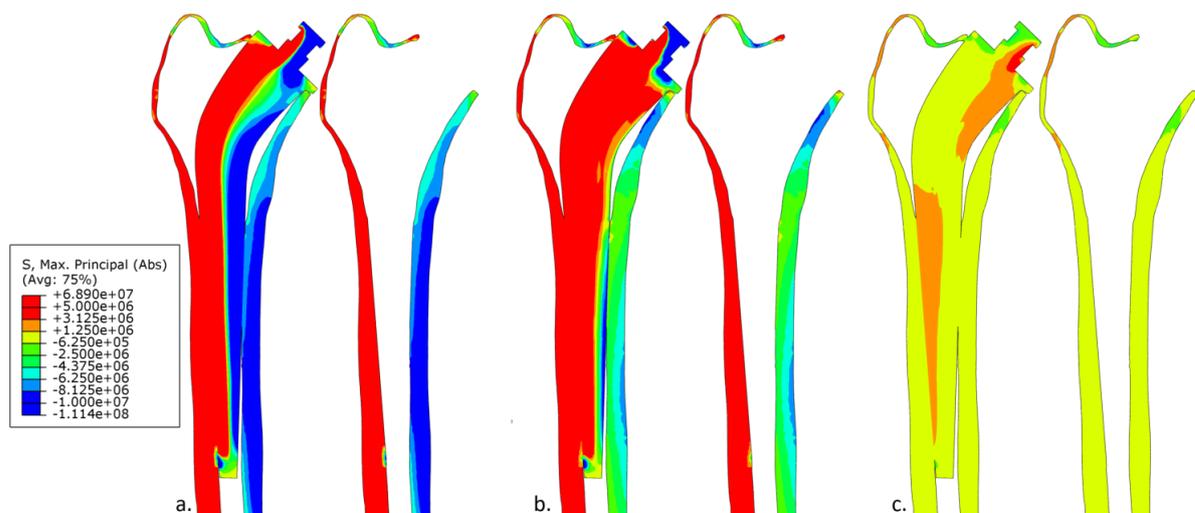


FIGURE 5.52 – Répartition des contraintes σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de l'ostéo-intégration a. à l'instant t_1 b. à l'instant t_2 et c. à l'instant t_3

A l'instant t_1 , nous observons une concentration locale des contraintes σ_{max} au niveau de l'os cortical du col fémoral (coté latéral), la valeur moyenne σ_{max} dans le cas de l'ostéo-intégration est égale à 5,10 MPa, cependant cette valeur atteint 35,6 MPa dans le cas de non ostéo-intégration. Du coté médial, plus précisément, au niveau de l'arc d'Adam, le fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée supporte une contrainte σ_{max} de compression assez importante atteignant une valeur égale à -10,0 MPa.

A l'instant t_2 , la répartition des contraintes σ_{max} est la même au niveau du col fémoral que à l'instant t_1 avec des valeurs d'un ordre de grandeur plus grand (nous rappelons que le fémur à cet instant est globalement plus contraint vu la position de la jambe).

Pour le cas de l'ostéo-intégration, la valeur de σ_{max} passe de -7,5 MPa à l'instant t_1 à 3,10 MPa

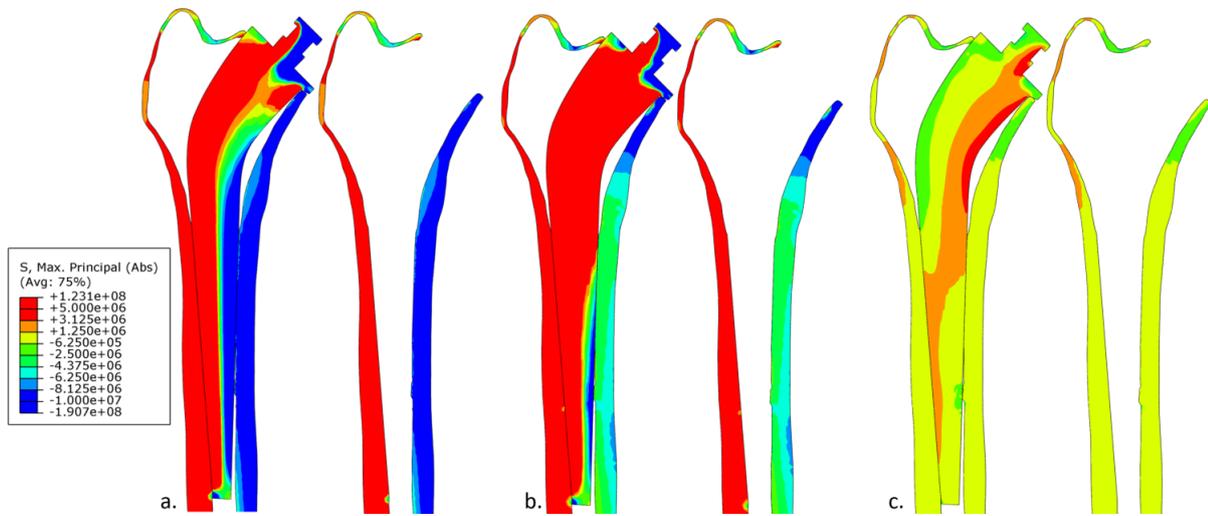


FIGURE 5.53 – Répartition des contraintes σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de non ostéo-intégration a.à l'instant t_1 b.à l'instant t_2 et c.à l'instant t_3

à l'instant t_2 au niveau de l'arc d'Adam.

Pour les deux instants t_1 et t_2 , toute la partie latérale est soumise à des contraintes maximales de traction.

Cette valeur de σ_{max} atteint la valeur de 40 MPa dans le cas de l'ostéo-intégration cependant cette valeur atteint 57 MPa dans le cas de non ostéo-intégration. Ceci est en corrélation avec les résultats de la section 4.2.2, et qui prouve que le cas de la non ostéo-intégration, le contact établi entre l'os et la prothèse est plus concentré et le transfert de charge de la prothèse au tissu osseux cortical est plus local.

A l'instant t_3 les deux fémurs représentent une même répartition de contrainte σ_{max} , avec une concentration locale plus importante au niveau de l'arc d'Adam et l'os cortical adjacent à la prothèse de la diaphyse dans le cas de non ostéo-intégration.

Pour l'analyse des tracés des vecteurs propres de la contraintes σ_{max} , nous rajoutons deux instants à analyse qui sont $t=0.8s$ et $t=0.9s$ correspondant respectivement à 64% et 72% du cycle de la marche.

Ces deux instants correspondent au début de la phase oscillante : Une phase d'accélération du membre oscillant qui se termine quand le pied se place à côté du pied controlatéral voir section 4.1.

L'analyse des tracés des vecteurs propres de la contrainte σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse ostéo-intégrée (figure 5.54) et non ostéo-intégrée (figure 5.55), confirme la soumission du col fémoral à des contraintes de traction.

Elle nous confirme aussi la concentration locale de ces contraintes de traction au niveau de l'Arc d'Adam dans le cas de non ostéo-intégration aux quatre instants : 0.3s, 0.75s, 0.8s et 0.9s. Ces tracés nous montrent aussi dans le cas de l'ostéo-intégration, à l'instant 0,3s et 0.75s, l'extrémité de la tige fémorale provoque des contraintes de compression sur le tissu cortical adjacent. Cette contrainte de compression est moins prononcée dans le cas de non ostéo-intégration.

Dans le cas d'ostéo-intégration, nous observons bien, aux deux instants 0,8s et 0.9s, au niveau de la diaphyse (extrémité de la tige fémorale) un vecteur de traction, donc la tige fémorale exerce une sorte de poinçonnement sur le tissu cortical de la diaphyse à ces deux instants.

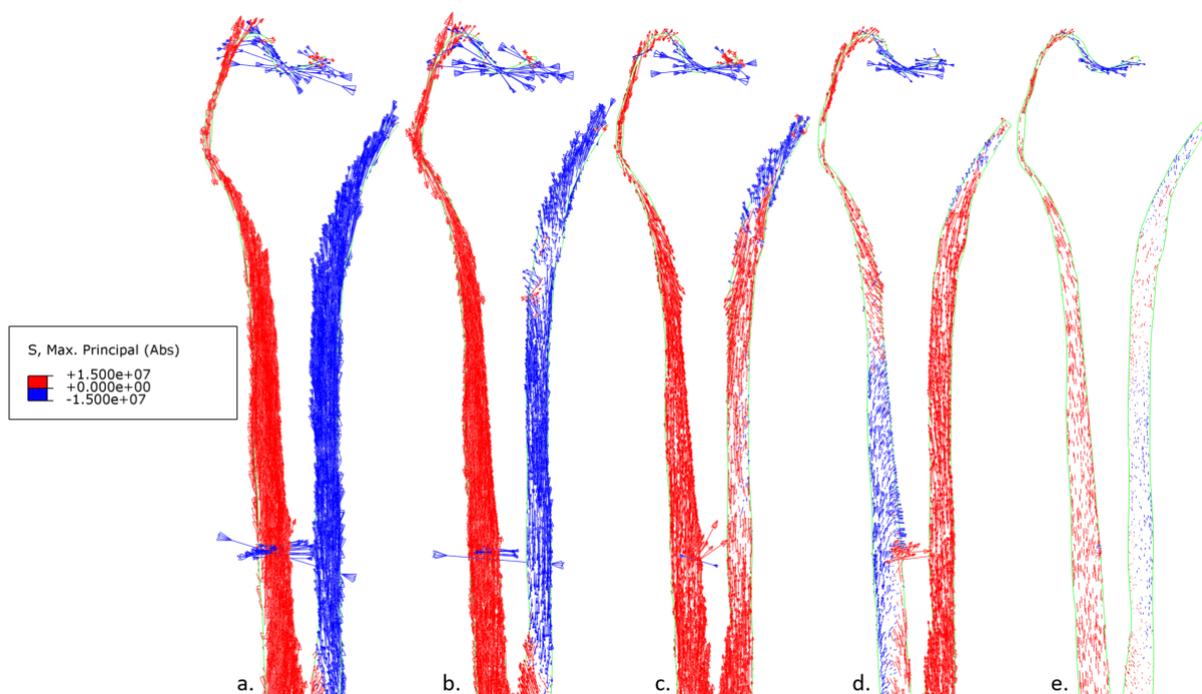


FIGURE 5.54 – Le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de l'ostéo-intégration a. à l'instant 0.3s b. à l'instant 0.75s c. à l'instant 0.8s d. à l'instant 0.9s et e. à l'instant 1.15s

