



HAL
open science

Développement d'une prothèse de resurfaçage de métatarsiens et étude du remodelage osseux induit

Yohann Couqueberg

► **To cite this version:**

Yohann Couqueberg. Développement d'une prothèse de resurfaçage de métatarsiens et étude du remodelage osseux induit. Ingénierie biomédicale. Université de Lorraine, 2018. Français. NNT : 2018LORR0117 . tel-01927757

HAL Id: tel-01927757

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01927757>

Submitted on 4 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.



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 : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

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>

Développement d'une prothèse de resurfaçage de métatarsiens et étude du remodelage osseux induit

THÈSE

soutenue le 1^{er} juin 2018

pour l'obtention du

Doctorat de l'Université de Lorraine

(Mécanique et Énergétique)

par

Yohann Couqueberg

Composition du jury

<i>Rapporteurs :</i>	M. Jos Vander Sloten,	Professeur des Universités Université catholique de Louvain
	M. Salah Ramtani,	Professeur des Universités Université Paris XIII
<i>Examineurs :</i>	Mme. Marie-Christine Ho Ba Tho,	Professeur des Universités Université de Technologie de Compiègne (UTC)
	M. Loïc Girod,	Directeur R&D Novastep
	Mme. Valérie Berry-Kromer,	Maître de conférences, HDR Université de Lorraine, Directrice de thèse
	Mme. Céline Bouby,	Maître de conférences Université de Lorraine, Co-directrice de thèse

Table des figures

I.1	Squelette du pied en vue latérale (en haut) et en vue dorsale (en bas), Jacob [1989] . . .	7
I.2	Mouvement des articulations MTP dans le plan sagittal, Doya et al. [2010]	8
I.3	Forme de la plaque plantaire, Maas et al. [2016]	9
I.4	Attache des ligaments sur les os, Nery et al. [2014]	10
I.5	Muscles dorsaux du pied, Volker [2017]	11
I.6	Mouvements des orteils, Kapandji [2006]	11
I.7	Couches de tissus musculaires sous la plante du pied, Volker [2017]	12
I.8	Mesures linéaires	14
I.9	Mesures angulaires	15
I.10	Mesures de la surface d'os cortical et de la surface d'os spongieux en vue orthogonale .	15
I.11	Radiographies du pied, Centre podiatrique Lambert [2017]	17
I.12	Arche plantaire du pied humain normal, d'après Thion-médical [2017]	17
I.13	Mesures effectuées sur les radiographies dorsoplantaires	20
I.14	Détermination de l'axe des métatarsiens	21
I.15	Rayons des têtes métatarsiennes mesurés par Jacob [1989]	22
I.16	Définition du repère de référence	27
I.17	Subroutine Matlab pour la mesure de l'aire osseuse	29
I.18	Aires d'os cortical et d'os spongieux à différentes portions de longueur de l'os	32
II.1	Classification des métatarsalgies, Ray [2013]	37
II.2	Instabilité des articulations MTP suivant le test de Hamilton-Thompson (G0 : articulation stable, G1 : instabilité moyenne (subluxation < 50%), G2 : instabilité modérée (subluxation > 50%), G3 : instabilité sévère et G4 : articulation disloquée), Nery et al. [2015]	38
II.3	Différents types d'orteils en griffe : 1. orteil en maillet, 2. orteil en marteau, 3. orteil en griffe et 4. orteil retracté, Menz [2004]	39
II.4	Radiographie d'un pied atteint de la maladie de Freiberg sur un 2 ^e métatarsien, Cerrato [2011]	40
II.5	Articulations touchées par l'arthrose, Sanofi [2017]	41
II.6	Progression de l'arthrose, Rossant-Lumbroso and Rossant [2017]	42
II.7	Polyarthrite rhumatoïde, Léna [2017]	43
II.8	Goutte, Servais [2017]	44
II.9	Prothèses à charnière souple avec grommets (à droite) et sans grommets (à gauche), Tornier [2010]	45
II.10	Prothèses pour le resurfaçage de la base de la phalange en titane (à gauche, Biomotion de Metasurg [2017]) et en CoCr (à droite, Futura de Tornier [2010])	46
II.11	Prothèses pour le resurfaçage des têtes métatarsiennes monobloc en CoCr (à gauche, LMHI de Wright Medical [2017]) et en deux blocs en titane et en CoCr (à droite, HemiCAP d'Arthrosurface [2017])	47
II.12	Prothèses pour la réalisation d'arthroplasties totales en CoCr, titane et polymère (à gauche, ToeMobile de Merete [2017]) et en céramique (à droite, Molana de Moje [2017])	48
II.13	Pièces composant la prothèse de resurfaçage de Novastep (dimensions en mm)	50
II.14	Découpage de la tige d'ancrage en trois zones	51