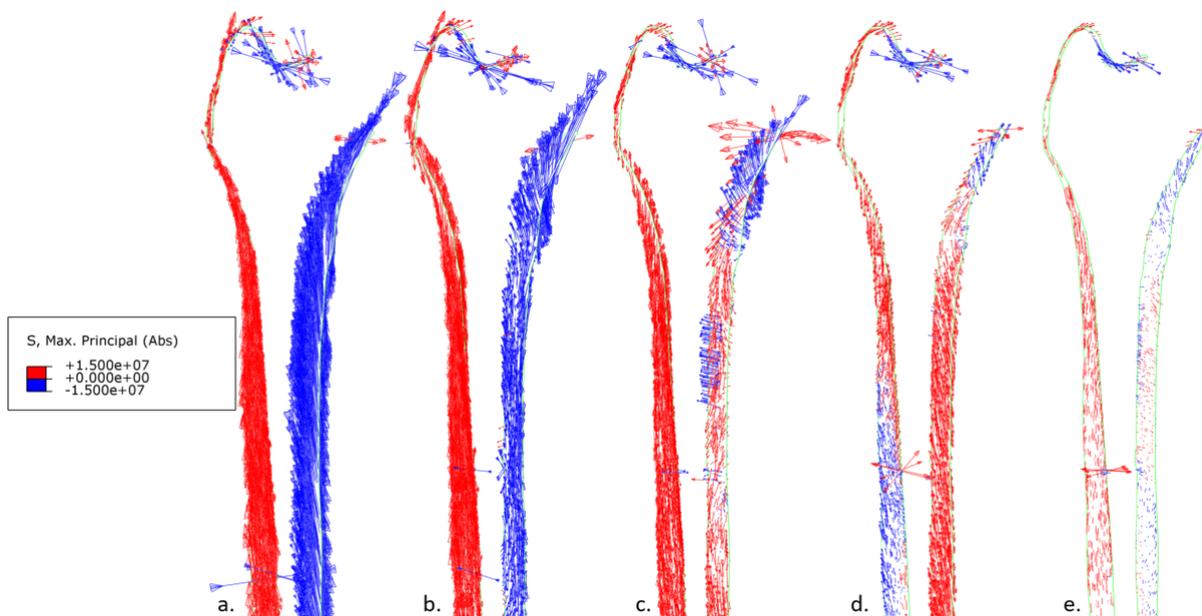
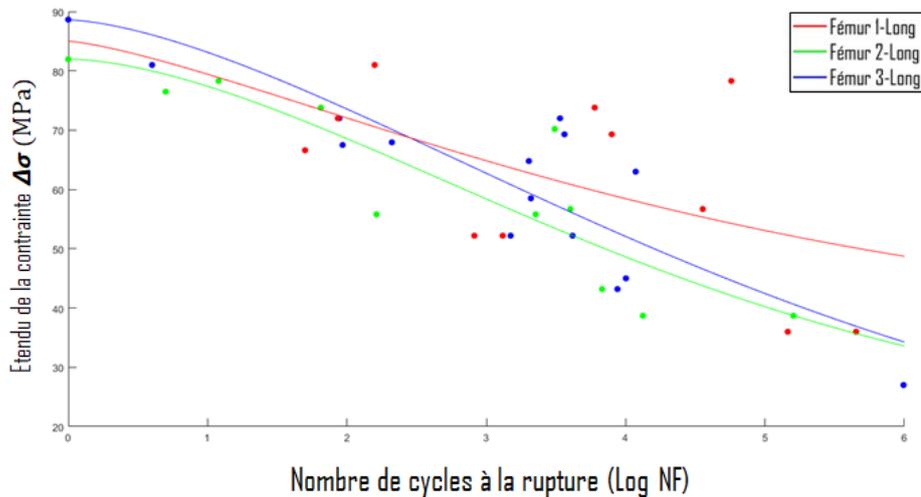


FIGURE 5.55 – Le tracé des distributions des vecteurs propres de la contrainte σ_{max} dans l'os cortical du fémur contenant une prothèse dans le cas de non ostéo-intégration a. à l'instant 0.3s b. à l'instant 0.75s c. à l'instant 0.8s d. à l'instant 0.9s et e. à l'instant 1.15s

Cependant ceci n'est pas observé dans le cas de non ostéo-intégration par contre nous voyons un vecteur de traction qui apparaît un peu plus haut au niveau de la diaphyse.

Nous pouvons donc dire que le contact établi réduit l'effet de poinçonnement de la tige fémorale. Pour le cas de non ostéo-intégration, à l'instant 1.15s, un vecteur de traction au-dessus de l'extrémité est observé au même endroit qu'aux instants 0.8 s et 0.9s avec une valeur moins importante.



Nous comparons les valeurs de σ_{max} obtenue numériquement aux valeurs de la courbe de Wöhler des échantillons coupés longitudinalement.

Nous avons choisi les échantillons découpés longitudinalement car ils ont la même direction que les fémurs de la méthode des éléments finis.

Nous pouvons dire que certes l'insertion de la prothèse quel que soit ostéo-intégré ou pas, provoque la concentration locale des contraintes pendant ces concentrations de valeur maximale σ_{max} égale à 40 MPa dans le cas de l'ostéo-intégration et à 57MPa dans le cas de non ostéo-intégration ne semblent pas avoir un risque sur la fissuration de l'os cortical adjacent à la prothèse.

D'après les courbes obtenue ces valeurs maximales offre aux fémur un nombre de cycle supérieur à 10^4 et 10^5 .

Cette comparaison reste un sujet de discussion vu que les fémurs testés expérimentalement sont des fémur d'origine animale (fémur bovin).

En effet, il serait plus judicieux de comparer les fémurs ayant une densité proche de celle du fémur humain utilisé dans la méthode des éléments finis.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les résultats de la partie expérimentale, nous avons pu comprendre le comportement de l'os cortical en fatigue.

Nous avons pu voir d'une manière qualitative l'initiation et la propagation des microfissures ainsi que la formation de la fissure fatale.

Pour bien couronner cette partie nous avons procédé à un examen microscopique d'un échantillon longitudinal F-3-1-AM-Long-Rad-S2 après la rupture.

Nous avons pu voir la microstructure de l'os cortical. Nous voyons clairement l'arrangement de ces microstructures sur la surface de rupture (figure 5.56).

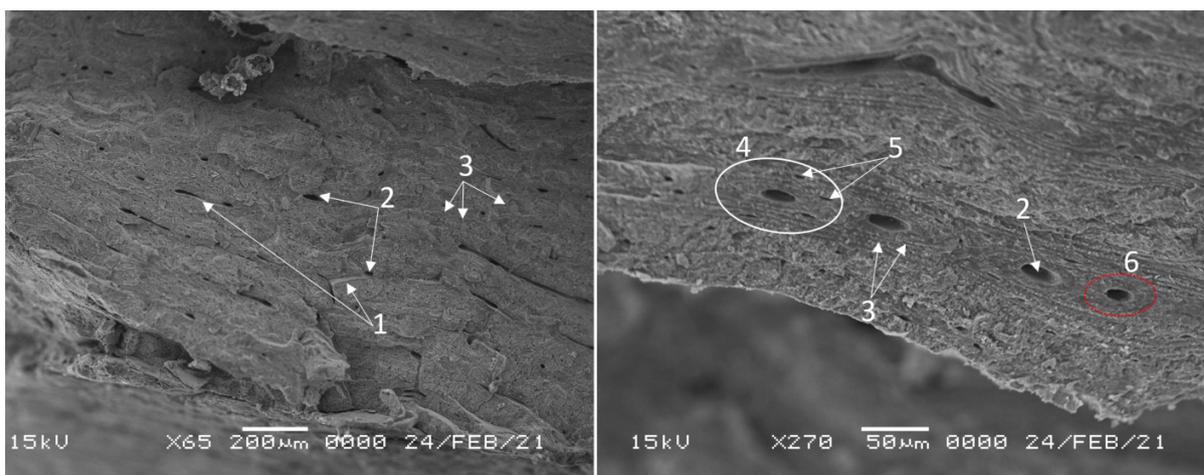


FIGURE 5.56 – Observation de la microstructure de l'os cortical à l'aide d'un examen microscopique d'un échantillon d'os cortical (F-3-1-AM-Long-Rad-S2) : 1. Canaux de Volkmann 2. Canaux de Havers 3. Lamelles osseuses 4. Ostéons (Système Haversien) 5. Ostéocytes 6. Ligne de ciment entourant l'ostéon

La surface de rupture est représentée sur la figure 5.57(a,b), nous remarquons une rupture relativement plate plus au moins normale à la direction de la contrainte appliquée du coté droit mais aussi une rupture oblique du coté gauche ce qui montre que la rupture n'est pas conventionnelle en fatigue comme pour tous les autres matériaux.

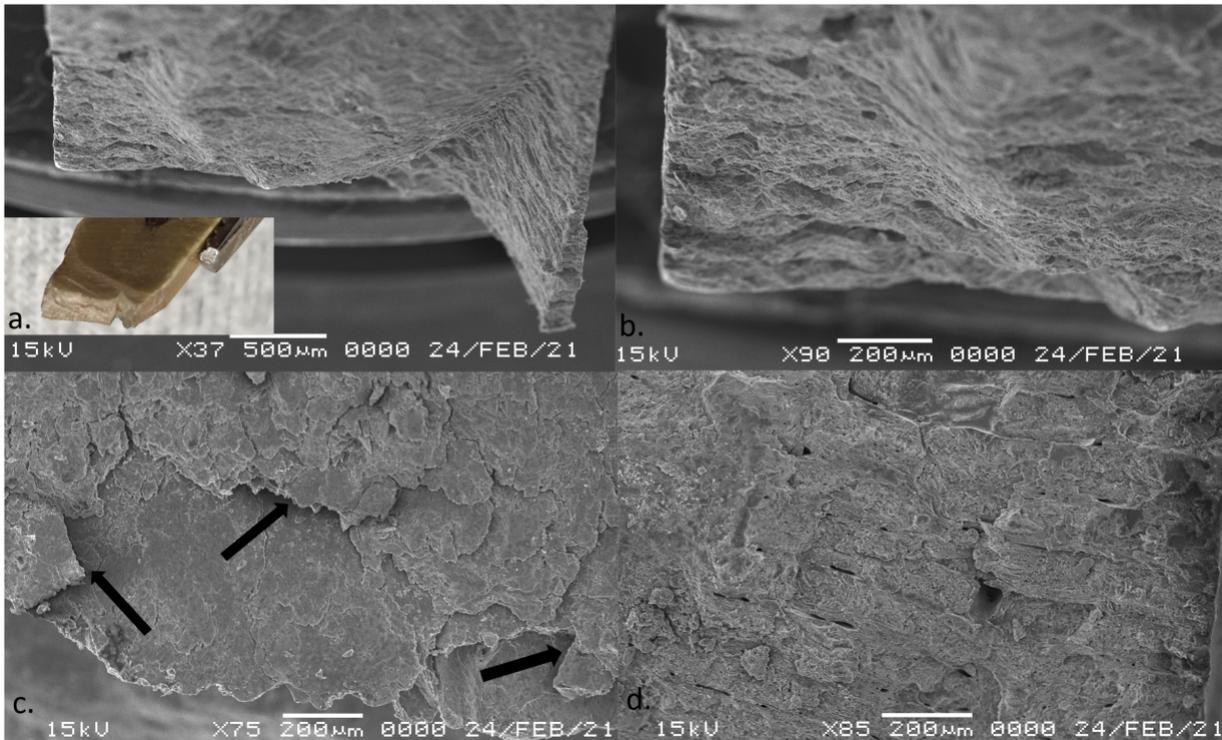


FIGURE 5.57 – Images de microscopie électronique de la surface de rupture en fatigue de l'échantillon F-3-1-AM-Long-Rad-S2 à plusieurs grossissements

En examinant la surface de rupture, nous remarquons que la microfissuration est étendue sur toute la surface. Elle se produit à travers les « maillons faibles » tel que les lacunes, les canaux de Volkmann et les lignes de ciment (Figure 5.57 c,d).

Avec un grossissement plus important, nous confirmons que la rupture de l'os cortical en fatigue n'a pas été produite par la propagation d'une seule fissure.

Il a eu une accumulation progressive de micro-endommagements diffus provoquant la séparation et le décollement des composants microstructuraux de l'os cortical.

Conclusion générale

Le corps humain est constitué d'os et d'articulations lui permettant sa motricité . L'articulation de la hanche peut être considérée comme l'articulation la plus chargée du corps humain. Les maladies de cette articulation sont devenues très répandues et touchent de plus en plus de jeunes populations. À un stade avancé, la prothèse reste la meilleure solution médicale pour réparer l'articulation endommagée. Pour prévoir une détérioration précoce et augmenter la durée de vie des solutions prothétiques, il est nécessaire d'étudier le comportement biomécanique du tissu osseux fémoral. L'os est un tissu qui a la capacité de se remodeler en continu sous l'effet d'un stimulus mécanique. Ce processus joue un rôle important dans le contexte des implants et des prothèses qui y sont placées. L'insertion dans l'os de parties non naturelles, ayant des propriétés mécaniques différentes, entraîne une modification de la répartition des contraintes et peut donc perturber l'homéostasie, dans laquelle se trouve l'os sain. De plus, la charge répétitive ou cyclique de l'os aux propriétés évolutives peut entraîner la fatigue et la fracture du tissu osseux entourant l'implant. C'est pour cela qu'il est nécessaire aussi d'étudier le comportement biomécanique de l'os cortical en fatigue. Le but de cette étude était donc de caractériser expérimentalement et numériquement le tissu osseux du fémur. Dans un premier temps, une étude approfondie sur la géométrie du fémur a été faite. Une tomographie d'un fémur humain a permis sa reconstruction géométrique, ce qui a conduit à la réalisation d'un maillage pour l'analyse par éléments finis. Cette technique d'imagerie offre l'avantage d'enrichir les modèles numériques avec des géométries précises et des propriétés mécaniques propres à chaque constituant, contrairement aux modèles généralement présentés dans la littérature qui se limitent seulement à la couche corticale du fémur ou bien la modélisation d'une partie du fémur comme, par exemple, la tête fémorale [132] [207]. En se basant sur l'approche de la dynamique inverse, les forces musculaires appliquées, les conditions aux limites associées et les propriétés mécaniques ont été déduites de simulations OpenSIM du cycle de marche comme il a été détaillé dans le chapitre 3. Cette procédure a permis de créer des modèles éléments finis avec un tissu cortical isotrope transverse réaliste des os sains et implantés. Deux cas ont été étudiés : la prothèse parfaitement intégrée à l'os et la prothèse non intégrée en contact mécanique avec le fémur. Nous avons pu valider notre modélisation en obtenant une force de réaction dans l'articulation de la hanche pour les trois modèles très proche de celle de OPENSIM. Les résultats des calculs montrent que l'insertion de la prothèse influence le comportement mécanique du fémur. Elle induit des contraintes importantes au voisinage de la tige de la prothèse

en fonction des interactions considérées entre l'os et la prothèse.

La valeur maximale des contraintes est observée sur le fémur à l'instant 0,75S correspondant à 60% du cycle de la marche, l'instant de la fin de la phase de basculement où la jambe droite est vers l'arrière pour le changement d'appui.

La valeur minimale des contraintes est observée à l'instant 1.15 s correspondant à 92% du cycle de la marche, à la phase de fin d'oscillation où le pied n'est pas en contact avec le sol.

A 60% du cycle de marche pour le fémur sain, tout le col fémoral est soumis à des contraintes de compression.

L'insertion de la prothèse a bien réduit les contraintes au niveau du tissu osseux. L'os cortical est donc soulagé et c'est bien la prothèse qui prend en charge le transfert des forces.

Dans le cas de l'ostéo-intégration, la répartition des contraintes est plus homogène que celle dans le cas non ostéo-intégré.

Le fémur contenant une prothèse non ostéo-intégrée se caractérise par des concentrations locales de contraintes en traction.

A 92% du cycle de marche, pour les trois modèles, les contraintes sont nettement plus faibles. Les trois fémurs sont soumis principalement à des contraintes de traction. La diminution des valeurs de ces contraintes est expliquée par la position de la jambe. En effet, à cet instant les forces appliquées sur le fémur proviennent uniquement de l'activité musculaire. Tout le poids du corps est porté par l'autre jambe.

Pendant tout le cycle de marche et pour les trois fémur, le coté médian est sollicité en compression en revanche, le coté latéral est sollicité en traction.

Le cas du simple contact entre le fémur et la prothèse introduit un état de contrainte beaucoup plus sévère au voisinage de la tige prothétique. Il génère le champ de contraintes qui peut être assimilé à un enfoncement local d'un cylindre, ou à un poinçonnement induisant des contraintes de traction élevées dans la couche corticale adjacente du fémur.

Le cas du contact mécanique facilite le transfert de charge de la prothèse au tissu osseux. Cependant, durant tout le cycle de marche, la prothèse exerce une pression sur le tissu osseux cortical au niveau du col fémoral.

A l'instant où le poids est porté par la jambe, la tête prothétique est soumise à une compression qui provoque une pression de contact assez importante du coté médial du col fémoral et une légère inclinaison de la tige fémorale du coté latéral.

Nous pouvons donc dire que l'insertion de la prothèse augmente le risque de fatigue de l'os cortical adjacent.

La limitation de notre approche numérique est qu'elle ne prend pas en considération l'anisotropie de l'os spongieux.

Dans un deuxième temps, un protocole expérimental de découpe et d'essai de fatigue en traction ont été présentés dans le chapitre 5, prenant en compte plusieurs conditions physiologiques, a été établi et suivi avec un soin particulier afin de fournir des conditions d'essai adaptées au tissu osseux cortical.

Les résultats ont confirmé l'anisotropie de l'os ainsi que les échantillons coupés longitudinalement (la longueur de l'échantillon est suivant l'axe longitudinal de la diaphyse) sont plus résistants que ceux coupés tangentiellement (la longueur de l'échantillon est suivant l'axe tangentiel de la diaphyse).

En effet, ils représentent une contrainte ultime moyenne égale à 85 MPa, beaucoup plus élevée que celle des échantillons tangentiels qui est égale à 51 MPa.

Grâce aux observations tomographiques, nous avons pu avancer la compréhension de l'initiation et la propagation des microfissures entraînant la rupture en fatigue qui diffère d'autres matériaux [201].

La rupture par fatigue se fait par processus d'endommagement très distribué incluant le décollement des composants microstructuraux .

Elle est causée par plusieurs modes d'endommagement comme les micro-érosions, décollement et rupture des microstructures intérieures.

Les résultats obtenus ajouteront des informations supplémentaires à la base de données afin de mieux comprendre le comportement en fatigue de l'os cortical dont le degré de compréhension reste encore insuffisant.

Les modèles par éléments finis peuvent être enrichis par des lois plus réalistes ou par l'ajout de forces musculaires.

Les améliorations apportées au modèle par éléments finis peuvent être adaptées en fonction du sujet de recherche.

Cette étude et les résultats obtenus ont conduit à la participation à une conférence avec une publication [208].

La coopération avec l'équipe de l'Université des Sciences et Technologies AGH de Cracovie (Pologne), m'a aussi permis à contribuer à une publication [209].

Annexe A

Macro de calcul de la Variation du taux de porosité

```
run("Brightness/Contrast...");
setMinAndMax(0.05, 0.2);
run("Close");
run("8-bit");
run("Set Scale...", "distance=1 known=3.5 pixel=1 unit=um");
run("Median...", "radius=3 stack");
run("Auto Local Threshold", "method=Phansalkar radius=15 parameter_1=0.1 parameter_2=0.9
white stack");
for (i=1; i<nSlices; i++) {
setSlice(i);
name="title="+i+".raw";
run("Duplicate...", name);
run("Volume Fraction", "algorithm=Voxel surface=6 use");
run("Fill Holes");
// run("Invert LUT");
// run("Fill Holes");
// run("Invert LUT");
run("Volume Fraction", "algorithm=Voxel surface=6 use");
close();}
```

Macro de calcul du diamètre moyen des pores, écart-type des diamètres locaux et diamètre maximal des pores dans chaque slice de la partie centrale de l'éprouvette

```
run("Brightness/Contrast...");
setMinAndMax(0.05, 0.2);
run("Close");
run("8-bit");
run("Set Scale...", "distance=1 known=3.5 pixel=1 unit=um");
run("Median...", "radius=3 stack");
run("Auto Local Threshold", "method=Phansalkar radius=15 parameter_1=0.1 parameter_2=0.9
white stack");
//for (i=1; i<nSlices; i++)
for (i=500; i<1500; i++)
{
setSlice(i);
name="title="+i+".raw";
run("Duplicate...", name);
floodFill(2, 2);
run("Invert");
run("Thickness", "thickness");
close();
}
```