II.15	Tige d'ancrage avec revêtement titane poreux	52
II.16	Réalisation de l'assemblage de la prothèse grâce au ressort	53
II.17	Principe de détrompeur conçu pour l'assemblage de la prothèse	54
II.18	Étapes de la technique opératoire	55
II.19	Retrait de la prothèse de resurfaçage grâce à la pince de retrait	57
II.20	Différents designs de guide de coupe testés pendant les essais de pose sur pièces cadavériques	57
II.21	Cycle de la marche bipède humaine, Collège des Enseignants de Neurologie [2017]	59
II.22	Chargement sous les articulations de l'avant-pied pendant le cycle de marche, Jacob [1989]	60
II.23	Flexion dorsale du pied lors du cycle de marche, Jacob [1989]	60
II.24	Configuration de chargement des prothèses pour la réalisation de l'essai de fatigue	61
II.25	Montage de la prothèse de resurfaçage pour la réalisation des essais de fatigue	62
II.26	Courbe présentant le déplacement de la prothèse Novastep en fonction du nombre de cycles	62
II.27	Montage de la prothèse de resurfaçage concurrente pour la réalisation des essais de fatigue	63
II.28	Montage nécessaire à la réalisation des essais d'assemblage	64
II.29	Montage nécessaire à la réalisation des essais de corrosion	65
II.30	Deux faces d'un ressort ayant subi un essai de corrosion et ne montrant aucune trace de corrosion	66
II.31	Position des mesures effectuées en surface (à droite) et à coeur (à gauche)	67
III.1	Structure des os longs, Société Canadienne du Cancer [2017]	72
III.2	Structure de l'os cortical à l'échelle mésoscopique, Nutrisport [2017]	73
III.3	Structure caractéristique de l'os spongieux, Baiotto [2004]	74
III.4	Partie cellulaire de l'os, Nataf [2009]	74
III.5	Représentation du module d'élasticité en fonction de la densité volumique	76
III.6	Processus de remodelage osseux, Pearltrees [2017]	77
III.7	Variation de la densité osseuse en fonction du stimulus, Turner et al. [2005]	81
III.8	Algorithme général pour l'étude du remodelage	81
III.9	Modèle de plaque bidimensionnelle soumise à un effort de compression, Weinans et al. [1992]	82
III.10	Différents types d'éléments finis, Jacobs et al. [1995]	84
III.11	Algorithme de la routine codée sous Matlab	85
III.12	Résultats de Weinans et al. [1992] pour un maillage de 5×5 éléments	86
III.13	Résultats de l'étude pour un maillage de 5×5 éléments pour des éléments Q4N-C	87
III.14	Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.01$	88
III.15	Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.1$	88
III.16	Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 2$	88
III.17	Résultats de Weinans et al. [1992] pour différentes discrétisations	89
III.18	Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour différentes tailles de maille	90
III.19	Distributions de densité pour des éléments de type Q4N-PG pour différentes tailles de maille	91
III.20	Distributions de densité pour des éléments de type Q4N-N pour différentes tailles de maille	92
III.21	Algorithme de remodelage pour les études réalisées avec le solveur Abaqus	94
III.22	Modèle de plaque carrée bidimensionnelle créé sous Abaqus	95
III.23	Résultats obtenus pour un maillage de 5×5 éléments et un incrément de temps $\Delta t = 1.0$ avec la routine UMAT Abaqus	96
III.24	Résultats pour une discrétisation de 5×5 éléments avec différents incréments de temps	97