Valeurs des forces de réaction au niveau de la tête fémorale pendant le cycle de marche de OpenSim

time	time	FX	FY	FZ	IIFII
0	0.5	-127.0676	-299.04312	224.082607	394.697321
1	0.51	-133.93827	-330.50847	227.49868	423.002318
2	0.52	-137.91042	-387.24725	227.527516	469.83879
3	0.53	-131.37596	-459.87134	213.77384	523.870736
4	0.54	-133.82654	-546.98269	207.214362	600.031165
5	0.55	-139.72108	-619.8662	200.574507	666.322906
6	0.56	-148.84808	-672.39195	197.624329	716.464971
7	0.57	-156.72654	-705.17231	197.926963	749.003521
8	0.58	-163.00526	-716.82985	202.59798	762.536358
9	0.59	-168.69746	-714.54426	214.87571	764.986209
10	0.6	-173.18579	-680.29002	226.714239	737.690431
11	0.61	-180.07528	-672.57362	248.254605	739.197358
12	0.62	-190.67887	-740.98738	279.327245	814.520991
13	0.63	-188.22157	-887.8593	304.19681	957.21324
14	0.64	-144.13557	-987.33446	287.248553	1038.32371
15	0.65	-37.811663	-887.04641	209.964161	912.340943
16	0.66	25.7057266	-783.37438	206.089991	810.437715
17	0.67	36.2340415	-726.30495	238.13805	765.206842
18	0.68	25.9374053	-705.15653	239.950296	745.315117
19	0.69	1.90764678	-744.74206	216.818163	775.663901
20	0.7	-26.57797	-795.95174	186.024024	817.83281
21	0.71	-60.712352	-866.57564	159.87702	883.289306
22	0.72	-116.10468	-1019.3697	179.39907	1041.5272
23	0.73	-179.72016	-1199.2216	215.312762	1231.58083
24	0.74	-252.15539	-1386.9479	270.768925	1435.45209
25	0.75	-335.33985	-1579.1691	345.646488	1650.96925
26	0.76	-401.47412	-1725.1677	405.176717	1817.01763
27	0.77	-431.99738	-1774.9064	432.295394	1877.17705
28	0.78	-438.05942	-1759.8741	443.240342	1866.95334
29	0.79	-434.6293	-1740.2938	444.484009	1847.99653
30	0.8	-426.33029	-1728.3181	441.001493	1833.93655
31	0.81	-411.09565	-1690.4507	436.535955	1793.65184
32	0.82	-395.56922	-1595.7801	428.517825	1699.0046
33	0.83	-385.46389	-1540.7111	434.0161	1646.43342
34	0.84	-373.0548	-1508.0999	438.840185	1614.34693
35	0.85	-359.67653	-1490.2705	448.091968	1597.20375
36	0.86	-344.2459	-1471.1273	455.453348	1578.0236
37	0.87	-328.5821	-1451.1726	462.430389	1558.11104
38	0.88	-311.22104	-1437.373	464.820258	1542.38697
39	0.89	-290.47531	-1408.4872	460.043997	1509.91804
40	0.9	-263.12153	-1351.4319	441.844908	1445.96955
41	0.91	-237.65318	-1300.8247	424.995142	1388.97253
42	0.92	-216.16681	-1264.1013	414.766062	1347.85424
43	0.93	-199.0749	-1252.4063	413.617046	1333.87833
44	0.94	-178.78384	-1244.225	408.258268	1321.64082
45	0.95	-187.03524	-1260.3364	412.609027	1339.28196
46	0.96	-206.97338	-1283.6128	423.519481	1367.43138
47	0.97	-219.88467	-1295.342	432.463822	1383.2155

48	0.98	-211.36204	-1297.1418	428.719056	1382.4076
49	0.99	-205.81716	-1292.856	418.831818	1374.50257
50	1	-212.87796	-1302.8867	412.156501	1383.00529
51	1.01	-226.70624	-1330.9822	414.716026	1412.40882
52	1.02	-231.14117	-1352.8454	418.271953	1434.77115
53	1.03	-222.80952	-1366.4322	418.959479	1446.4813
54	1.04	-214.17811	-1384.2616	420.22625	1462.40981
55	1.05	-212.08426	-1415.1657	428.848352	1493.84895
56	1.06	-214.35396	-1456.3901	443.775851	1537.51639
57	1.07	-219.35206	-1503.8602	461.034868	1588.16369
58	1.08	-232.80662	-1561.5931	480.561374	1650.36698
59	1.09	-252.855	-1624.4977	497.797376	1717.76906
60	1.1	-285.17131	-1698.6288	514.937169	1797.72714
61	1.11	-336.67279	-1806.6815	541.976212	1916.03362
62	1.12	-384.76965	-1919.0655	568.225455	2038.07269
63	1.13	-417.8827	-2013.412	585.557429	2138.06715
64	1.14	-443.50302	-2094.9715	594.85639	2222.48836
65	1.15	-472.12337	-2178.8637	604.601009	2309.95448
66	1.16	-502.23021	-2261.5265	614.21189	2396.66295
67	1.17	-520.71408	-2318.2621	613.945228	2454.0601
68	1.18	-516.92571	-2334.7313	602.059522	2465.89909
69	1.19	-506.97489	-2338.3896	588.495288	2464.02434
70	1.2	-503.14925	-2340.0978	575.842309	2461.87153
71	1.21	-512.29662	-2351.2616	567.284311	2472.3856
72	1.22	-532.8543	-2381.1995	564.756145	2504.59459
73	1.23	-556.23401	-2411.7304	558.594847	2537.29544
74	1.24	-592.87538	-2457.0839	556.464925	2588.1298
75	1.25	-635.0077	-2498.4593	556.209682	2637.21494
76	1.26	-665.13556	-2493.6395	546.01488	2637.94907
77	1.27	-649.16058	-2376.4052	511.301684	2515.97708
78	1.28	-613.98135	-2201.5399	466.549225	2332.68501
79	1.29	-595.75768	-2056.923	433.172186	2184.83351
80	1.3	-579.38795	-1962.0315	408.260255	2086.12908
81	1.31	-558.24416	-1852.3209	385.035958	1972.55719
82	1.32	-527.16033	-1686.5924	362.788071	1803.91435
83	1.33	-488.37352	-1535.1612	365.703388	1651.95866
84	1.34	-442.97183	-1415.063	396.370664	1534.84105
85	1.35	-386.80579	-1258.691	416.063714	1380.95282
86	1.36	-334.47981	-1097.3187	422.924884	1222.64077
87	1.37	-287.80685	-923.82436	422.094118	1055.67404
88	1.38	-260.41262	-801.01708	429.6418	945.534329
89	1.39	-237.14295	-693.56483	430.017381	849.814038
90	1.4	-223.36627	-610.66588	419.276231	773.69107
91	1.41	-208.21053	-547.23429	406.805238	712.956871
92	1.42	-184.72708	-487.67782	395.62805	654.580248
93	1.43	-129.61677	-379.61459	371.747635	546.904059
94	1.44	-108.05864	-329.22707	338.179848	484.182554
95	1.45	-89.992696	-288.26065	311.93917	434.164639
96	1.46	-84.65503	-275.03521	296.900833	413.474235

97	1.47	-80.862748	-262.98273	277.553965	390.813132
98	1.48	-79.926009	-258.78223	261.948875	376.793872
99	1.49	-84.064751	-271.52619	258.595336	384.271914
100	1.5	-92.006206	-295.94804	263.593829	406.856354
101	1.51	-101.29659	-308.03701	262.173214	416.992321
102	1.52	-111.57436	-322.94651	264.014741	431.795166
103	1.53	-121.36935	-331.49796	263.215724	440.34524
104	1.54	-127.72359	-323.84205	251.98688	429.749202
105	1.55	-128.52834	-319.10553	242.026392	420.624115
106	1.56	-127.83136	-317.35504	235.890227	415.571029
107	1.57	-126.42365	-308.81364	226.080915	403.064988
108	1.58	-124.75801	-294.74128	216.065848	386.162447
109	1.59	-116.78208	-272.00274	206.223523	360.765418
110	1.6	-108.34829	-252.76018	198.849949	339.364648
111	1.61	-99.628104	-230.97431	188.459253	314.311598
112	1.62	-91.574717	-211.47097	179.417752	292.05587
113	1.63	-89.438445	-204.09783	176.053854	283.989647
114	1.64	-92.779923	-200.89646	171.025656	279.673522
115	1.65	-103.74824	-208.48801	169.819258	288.217845
116	1.66	-121.37207	-235.14869	180.327465	320.225047
117	1.67	-140.51371	-264.15031	193.06964	356.083379
118	1.68	-156.37897	-281.37298	200.224071	379.097368
119	1.69	-158.26292	-278.49169	202.308193	378.85799
120	1.7	-141.67693	-258.76468	197.25626	354.88244
121	1.71	-112.40852	-233.04148	185.606243	318.42375
122	1.72	-101.09748	-270.2622	188.669747	344.758803
123	1.73	-88.635104	-303.73821	188.685564	368.395606
124	1.74	-86.698231	-325.57598	191.854077	387.716766
125	1.75	-95.168829	-381.70083	201.765127	442.110611
126	1.76	-106.07318	-468.21125	212.92416	525.176153
127	1.77	-119.78833	-568.93727	224.690408	623.317451
128	1.78	-137.44523	-667.86904	239.351366	722.654359
129	1.79	-156.38135	-750.13073	257.627386	808.407762
130	1.8	-168.92042	-801.00183	270.038813	862.008697
131	1.81	-178.99429	-822.16467	277.938995	886.139822
132	1.82	-184.16682	-816.97976	283.38785	884.127833
133	1.83	-187.65372	-785.13259	292.579648	858.632609
134	1.84	-195.45389	-769.20776	313.202345	853.21657
135	1.85	-199.86798	-799.94695	340.61315	892.120876
136	1.86	-185.53374	-868.53658	353.744822	955.988468
137	1.87	-129.06905	-879.67249	322.767406	945.865372
138	1.88	-27.477391	-735.57822	247.258466	776.509543
139	1.89	29.8738063	-611.23826	248.105118	660.349006
140	1.9	41.9031499	-520.77962	266.458599	586.487399
141	1.91	21.6899494	-482.33105	254.126324	545.613306
142	1.92	-4.7667829	-498.25674	220.937438	545.064994
143	1.93	-34.301942	-533.25542	182.917005	564.797838
144	1.94	-68.819564	-570.82737	143.265224	592.541086
145	1.95	-119.35679	-682.66269	139.875996	706.993416
146	1.96	-185.01807	-838.47087	180.068269	877.319595
147	1.97	-258.74444	-990.10852	229.383292	1048.75176
148	1.98	-340.3412	-1134.1674	285.053114	1217.95856
149	1.99	-408.88987	-1293.1624	337.265081	1397.57202
150	2	-449.01448	-1409.6284	370.94211	1525.2096

Tableau des données des échantillons testés en fatigue

CODE	Section holder	Section Notch	Cross-section/mo before test	Mean value Porosity	Max value Porosity	diametre ma de pore µm	Frequency	Total_cycle	σ _{max} MPa	σ _{min} MPa	Δσ _T Mpa	F _{max}	F _{min}	F _{moj} (N)	ΔF (N)	Moyenne AU mm	Nb cycles	Fracture	µCT
LONG_RAD																			
F22IP(1)	6.30*3.32	2.2*4.45	9,79	yes	0,0008152	0,0011907	288,617	2Hz	1	81,96		81,96							
F31AM(3)	6.30*3.31	2.64*5.17	13,6488	yes	0,0004431	0,0004984	124,04	2Hz	1	88,66		88,66							
F11IP(2)	6.25*3.31	1.87*4.43	8,0626	YES	0,05%	0,07%	223	2Hz	35723	63	6,3	56,7	507,9498	50,79498	279,36099	226,57471	0,2827	6501	NO
F11IP-03	6.25*3.96	5.04*2.61	13,1544	yes	0,05%	0,06%	242,588	2Hz	145377	40	4	36	526,376	2,89,3968	289,3968	236,7792	0,2897	9542	no
F11IP-01	6.30*3.32	1.62*4.57	7,4034	yes	0,05%	0,07%	188	2Hz	449902	40	4	36	296,136	29,6136	162,8748	133,2612	0,176	20800	no
F21AM (2)	6.31*2.59	1.87*5.10	9,537	yes	0,04%	0,05%	98	2Hz	4010	63	6,3	56,7	600,831	60,0831	330,45705	270,37395	0,3313	4010	YES
F21AM (1)	6.31*3.26	2.68*5.00	13,4	yes	0,05%	0,06%	138	2Hz	6772	48	4,8	43,2	643,2	64,32	353,76	289,44		1000	no
F21AM (3)	6.31*3.33	2.71*5.2	14,092	yes	0,04%	0,05%	134	2Hz	13276	43	4,3	38,7	605,956	60,5956	333,2756	272,6802	0,3398	13276	yes
F21AM (4)	6.30*3.30	2.80*4.97	13,0296	yes	0,04%	0,05%	154	2Hz	159575	43	4,3	38,7	560,2728	56,02728	308,15004	252,12276	0,3046	17000	no
F-22IP-02	5.98*3.26	4.44*2.4	10,556	yes	0,11%	0,15%	715	2Hz	2259	62	6,2	55,8	660,672	66,0672	363,3696	297,3024	0,3668	2259	yes
F-22IP-03	5.98*3.27	4.51*1.58	7,1258	yes	0,09%	0,17%	669	2Hz	163	62	6,2	55,8	441,7996	44,17996	242,98978	198,80982	0,2442	163	yes
F31AM(1)	6.54*3.20	2.65*5.14	13,621	yes (2fois)	0,04%	0,05%	117	2Hz	4155	58	5,8	52,2	790	79	434,5	355,5		4155	yes
F31AM(5)	6.57*3.21	5.5*2.55	14,025	yes	0,05%	0,05%	84	2Hz	2088	65	6,5	58,5	911,625	91,1625	501,39375	410,23125		5	yes
F31AM(4)	6.36*2.85	2.56*5.16	13,7822	yes	0,04%	0,05%	142	2Hz	1493	58	5,8	52,2	766	77	421,4	344,8		1493	yes
F31AM(6)	6.39*2.96	2.77*4.99	13,8223	yes	0,04%	0,05%	105	2Hz	8729	48	4,8	43,2	663,47	66,47	364,90872	298,56168		2000	no
Long_Teng																			
F32PM(1)	4.28*3.97	8.4316	YES	0,04%	0,05%	122,45	2Hz	1	124,18106			124,18106							
F32PM-02(L-T)	5.2*2.54	13,208	YES	0,04%	0,05%	208,83	2Hz	11792	70	7	63	924,56	92,456	508,508	416,052		11792	yes	
F32PM-03(L-T)	2.83*4.05	10,6315	YES	0,04%	0,04%	166,388	2Hz	93	75	7,5	67,5	798,8625	79,88625	439,37438	359,48813		93	yes	
F32ALP-01(L-T)	4.43*2.39	10,5877	YES	0,04%	0,05%	91	2Hz	4	90	9	81	952,893	95,2893	524,09315	428,80185		93	yes	
F32PM-04(L-T)	2.6*4.06	10,556	YES	0,04%	0,05%	161,608	2Hz	88	80	8	72	844,48	84,448	464,464	380,016		88	yes	
F32PM-05(L-T)	5.08*2.33	11,7898	yes	0,04%	0,04%	144,139	2Hz	210	75,5	7,55	67,95	890,1299	89,01299	485,57145	400,55846				
F11A-03(L-T)	3.90*1.61	6,279	YES	0,06%	0,08%	192,213	2Hz	5989	82	8,2	73,8	514,878	51,4878	283,1829	231,6951		5000	no	
F11A-02(L-T)	3.65*1.50	5,475	YES	0,04%	0,05%	146,164	2Hz	57240	87	8,7	78,3	476,325	47,6325	261,97875	214,34625		12000	yes	
F11A-03(L-T)	2.21*1.71	8,1991	yes	0,04%	0,05%	154,95	2Hz	7931	77	7,7	69,3	631,3307	63,13307	347,23189	284,09882				
F12AL-03(L-T)	5.10*2.35	11,985	yes	0,06%	0,08%	188,351	2Hz	86	80	8	72	958,8	95,88	527,34	431,46				
F12AL-03(L-T)	4.50*2.30	10,35	YES	0,05%	0,06%	166,976	2Hz	158	90	9	81	931,5	93,15	512,325	419,175		158		
F22AM																			
F22AM(1)	2.35*4.8	10,58	yes	0,06%	0,08%	213,242	2Hz	1310	58	5,8	52,2	613,64	61,364	337,502	276,138				
F22AM(2)	1.2*4.2	5,04	yes	0,06%	0,08%	175,559	2Hz	820	58	5,8	52,2	292,32	29,232	160,776	131,544				
F22IA-01(L-T)	4.65*2.72	12,648	YES	0,04%	0,04%	87,71	2Hz	3095	78	7,8	70,2	986,544	98,6544	542,5992	443,9448		3095	yes	
F22IA-02(L-T)	2.47*4.5	11,115	0,04%	0,05%	133,35	5	85	8,5	76,5	944,775	94,4775	519,62625	425,14875		5	yes			
F22IP-01(L-T)	1.97*4.11	8,0967	yes	0,06%	0,07%	176,672	2Hz	12	87	8,7	78,3	704,4129	70,44129	387,4271	316,98581		12	yes	
F22IP-02(L-T)	4.30*2.65	11,395	YES	0,05%	0,06%	126	2Hz	65	82	8,2	73,8	934,39	93,439	513,9145	420,4755		65	yes	
F32ALP-02(L-T)	5.01*2.98	14,9298	YES	0,04%	0,04%	93,392	2Hz	984800	30	3	27	447,894	44,7894	246,3417	201,5523		75000	no	
F12LA-502	5.150*2.60	13,39	yes	0,06%	0,07%	181,596	2Hz	50	74	7,4	66,6	990,86	99,086	544,973	445,887		50	yes	
F32ALP-03(L-T)	5.5*2.51	13,8803	YES	0,04%	0,05%	86,585	2Hz	2020	72	7,2	64,8	993,3816	99,33816	549,65988	449,7212		2020	yes	
F32ALP-05(L-T)	2.51*5.11	12,8261	YES	0,04%	0,04%	84	2Hz	3636	77	7,7	69,3	987,6097	98,76097	543,18534	444,42437		3636	yes	
F32ALP-PM-06(L-T)	4.17*2.43	10,1331	YES	0,04%	0,05%	130,208	2Hz	3379	80	8	72	810,648	81,0648	445,8564	364,7916		3379	yes	
F32ALP-04	5.06*2.9	14,674	yes	0,04%	0,04%	91	2Hz	10033	50	5	45	733,7	73,37	403,535	330,165				
Teng_Long																			
F31IP-03	5.21*2.67	13,9107	yes	0,04%	0,04%	112	2Hz	1	46,54			46,54							
F32AM01	4.92*2.36	11,6112	yes	0,04%	0,05%	114	2Hz	1	55,46			55,46							
F31IP-01	5.08*2.55	12,954	YES	0,04%	0,05%	144	2Hz	2	58	5,8	52,2	751,332	75,1332	413,2326	338,0994		2	yes	
F31IP-02	5.08*2.56	13,0048	YES	0,04%	0,05%	119	2Hz	128	58	5,8	52,2	754,2784	75,42784	414,85312	339,42528		128	yes	
F22AM-02	4.80*1.72	8,3754	yes	0,04%	0,06%	157	2Hz	75	40	4	36	335,656	33,5656	184,2808	150,7752		75	yes	
F22AM-01	4.87*2.1	10,227	yes	0,04%	0,06%	229,297	2Hz	510	40	4	36	409,08	40,908	224,994	194,086		510	yes	
F22AM-03	2.18*4.54	9,8972	YES	0,04%	0,05%	148	2Hz	29	31	3,1	27,9	306,8132	30,68132	168,74726	138,06594		29	yes	
F22AL-01	4.81*2.59	12,4579	YES	0,04%	0,05%	161	2Hz	2444	24,4	2,44	21,96	303,97276	30,397276	167,18502	136,78774				
F22AL-02	2.50*4.96	12,8464	YES	0,04%	0,05%	147	2Hz	19596	20	2	18	236,928	23,6928	141,3104	115,6176		2500	no	
F22AL-03	4.90*2.33	11,5568	YES	0,04%	0,05%	140	2Hz	89000	15,5	1,55	13,95	170,1304	17,01304	96,52172	80,60688				
F12IP-01	2.11*4.66	9,8326	YES	0,06%	0,13%	245	2Hz	64	33	3,3	29,7	324,4758	32,44758	178,46169	146,01411		64	yes	
F12IP-02	2.33*4.31	10,0423	YES	0,04%	0,06%	166	2Hz	1598	33	3,3	29,7	331,3959	33,13959	182,26775	149,12816		1598		
F12IP-03	4.02*2.07	8,3214	YES	0,04%	0,06%	162	2Hz	2190	29	2,9	26,1	241,3206	24,13206	132,72633	108,59427		2190		
F12IP-04	4.05*1.94	7,857	YES	0,04%	0,06%	194	2Hz	1364	28	2,8	25,2	219,996	21,9996	120,9978	98,9982				

Bibliographie

- [1] <https://www.prothese-hanche.com/pdf/histoire-prothese-hanche.pdf>
- [2] Ratliff, A. H. (1983). Ernest William Hey Groves and his contributions to orthopaedic surgery. *Bristol Medico-Chirurgical Journal*, 98(3), 98.
- [3] https://ansm.sante.fr/var/ansm_site/storage/original/application/e80a734ff948788653344d0aea5
- [4] Pelissou, C., Miquel, A., Phan, C., Paycha, F., Sautet, A., Arrivé, L. (2020). L'imagerie des prothèses de hanche : complications communes et spécifiques des différents couples de frottements. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle*, 3(1), 47-66.
- [5] Keyak, J. H., Rossi, S. A., Jones, K. A., Skinner, H. B. (1997). Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *Journal of biomechanics*, 31(2), 125-133.
- [6] Ascenzi, M. G., Zonca, A., Keyak, J. H. (2020). Effect of cortical bone micro-structure in fragility fracture patients on lamellar stress. *Journal of Biomechanics*, 100, 109596.
- [7] Jolivet, E. (2007). Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal (Doctoral dissertation).
- [8] Tellache, M., Rixrath, E., Chabrand, P., Hochard, C., Pithioux, M., Wendling-Mansuy, S. (2007, May). Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique : avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.
- [9] <https://destinationsante.com/prothese-totale-de-hanche-150-000-interventions-par-an-en-france.html>
- [10] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11), 1940-1950.
- [11] https://simtk.org/home/full_body/
- [12] Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., Delp, S. L. (2016). Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 63(10), 2068-2079.
- [13] Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, 37(8), 757-767.
- [14] Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., Delp, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering*, 38(2), 269-279.
- [15] Kepple, T. M., Siegel, K. L., Stanhope, S. J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait Posture*, 6(1), 1-8.