III.25	Résultats pour différentes discrétisations avec un incrément de temps $\Delta t = 0.1$	99
III.26	Résultats obtenus pour différentes discrétisations et un incrément de temps $\Delta t = 0.1$	100
IV.1	Algorithme pour la réalisation d'étude de remodelage sur des métatarsiens prothésés	105
IV.2	Exemples de reconstruction tridimensionnelle de modèles osseux à partir de données tomодensitométriques	107
IV.3	Algorithme de la routine Matlab développée pour l'obtention du nuage de points	108
IV.4	Principe de la reconstruction tridimensionnelle sous Catia V5	110
IV.5	Plans anatomiques définis sur un métatarsien reconstruit	111
IV.6	Réalisation des mesures sur un métatarsien reconstruit	112
IV.7	Étapes de préparation du métatarsien conformément à la technique opératoire	114
IV.8	Conception du modèle de prothèse LMHI de Wright Medical	115
IV.9	Maillages obtenus à partir des modèles de métatarsien avec la prothèse Novastep et LMHI de Wright Medical	116
IV.10	Fonctionnement de la routine Matlab permettant la recherche des densités des éléments	118
IV.11	Initialisation de la densité osseuse (g/cm^3) dans le modèle de remodelage	119
IV.12	Cas de chargement et conditions aux limites appliqués aux métatarsiens	120
IV.13	Évolution de la masse du métatarsien en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)	123
IV.14	Définition des huit zones définies selon le modèle de Gruen	124
IV.15	Évolution de la masse dans les zones 1 à 4 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)	126
IV.16	Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)	127
IV.17	Distribution de densité pour les différentes largeurs de zone morte (prothèse Novastep)	129
IV.18	Évolution de la masse du métatarsien en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)	130
IV.19	Évolution de la masse dans les zones 1 à 4 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)	132
IV.20	Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)	133
IV.21	Distribution de densité pour les différentes largeurs de zone morte (prothèse LMHI)	135
IV.22	Évolution de la masse osseuse en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)	137
IV.23	Évolution de la masse osseuse dans les zones 1 à 4 en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)	139
IV.24	Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)	140
IV.25	Distributions de densités initiale et finale selon la variation relative de densité initiale uniformément imposée (séries (-10%) , (-5%) et (0%) , prothèse Novastep)	142
IV.26	Distributions de densités initiale et finale selon la variation relative de densité initiale uniformément imposée (séries $(+5\%)$ et $(+10\%)$, prothèse Novastep)	143
IV.27	Algorithmes prévisionnels d'amélioration de la routine de remodelage osseux	149
A.1	Système de référence en anatomie	153
B.1	Matrice de corrélation de l'étude de mesures tomодensitométriques	155

Liste des tableaux

I.1	Muscles en fonction des couches de tissus musculaires, Volker [2017]	10
I.2	Mesures des métatarsiens d'après la littérature	18
I.3	Résultats de l'étude de mesures sur radiographies	23
I.4	Coefficients ICC pour l'étude de mesures sur radiographies	24
I.5	Matrice de corrélation de l'étude de mesures sur radiographies	25
I.6	Résultats des mesures linéaires (en mm) sur données tomodensitométriques	31
I.7	Valeurs d'ICC (sans unité) avec les mêmes images et de nouvelles images	34
II.1	Propriétés mécaniques de l'alliage CoCr utilisé pour la fabrication des têtes de resurfaçage	51
II.2	Propriétés mécaniques de l'alliage de titane utilisé pour fabriquer les tiges d'ancrage	51
II.3	Propriétés mécaniques du revêtement titane poreux	52
II.4	Propriétés du ressort torique fabriqué par Balseal	53
II.5	Résultats de l'essai de résistance à la corrosion du ressort torique	66
II.6	Mesures de dureté HRC réalisées en surface	67
II.7	Mesures de dureté HV30 réalisées à coeur	67
III.2	Liste non exhaustive des lois de remodelage de la littérature	79
IV.1	Validation de la reconstruction effectuée pour l'étude de remodelage	113
IV.2	Nombre d'éléments et de nœuds composant les maillages des différentes pièces.	117
IV.3	Propriétés matériaux des métaux composant les prothèses implémentées dans les modèles EF	117
IV.4	Valeurs en pourcentage du poids du corps des efforts sur les métatarsiens, Jacob [1989]	121
IV.5	Variation de masse osseuse dans le métatarsien pour différentes valeurs s de zone morte (prothèse Novastep)	124
IV.6	Variation de masse osseuse dans les différentes zones pour différentes valeurs de zone morte (prothèse Novastep)	128
IV.7	Variation de masse osseuse dans le métatarsien pour différentes valeurs de zone morte (prothèse LMHI)	131
IV.8	Variation de masse osseuse dans les différentes zones pour différentes valeurs de zone morte (prothèse LMHI)	134
IV.9	Variations relatives de masse par rapport à la série initiale (0%) pour les différentes séries ((-10%),(-5%),(+5%) et (+10%))	138
IV.10	Variations relatives de masse dans les différentes zones en fonction de la variation de densité initiale imposée (prothèse Novastep)	141
B.1	Matrice de corrélation ([A] sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodensitométriques	156
B.2	Matrice de corrélation ([B] sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodensitométriques	157
B.3	Matrice de corrélation ([C] sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodensitométriques	158