- [16] https://fr.wikipedia.org/wiki/Système_de_référence_en_anatomie. n.d.
- [17] <http://www.sci-sport.com/theorie/001-02.php>. n.d.
- [18] <https://www.asgsport.co.za/index.php/study-says-running-is-better-than-cycling-for-long-term-bone-health/>
- [19] Kim, J. H., Niinomi, M., Akahori, T., Toda, H. (2007). Fatigue properties of bovine compact bones that have different microstructures. *International journal of fatigue*, 29(6), 1039-1050.
- [20] Devulder, A. (2009). *Approche micromécanique du remodelage osseux* (Doctoral dissertation).
- [21] Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook*. CRC press.
- [22] Ritchie, R. O., Kinney, J. H., Kruzic, J. J., Nalla, R. K. (2006). *Cortical bone fracture*. Wiley encyclopedia of biomedical engineering.
- [23] <https://www.soins-infirmiers.com/discipline/orthopedie-traumatologie/tissu-osseux>
- [24] Rico, H. (1997). The therapy of osteoporosis and the importance of cortical bone. *Calcified tissue international*, 61(6), 431-432.
- [25] Sasso, M. (2008). *Traitement et analyse du signal ultrasonore pour la caractérisation de l'os cortical* (Doctoral dissertation).
- [26] Jones, A. C. (2008). *Micro-computed tomography studies of biomaterials and bone*.
- [27] <https://slideplayer.fr/slide/7612983/>
- [28] Currey, J. D. (1984). Effects of differences in mineralization on the mechanical properties of bone. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. B, Biological Sciences*, 304(1121), 509-518.
- [29] Currey, J. D. (2003). The many adaptations of bone. *Journal of biomechanics*, 36(10), 1487-1495.
- [30] Hillier, M. L., Bell, L. S. (2007). Differentiating human bone from animal bone : a review of histological methods. *Journal of forensic sciences*, 52(2), 249-263.
- [31] Martin, R. B., Burr, D. B., Sharkey, N. A., Fyhrie, D. P. (1998). *Skeletal tissue mechanics* (Vol. 190). New York : springer.
- [32] Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical engineering physics*, 20(2), 92-102.
- [33] Zebaze, R. M., Jones, A. C., Pandy, M. G., Knackstedt, M. A., Seeman, E. (2011). Differences in the degree of bone tissue mineralization account for little of the differences in tissue elastic properties. *Bone*, 48(6), 1246-1251
- [34] http://www.tpe-les-tissus-osseux.sitew.fr/Mecanique_de_l_os.B.htm
- [35] Dong, X. N., Guo, X. E. (2004). The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. *Journal of biomechanics*, 37(8), 1281-1287.
- [36] Reilly, D. T., Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*, 8(6), 393-405.
- [37] Haïat, G., Naili, S., Grimal, Q., Talmant, M., Desceliers, C., Soize, C. (2009). Influence of a gradient of material properties on ultrasonic wave propagation in cortical bone : Application to axial transmission. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(6), 4043-4052.

-
- [38] Rho, J. Y. (1996). An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics*, 34(8), 777-783.
- [39] Yoon, H. S., Katz, J. L. (1976). Ultrasonic wave propagation in human cortical bone—II. Measurements of elastic properties and microhardness. *Journal of biomechanics*, 9(7), 459-464.
- [40] Hammer, A. (2010). The structure of the femoral neck : A physical dissection with emphasis on the internal trabecular system. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 192(3), 168-177.
- [41] Rietbergen, B. V., Odgaard, A., Kabel, J., Huiskes, R. (1996). Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture.
- [42] Meyrueis, P., Cazenave, A., Zimmermann, R. (2004). *Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures*. EMC-Rhumatologie-Orthopédie, 1(1), 64-93.
- [43] Currey, J. D. (2006). *Bones : structure and mechanics*. Princeton university press.
- [44] 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(4), 437-441.
- [45] Bettamer, A. (2013). prediction of proximal femur fracture : finite element modeling based on mechanical damage and experimental validation (Doctoral dissertation).
- [46] Couteau, B., Hobatho, M. C., Darmana, R., Brignola, J. C., Arlaud, J. Y. (1998). Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of biomechanics*, 31(4), 383-386.
- [47] Pugh, J. W., Rose, R. M., Radin, E. L. (1973). Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone : dependence on structure. *Journal of biomechanics*, 6(5), 475-485.
- [48] Jolivet, E. (2007). *Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal* (Doctoral dissertation).
- [49] Kuhn, J. L., Goldstein, S. A., Choi, R., London, M., Feldkamp, L. A., Matthews, L. S. (1989). Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. *Journal of orthopaedic research*, 7(6), 876-884.
- [50] 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(11), 1103-1113.
- [51] Ryan, S. D., Williams, J. L. (1989). Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone. *Journal of biomechanics*, 22(4), 351-355.
- [52] <https://www.american-hospital.org/en/health-news/wellness-prevention/detail/article/arthrose-et-prothes.html>
- [53] <https://emedtravel.files.wordpress.com/2012/02/anatomie-de-la-hanche.jpg>
- [54] <https://www.mon-arthrose.com/arthrose-de-la-hanche/les-articulations/>
- [55] <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/corps-humain-synovie-13737/>
- [56] <http://spiralconnect.univ-lyon1.fr/spiral-files/download?mode=inlinedata=6215028>
- [57] <https://eich.chl.lu/fr/dossier/la-prothese-de-genou>
- [58] <http://www.ccos.fr/os-articulation-genou>

- [59] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-sante-du-quotidien/2507460-lesion-du-menisque-genou-symptomes-traitement-schema/>
- [60] Dao, T. T. (2009). Modélisation du système musculosquelettique des membres inférieurs : Modèle biomécanique vs. méta modèle (Doctoral dissertation, Université de Technologie de Compiègne).
- [61] <https://fpphysicaltherapy.com/prolonged-sitting-slow-runner-pain-iliopsoas/>
- [62] <https://www.pinterest.fr/pin/683632418417945427/>
- [63] Exposé sur les membres inférieur "Réalisé par :Erwan Samy Ziane
- [64] <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-quadriceps-femoris-muscle>
- [65] <https://www.medicaexpo.fr/prod/surgival/product-100288-650458.html>
- [66] Cook R, Lamont T, Martin R; NIHR Dissemination Centre. A traditional hip implant is as effective as newer types for people over 65. *BMJ*. 2019 Jul 2;366 :l4230. doi : 10.1136/bmj.l4230. PMID : 31266745.
- [67] Docteur Jean-Jacques Guest, Chirurgie de la hanche et du genou, clinique chirurgicale Allera-Labrouste, www.hanche-genou.com.
- [68] Prothèses totales de la hanche : évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001
- [69] Ridha, B. A. D. I. (2010). Comportement tribologique et faisabilité d'une architecture de prothèse de hanche (Doctoral dissertation, Université El Hadj Lakhdar de Batna).
- [70] De Smet, Koen. (2000). La prothèse totale de hanche chez le sujet jeune. *ORTHOPE-DIC FORUM (ED. FRANÇAISE)*, (23), 1-2.
- [71] https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-07/rapport_protheses_totales_de_hanche_metal-metal.pdf
- [72] Devane, P., Horne, G., Hutton, J., Botsford, D. (1997). Do ceramic femoral heads lower three dimensional wear? A matched comparison with stainless steel femoral heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery-british* Volume, 79(4S).
- [73] Hutten, D., Lambotte, J. C., Bertho, P., Vignon, E. (2020). Les révisions de prothèse totale de hanche pour complications aseptiques. *Revue du Rhumatisme Monographies*, 87(1), 75-82.
- [74] Delaunay, C., Hamadouche, M., Girard, J., Duhamel, A. (2013). What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France?. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 471(12), 3863-3869.
- [75] Kerboull, M. (1996). Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*, 55, 1-17.
- [76] Terver, S., Martins-Condé, F., Leblanc, B. (Eds.). (2013). *Orthopédie-traumatologie de la personne âgée fragile*. Springer Paris.
- [77] <https://www.info-radiologie.ch/luxation-prothese-hanche.php>
- [78] Kayabasi, O., Erzincanli, F. (2006). Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in engineering software*, 37(7), 477-483.
- [79] Huiskes, R., Weinans, H., Van Rietbergen, B. (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical orthopaedics and related research*, 124-134.

-
- [80] Cristofolini, L. (1997). A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 25(4-5).
- [81] Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of biomechanics*, 26(8), 969-990.
- [82] Hu, X., Barbarat, G., Labesse-Jied, F. Création d'un modèle éléments finis du système couplé «fémur-prothèse impactée» en vue de l'étude de la stabilité primaire des prothèses.
- [83] Colgan, D., Trench, P., Slemon, D., McTague, D., Finlay, J. B., O'Donnell, P., Little, E. G. (1994). A review of joint and muscle load simulation relevant to in-vitro stress analysis of the hip. *Strain*, 30(2), 47-62.
- [84] Mandell, J. A., Carter, D. R., Goodman, S. B., Schurman, D. J., Beaupré, G. S. (2004). A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotion. *Clinical*
- [85] Goetzen, N., Lampe, F., Nassut, R., Morlock, M. M. (2005). Load-shift—numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prostheses. *Journal of biomechanics*, 38(3), 595-604.
- [86] Taylor, M. (2006, February). Finite element analysis of the resurfaced femoral head. In *PROCEEDINGS-INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS PART H JOURNAL OF ENGINEERING IN MEDICINE* (Vol. 220, No. 2, p. 289). *MECHANICAL ENGINEERING PUBLICATIONS LTD*.
- [87] Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H. J. (1993). Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces. *Journal of biomechanics*, 26(11), 1271-1281.
- [88] Akay, M., Aslan, N. (1996). Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis. *Journal of Biomedical Materials Research : An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 31(2), 167-182.
- [89] Gasmi, B., Aour, B., Benbarek, S. ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS TRIDIMENSIONNELS DES CONTRAINTES DANS LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE.
- [90] Audrey Pustoc'H. Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques – Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique. *Sciences du Vivant [q-bio]*. Université Claude Bernard - Lyon I, 2007. Français. tel-00261947
- [91] Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., ... Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants : A review. *Biomaterials*, 83, 127-141.
- [92] Julien Halgrin. Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire. *Sciences du Vivant [q-bio]*. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2009. Français. tel-00494612
- [93] Wolff, J. (1893). Das gesetz der transformation der knochen. *DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 19(47), 1222-1224.
- [94] Zioupos, P., Cook, R. B., Hutchinson, J. R. (2008). Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone. *Journal of biomechanics*, 41(9), 1961-1968.

- [95] Schaffler, M. B., Burr, D. B. (1988). Stiffness of compact bone : effects of porosity and density. *Journal of biomechanics*, 21(1), 13-16.
- [96] Ashman, R. B., Rho, J. Y. (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of biomechanics*, 21(3), 177-181.
- [97] Gibson, L. J. (1985). The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 18(5), 317-328.
- [98] Carter, D. R., Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *JBJS*, 59(7), 954-962.
- [99] An, Y. H., Draughn, R. A. (Eds.). (1999). *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC press.
- [100] THIRION, Thierry, Pierre GEORIS, and Philippe GILLET. "L'interet de la planification preoperatoire d'une prothese totale de hanche." *Revue Médicale de Liège*.
- [101] D. Mainard, O. Barbier, Y. Knafo, R. Belleville, L. Mainard-Simard, J.-B. Gross, Précision et reproductibilité de la planification 3D des prothèses totales de hanche (PTH) basée sur la radiographie par balayage linéaire biplan à faible radiation : étude pilote, *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, Volume 103, Issue 4, 2017, Pages 377-382, ISSN 1877-0517
- [102] <http://www.radiologuesassocies.com/media/reperesosteo6hanche085722500135508022017.pdf>
- [103] <https://www.smith-nephew.com/documents/europe/france/produits/recon/hanche/.pdf>
- [104] Morris, A. J. (1996). The qualification of safety critical structures by finite element analytical methods. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part G : Journal of Aerospace Engineering*, 210(2), 203-207.
- [105] Zou, Z., Chávez-Arreola, A., Mandal, P., Board, T. N., Alonso-Rasgado, T. (2013). Optimization of the position of the acetabulum in a ganz periacetabular osteotomy by finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(3), 472-479.
- [106] Li, W., Abram, F., Beaudoin, G., Berthiaume, M. J., Pelletier, J. P., Martel-Pelletier, J. (2008). Human hip joint cartilage : MRI quantitative thickness and volume measurements discriminating acetabulum and femoral head. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(12), 2731-2740.
- [107] Peters, C. L., Erickson, J. A., Anderson, L., Anderson, A. A., Weiss, J. (2009). Hip-preserving surgery : understanding complex pathomorphology. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 91(Suppl 6), 42.
- [108] Kauffmann, C., Gravel, P., Godbout, B., Gravel, A., Beaudoin, G., Raynauld, J. P., ... de Guise, J. A. (2003). Computer-aided method for quantification of cartilage thickness and volume changes using MRI : validation study using a synthetic model. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 50(8), 978-988.
- [109] Nakanishi, K., Tanaka, H., Sugano, N., Sato, Y., Ueguchi, T., Kubota, T., ... Nakamura, H. (2001). MR-based three-dimensional presentation of cartilage thickness in the femoral head. *European radiology*, 11(11), 2178-2183.
- [110] Xia, Y., Chandra, S. S., Engstrom, C., Strudwick, M. W., Crozier, S., Fripp, J. (2014). Automatic hip cartilage segmentation from 3D MR images using arc-weighted graph searching. *Physics in Medicine Biology*, 59(23), 7245.
- [111] Guess, T. M., Thiagarajan, G., Kia, M., Mishra, M. (2010). A subject specific multi-body model of the knee with menisci. *Medical engineering physics*, 32(5), 505-515.

-
- [112] Piplani, M. A., Disler, D. G., McCauley, T. R., Holmes, T. J., Cousins, J. P. (1996). Articular cartilage volume in the knee : semiautomated determination from three-dimensional reformations of MR images. *Radiology*, 198(3), 855-859.
- [113] Sutter, E. G., Widmyer, M. R., Utturkar, G. M., Spritzer, C. E., Garrett, W. E., DeFrate, L. E. (2013). Effects of ACL deficiency on localized tibiofemoral cartilage strains after dynamic activity. *Trans Orthop Res Soc*, 38, 191.
- [114] Zahra, T. R. A. D. Analyse tridimensionnelle par éléments finis des contraintes appliquées dans le genou humain : problème de destruction du cartilage.
- [115] Shepherd, D. E. T., Seedhom, B. B. (1999). Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases*, 58(1), 27-34.
- [116] Eckstein, F., Schnier, M., Haubner, M., Priebisch, J., Glaser, C., Englmeier, K. H., Reiser, M. (1998). Accuracy of cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging. *Clinical orthopaedics and related research*, (352), 137-148.
- [117] Issam, Fares Aour, Benaoumeur Keddar, Brahim. (2017). Modélisation numérique de la déchirure des ménisques et des méniscectomies d'une articulation de genou humain Résumé. 10. 63-68.
- [118] Taylor, W. R., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M. D., ... Clift, S. E. (2002). Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of biomechanics*, 35(6), 767-773.
- [119] Zysset, P., Curnier, A. (1996). A 3D damage model for trabecular bone based on fabric tensors. *Journal of biomechanics*, 29(12), 1549-1558.
- [120] Zysset, P. K. (2003). A review of morphology–elasticity relationships in human trabecular bone : theories and experiments. *Journal of biomechanics*, 36(10), 1469-1485.
- [121] Salhi,D; Melliti,H; Benhmida,S; Essaddam,H; Zrida,M (2015) Mesure de l'élasticité de cartilage du genou , *Journal de la société tunisienne des sciences médicales*, TUNISMED-2015-0509.
- [122] Karpiński, R., Zubrzycki, J. (2016). Structural analysis of articular cartilage of the hip joint using finite element method. *Advances in Science and Technology Research Journal*, 10(31), 240-246.
- [123] <https://metalblog.ctif.com/2018/03/05/les-alliages-de-titane-pour-le-medical/>
- [124] Creuillot, V. (2016). Étude de l'impact d'une prothèse dentaire implanto-portée sur le comportement des articulations temporo-mandibulaires et de l'os péri-implantaire (Doctoral dissertation).
- [125] Anderson, A. E., Ellis, B. J., Maas, S. A., Peters, C. L., Weiss, J. A. (2008). Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *Journal of biomechanical engineering*, 130(5).
- [126] Neptune, R. R., Kautz, S. A., Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
- [127] Thelen, D. G., Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of biomechanics*, 39(6), 1107-1115.

- [128] Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M., Swanson, S. C., Li, L. I., ... Heiderscheit, B. C. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 37(1), 108-114.
- [129] Piazza, S. J., Delp, S. L. (2001). Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task. *J. Biomech. Eng.*, 123(6), 599-606.
- [130] Chang, J. (2018). The risk assessment of work-related musculoskeletal disorders based on opensim (Doctoral dissertation).
- [131] <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim>
- [132] Phillips, A. T., Villette, C. C., Modenese, L. (2015). Femoral bone mesoscale structural architecture prediction using musculoskeletal and finite element modelling. *International Biomechanics*, 2(1), 43-61.
- [133] van Arkel, R. J., Modenese, L., Phillips, A. T., Jeffers, J. R. (2013). Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(8), 1172-1179.
- [134] Steele, K. M., DeMers, M. S., Schwartz, M. H., Delp, S. L. (2012). Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait posture*, 35(4), 556-560.
- [135] <http://www.innovatefpga.com/cgi-bin/innovate/teams.pl?Id=EM040>
- [136] <https://www.megrot.com/analysedelamarche/2007/09/13/generalites-sur-la-marche/>
- [137] Fusco, N. (2008). Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique (Doctoral dissertation, Université Rennes 2).
- [138] King, A. I., Evans, F. G. (1967). Analysis of fatigue strength of human compact bone by the Weibull method. In *Dig. 7th Int. Conf. Med. Biol. Engng* (p. 154).
- [139] Evans, F. G., Lebow, M. (1957). Strength of human compact bone under repetitive loading. *Journal of applied physiology*, 10(1), 127-130.
- [140] Wang, X., Niebur, G. L. (2006). Microdamage propagation in trabecular bone due to changes in loading mode. *Journal of biomechanics*, 39(5), 781-790.
- [141] Leng, H., Wang, X., Ross, R. D., Niebur, G. L., Roeder, R. K. (2008). Micro-computed tomography of fatigue microdamage in cortical bone using a barium sulfate contrast agent. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 68-75.
- [142] Fratzl, P. (2008). When the cracks begin to show. *Nature materials*, 7(8), 610-612.
- [143] Depalle, B. (2011). Influence de l'hétérogénéité des propriétés mécaniques sur la résistance de l'os trabéculaire humain (Doctoral dissertation, INSA de Lyon).
- [144] Boyce, T. M., Fyhrie, D. P., Glotkowski, M. C., Radin, E. L., Schaffler, M. B. (1998). Damage type and strain mode associations in human compact bone bending fatigue. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(3), 322-329.
- [145] Ebacher, V., Tang, C., McKay, H., Oxland, T. R., Guy, P., Wang, R. (2007). Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending. *Bone*, 40(5), 1265-1275.
- [146] Liebschner, M. A. K. (2004). Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. *Biomaterials*, 25(9), 1697-1714. doi :10.1016/s0142-9612(03)00515-5

-
- [147] Vashishth, D., Tanner, K. E., Bonfield, W. (2000). Contribution, development and morphology of microcracking in cortical bone during crack propagation. *Journal of biomechanics*, 33(9), 1169-1174.
- [148] PopularScienceMonthly/Volume42/April1893/TheCorrelationofStructure,Action,andThought
- [149] Enlow DH. Principles of bone remodeling. Springfield, IL : Charles C. Thomas, 1963.
- [150] Martin RB. Skeletal biology. In : Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, editors. *Skeletal tissue mechanics*. New York : Springer, 1998.
- [151] Rittemard, C. (2019). Identification d'espèce par micro-CT et reconstruction tridimensionnelle : méthodologie et applications aux sciences archéologiques, historiques et forensiques (Doctoral dissertation, PSL Research University).
- [152] Morales, J. P., Roa, I., Zavando, D., Galdames, I. S., MORALES, J., ROA, H., ... SUAZO, G. (2012). Determination of the species from skeletal remains through histomorphometric evaluation and discriminant analysis. *Int J Morphol*, 30(3), 1035-1041.
- [153] Wronski, S., Kaminski, J., Wit, A., Tarasiuk, J., Lipinski, P. (2019). Anisotropic bone response based on FEM simulation and real micro computed tomography of bovine bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S465-S467.
- [154] Jowsey, J. (1966). Studies of Haversian systems in man and some animals. *Journal of anatomy*, 100(Pt 4), 857.
- [155] Abdel-Wahab, A. A., Maligno, A. R., Silberschmidt, V. V. (2012). Micro-scale modeling of bovine cortical bone fracture : Analysis of crack propagation and microstructure using X-FEM. *Computational Materials Science*, 52(1), 128-135
- [156] Taylor, D. (1998). Fatigue of bone and bones : an analysis based on stressed volume. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(2), 163-169.
- [157] Abdel-Wahab, A. A., Alam, K., Silberschmidt, V. V. (2011). Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(5), 807-820.
- [158] Winwood, K., Zioupos, P., Currey, J. D., Cotton, J. R., Taylor, M. (2006). Strain patterns during tensile, compressive, and shear fatigue of human cortical bone and implications for bone biomechanics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A : An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 79(2), 289-297.
- [159] Attia, T., Willett, T. L. (2017). Tension and Compression Testing of Cortical Bone. In *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics* (pp. 167-183). Academic Press.
- [160] Zioupos, P., Gresle, M., Winwood, K. (2008). Fatigue strength of human cortical bone : age, physical, and material heterogeneity effects. *Journal of biomedical materials research Part A*, 86(3), 627-636.
- [161] Elias D. Sedlin Carl Hirsch (1966) Factors Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 37 :1, 29-48, DOI : 10.3109/17453676608989401
- [162] Turner, C. and Burr, D. (1993). Basic biomechanical measurements of bone : A tutorial. *Bone*, 14(4) :595-608