Table des matières

Introduction générale	3
I Étude de l'anatomie des métatarsiens	5
1 Anatomie et biomécanique des articulations métatarsophalangiennes	7
1.1 Description des articulations et mobilité articulaire	7
1.2 Stabilité articulaire	8
1.3 Dimensions disponibles dans la littérature	13
1.3.a Définition des dimensions nécessaires	13
1.3.b État de l'art	14
2 Mesures sur radiographies dorsoplantaires en charge	19
2.1 Protocole de l'étude	19
2.1.a Description des données	19
2.1.b Réalisation des mesures	19
2.1.c Analyse statistique	20
2.2 Résultats de l'étude	21
2.2.a Valeurs obtenues	21
2.2.b Analyse statistique	23
3 Mesures sur données tomodensitométriques	26
3.1 Protocole de l'étude	26
3.1.a Description des données	26
3.1.b Réalisation des mesures	26
3.1.c Analyse statistique	28
3.2 Résultats de l'étude	29
3.2.a Valeurs obtenues	29
3.2.b Analyse statistique	31
II Conception d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes	35
1 Pathologies des articulations MTP	37
1.1 Métatarsalgies d'origine biomécanique	37
1.1.a Syndrome de la plaque plantaire	37
1.1.b Orteils en griffe	38
1.2 Métatarsalgies localisées dans l'avant-pied	39
1.2.a Maladie de Freiberg	39

1.2.b	Arthrose	40
1.3	Métatarsalgies systémiques	42
1.3.a	Polyarthrite rhumatoïde	42
1.3.b	Goutte	43
2	Solutions prothétiques existantes	44
2.1	Prothèses à charnière souple	44
2.2	Prothèses pour hémi-artroplasties de la base de la phalange	45
2.3	Prothèses pour hémi-artroplasties de la tête des métatarsiens	47
2.4	Prothèses pour arthroplasties totales	47
3	Développement d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes de Novastep	48
3.1	Fonctions et performances souhaitées de la prothèse	48
3.2	Dimensionnement de l'implant	49
3.2.a	Tête de resurfaçage	49
3.2.b	Tige d'ancrage	51
3.2.c	Méthode d'assemblage de la prothèse	52
3.2.d	Technique opératoire	53
4	Étude des performances de la prothèse	54
4.1	Validation fonctionnelle des implants et de la technique opératoire	56
4.2	Essais de fatigue	58
4.2.a	Détermination des conditions des essais	58
4.2.b	Protocole des essais	59
4.2.c	Résultats des essais de fatigue	61
4.3	Essai d'assemblage et de retrait	61
4.3.a	Protocole des essais	63
4.3.b	Résultats des essais	64
4.4	Validation de la résistance à la corrosion sur les ressorts toriques	65
4.4.a	Protocole des essais	65
4.4.b	Résultats des essais	65
4.5	Validation de la dureté de l'alliage de Chrome-Cobalt utilisé pour les têtes de resurfaçage	66
4.5.a	Protocole des essais	66
4.5.b	Résultats des essais	67
III Développement et validation de la routine de remodelage osseux		69
1	Structure et comportement mécanique du tissu osseux	71
1.1	Structure du tissu osseux	71
1.1.a	Les différents types d'os	71
1.1.b	Structure à l'échelle macroscopique	71
1.1.c	Structure à l'échelle mésoscopique	72
1.1.d	Structure à l'échelle microscopique	73