- [163] Linde, F., Sørensen, H. C. F. (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 26(10), 1249-1252.
- [164] R. S. Lakes and J. L. Katz. « Interrelationships among the viscoelastic functions for anisotropic solids : application to calcified tissues and related systems ». *Journal of Biomechanics*, 7(3) :259–70, 1974.
- [165] R. S. Lakes and J. L. Katz. « Viscoelastic properties of wet cortical bone–II. Relaxation mechanisms ». *Journal of Biomechanics*, 12(9) :679–87, 1979.
- [166] G. Guidoni, M. Swain I. Jäger (2010) Nanoindentation of wet and dry compact bone : Influence of environment and indenter tip geometry on the indentation modulus, *Philosophical Magazine*, 90 :5, 553-565, DOI : 10.1080/14786430903201853
- [167] Granke, M., Does, M. D., Nyman, J. S. (2015). The role of water compartments in the material properties of cortical bone. *Calcified tissue international*, 97(3), 292-307.
- [168] Rho, J. Y., Pharr, G. M. (1999). Effects of drying on the mechanical properties of bovine femur measured by nanoindentation. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 10(8), 485-488.
- [169] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G. N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics*, 34(7), 859-871.
- [170] Salkind, M. J. (1972). *Composite Materials : Testing and Design*. ASTM STP497, Amer. Soc. Testing.
- [171] Zioupos, P., Wang, X. T., Currey, J. D. (1996). Experimental and theoretical quantification of the development of damage in fatigue tests of bone and antler. *Journal of biomechanics*, 29(8), 989-1002.
- [172] Choi, K., Goldstein, S. A. (1992). A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of biomechanics*, 25(12), 1371-1381.
- [173] Carter, D. R., Caler, W. E. (1983). Cycle-dependent and time-dependent bone fracture with repeated loading.
- [174] Griffin, L. V., Gibeling, J. C., Martin, R. B., Gibson, V. A., Stover, S. M. (1999). The effects of testing methods on the flexural fatigue life of human cortical bone. *Journal of biomechanics*, 32(1), 105-109.
- [175] Taylor, D. (1999). Geometrical effects in fatigue : a unifying theoretical model. *International Journal of Fatigue*, 21(5), 413-420.
- [176] Currey, J. (1982). 'Osteons' in biomechanical literature. *Journal of biomechanics*, 15(9), 717-717.
- [177] Weiner, S., Wagner, H. D. (1998). The material bone : structure-mechanical function relations. *Annual review of materials science*, 28(1), 271-298.
- [178] Kruzic, J. J., Ritchie, R. O. (2008). Fatigue of mineralized tissues : cortical bone and dentin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 3-17.
- [179] Schaffler, M. B., Choi, K., Milgrom, C. (1995). Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone*, 17(6), 521-525.
- [180] Norman, T. L., Wang, Z. (1997). Microdamage of human cortical bone : incidence and morphology in long bones. *Bone*, 20(4), 375-379

-
- [181] Yeni, Y. N., Norman, T. L. (2000). Calculation of porosity and osteonal cement line effects on the effective fracture toughness of cortical bone in longitudinal crack growth. *Journal of Biomedical Materials Research : An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 51(3), 504-509.
- [182] <https://imagej.net/plugins/bonej?msclkid=7f306ab6d09011ec959549cb81357f23>
- [183] Richtlinie, V. D. I. (1965). 2226. Empfehlungen für die Festigkeitsberechnung metallischer Bauteile.
- [184] Behiri, J. C., Bonfield, W. (1989). Orientation dependence of the fracture mechanics of cortical bone. *Journal of biomechanics*, 22(8-9), 863-872.
- [185] Brown, C. U., Yeni, Y. N., Norman, T. L. (2000). Fracture toughness is dependent on bone location—a study of the femoral neck, femoral shaft, and the tibial shaft. *Journal of Biomedical Materials Research : An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 49(3), 380-389.
- [186] Yeni, Y. N., Brown, C. U., Norman, T. L. (1998). Influence of bone composition and apparent density on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone*, 22(1), 79-84.
- [187] Yeni, Y. N., Norman, T. L. (2000). Fracture toughness of human femoral neck : effect of microstructure, composition, and age. *Bone*, 26(5), 499-504.
- [188] Wright, T. M., Hayes, W. C. (1977). Fracture mechanics parameters for compact bone—effects of density and specimen thickness. *Journal of Biomechanics*, 10(7), 419-430.
- [189] Currey, J. D. (1979). Changes in the impact energy absorption of bone with age. *Journal of biomechanics*, 12(6), 459-469.
- [190] Currey, J. D., Brear, K., Zioupos, P. (1996). The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. *Journal of biomechanics*, 29(2), 257-260.
- [191] Yeni, Y. N., Brown, C. U., Wang, Z., Norman, T. L. (1997). The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone*, 21(5), 453-459.
- [192] Kruzic, J. J., Ritchie, R. O. (2008). Fatigue of mineralized tissues : cortical bone and dentin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 3-17.
- [193] Martin, R. B., Burr, D. B. (1982). A hypothetical mechanism for the stimulation of osteonal remodelling by fatigue damage. *Journal of biomechanics*, 15(3), 137-139.
- [194] Nalla, R. K., Kinney, J. H., Ritchie, R. O. (2003). Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nature materials*, 2(3), 164-168.
- [195] Nalla, R. K., Kruzic, J. J., Kinney, J. H., Ritchie, R. O. (2005). Mechanistic aspects of fracture and R-curve behavior in human cortical bone. *Biomaterials*, 26(2), 217-231.
- [196] Fleck, C., Eifler, D. (2003). Deformation behaviour and damage accumulation of cortical bone specimens from the equine tibia under cyclic loading. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 179-189.
- [197] Evans, F. G., Lebow, M. (1957). Strength of human compact bone under repetitive loading. *Journal of applied physiology*, 10(1), 127-130.
- [198] Gray, R. J., Korbacher, G. K. (1974). Compressive fatigue behaviour of bovine compact bone. *Journal of biomechanics*, 7(3), 287-292.

- [199] Carter, D. R., Hayes, W. C. (1976). Fatigue life of compact bone—I effects of stress amplitude, temperature and density. *Journal of biomechanics*, 9(1), 27-34.
- [200] Carter, D. R., Hayes, W. C., Schurman, D. J. (1976). Fatigue life of compact bone—II. Effects of microstructure and density. *Journal of Biomechanics*, 9(4), 211-218.
- [201] Carter, D. R., Hayes, W. C. (1977). Compact bone fatigue damage : a microscopic examination. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (127), 265-274.
- [202] Carter, D. R., Hayes, W. C. (1977). Compact bone fatigue damage—I. Residual strength and stiffness. *Journal of Biomechanics*, 10(5-6), 325-337.
- [203] Zioupos, P. (2001). Accumulation of in-vivo fatigue microdamage and its relation to biomechanical properties in ageing human cortical bone. *Journal of microscopy*, 201(2), 270-278.
- [204] Currey, J. D., Brear, K. (1974). Tensile yield in bone. *Calcified tissue research*, 15(1), 173-179.
- [205] Zioupos, P., Currey, J. D. (1994). The extent of microcracking and the morphology of microcracks in damaged bone. *Journal of Materials Science*, 29(4), 978-986.
- [206] Martin, R. B., Sobelman, O. S. (2004). Relationships between microdamage and remodeling in cortical bone. *Trans Orthop Res Soc*, 50, 402.
- [207] Joshi, M. G., Advani, S. G., Miller, F., Santare, M. H. (2000). Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of biomechanics*, 33(12), 1655-1662.
- [208] Hadiji, Z. S., Wit, A., Dreistadt, C., Wronski, S., Lipinski, P., Tarasiuk, J. (2019). Evolution of mechanical fields during the gait cycle in healthy and implanted femoral bones. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S157-S159.
- [209] Wit, A., Wronski, S., Tarasiuk, J., Hadiji, Z. S., Lipinski, P., Dreistadt, C. (2019). Modeling human gait cycle using FE method and results of backward kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S160-S162.
- [210] Legland, D. (2019). le traitement d'image «pour les nuls». Document présenté à l'inria, 12.
- [211] [https ://87a.info/courbe-de-wohler-23/](https://87a.info/courbe-de-wohler-23/)

Résumé

L'articulation de la hanche peut être considérée comme l'articulation la plus chargée du corps humain. Les maladies de cette articulation sont devenues très répandues. Pour prédire la détérioration précoce et augmenter la durée de vie des solutions prothétiques, il est nécessaire d'étudier le comportement biomécanique du tissu osseux fémoral. L'insertion de parties non naturelles, ayant des propriétés mécaniques différentes de l'os, entraîne une modification de la répartition des contraintes et peut donc provoquer la perturbation de l'homéostasie de l'os sain. L'os du fémur caractérisé par ses propriétés évolutives est donc soumis à une contrainte importante et quasi-permanente ce qui entraîne avec le temps une fracture par fatigue. Dans ce contexte, une caractérisation mécanique a été réalisée. Un modèle d'éléments finis de l'os a été construit pour comparer les comportements mécaniques du fémur humain sain et implanté afin d'étudier le risque de fatigue de l'os cortical au voisinage de l'implant. Pour mieux comprendre le comportement en fatigue de ce tissu, des échantillons de différentes directions ont été testés en traction. Le banc de mesure a permis de reproduire les conditions physiologiques ainsi qu'un environnement d'essai adéquat en température et en fréquence. Les essais ont révélé l'anisotropie de l'os ainsi que le comportement élastique du tissu osseux. Les résultats de la tomographie ont permis de constituer une riche base de données concernant la micro-architecture de l'os et son évolution lors des essais de fatigue. En conclusion, ces travaux fournissent des données et des outils qui mènent à de larges perspectives de simulation de l'articulation de la hanche qui peuvent être utilisées pour prédire son comportement même dans d'autres conditions.

Mots-clés: biomécanique, os cortical, fémur, traction, fatigue, méthode des éléments finis.

Abstract

Diseases of hip joint have become very common. In order to predict early deterioration and increase the life span of prosthetic solutions, it is necessary to study the biomechanical behavior of femoral bone tissue. The insertion of non-natural parts with different mechanical properties of the bone leads to a change in the stress distribution and can therefore cause the disruption of the homeostasis of the healthy bone. The femur bone, characterized by its evolving properties, is therefore subjected to significant and quasi-permanent stress, which leads to fatigue fracture over time. In this context, a mechanical characterization was performed. A finite element model of the bone was built to compare the mechanical behaviors of the healthy and implanted human femur in order to study the risk of fatigue of the cortical bone in the vicinity of the implant. To better understand the fatigue behavior of this tissue, samples from different directions were tested in tension. The test rig allowed for the reproduction of physiological conditions as well as an adequate test environment in temperature and frequency. The tests revealed the anisotropy of the bone and the elastic behavior of the bone tissue. The tomography results provided a rich database regarding the microarchitecture of the bone and its evolution during fatigue testing. In conclusion, this work provides data and tools that lead to broad perspectives of simulation of the hip joint that can be used to predict its behavior even under other conditions.

Keywords: biomechanics, cortical bone, femur, traction, fatigue, finite element method.