1.2	Comportement mécanique du tissu osseux	75
2	Modélisation du remodelage osseux	76
2.1	Description du processus de remodelage osseux	77
2.2	Lois de remodelage	78
2.3	Algorithme général d'intégration de la loi de remodelage dans un solveur EF	80
3	Implémentation et validation de la subroutine de remodelage osseux avec Matlab	81
3.1	Description du modèle étudié	82
3.2	Développement de la routine de calcul EF avec remodelage	84
3.3	Validation de la routine	85
3.3.a	Résultats initiaux	85
3.3.b	Influence du pas de temps	86
3.3.c	Influence de la taille de maille	86
3.3.d	Influence du type d'éléments finis	91
3.4	Conclusion	93
4	Implémentation et validation de la routine de remodelage osseux sous Abaqus	93
4.1	Adaptation de l'algorithme de remodelage	94
4.2	Implémentation et validation de la routine sous Abaqus	94
4.2.a	Préparation du modèle	94
4.2.b	Résultats initiaux	95
4.2.c	Influence du pas de temps	95
4.2.d	Influence de la taille de maille	98
4.3	Conclusion	98
IV Étude du remodelage osseux d'un métatarsien prothésé		103
1	Protocole de création d'un modèle pour la simulation du remodelage	105
2	Reconstruction géométrique des métatarsiens	106
2.1	Principe de la reconstruction	107
2.2	Obtention du nuage de points	108
2.3	Reconstruction sous Catia	109
2.4	Validation de la reconstruction	111
2.5	Exemple de reconstruction d'un métatarsien	112
2.6	Modèle de métatarsien prothésé	113
3	Préparation des modèles EF	115
3.1	Maillage des modèles EF	116
3.2	Initialisation des propriétés matériaux	116
3.2.a	Matériaux des prothèses	116
3.2.b	Initialisation des propriétés du tissu osseux	117
3.3	Cas de chargements et conditions aux limites	119
3.3.a	Chargements imposés	119

3.3.b	Conditions aux limites et de contact os/prothèse	122
4	Simulation du remodelage osseux sur un métatarsien en présence d'une prothèse	122
4.1	Influence de la zone morte avec la prothèse Novastep	122
4.2	Influence de la zone morte avec la prothèse LMHI	130
4.3	Comparaison et discussion des performances des deux prothèses	136
4.4	Influence de la densité osseuse initiale	137
4.5	Conclusion de l'étude	141
	Conclusions et perspectives	147
	Annexes	151
	A Système de référence en anatomie	153
	B Matrice de corrélation de l'étude de mesures tomодensitométriques	155
	C Prothèses concurrentes	159
	Bibliographie	187

Remerciements

En premier lieu, je tiens à remercier Mesdames Valérie Berry-Kromer et Céline Bouby pour leur soutien, leur bonne humeur et leur disponibilité au cours de ces longues années. Je remercie également Monsieur Loïc Girod pour ses précieux conseils et pour la patience dont il a su faire preuve.

Je remercie conjointement l'ensemble des membres du jury : Monsieur Salah Ramtani et Monsieur Jos Vander Sloten, qui ont accepté de rapporter mes travaux de thèse, Madame Marie-Christine Ho Ba Tho pour avoir accepté de participer au jury.

Merci à mes collègues de Novastep pour leur accueil, leur implication et leur disponibilité tout au long de ce projet : Malika Denié, Christelle Peron, Patrick Lebas, Amélie Ferrant, Hélène Chaillou et l'ensemble du personnel de Novastep ; et plus particulièrement à mes collègues de R&D et de méthodes : Rémi Lebesque, Flora Peyret, Chloé Laroche et Wilfried Dulin, si le boulot était un arbre, vous seriez de vrais bucherons.

Merci à toute l'équipe Mécanique du Solide à Polytech Nancy : Tarak Ben Zineb, Frédéric Thiébaud, Patrice Bacher, Alain Mikolazjak.

Merci à M. Pedro Teixeira pour le temps passé à la relecture et la validation des protocoles de mesures sur radiographies et sur données tomodensitométriques. Je remercie également Mmes. Marie-Christine Suhner et Floriane Colin pour leur aide dans la validation de l'étude statistique sur les mesures anatomiques.

Je conclurai en remerciant mes parents pour leurs encouragements et leur confiance. Merci à mon frère, Anthony, pour avoir participé à la correction de ce manuscrit pour corriger les fautes persistantes. Enfin, je remercie Sabrina, qui partage ma vie depuis 5 ans, pour son soutien pendant les moments difficiles.

Introduction générale

Le pied humain est une structure complexe permettant d'assurer un rôle dans l'équilibre et la propulsion du corps. Il permet également d'amortir les efforts subis quotidiennement et s'adapte au sol de manière à faciliter les déplacements. Plus particulièrement, les articulations métatarsophalangiennes de l'avant-pied ont un rôle central dans la propulsion du pied lors des déplacements. Comme toutes les articulations du corps humain, elles peuvent être impactées par une multitude de pathologies pouvant engendrer des douleurs, une perte de mobilité voire une incapacité fonctionnelle du pied. Plusieurs facteurs influencent la recrudescence de ces pathologies comme le vieillissement de la population, la croissance du phénomène d'obésité et la démocratisation des loisirs. Même si de nombreux traitements conservateurs existent pour enrayer l'avancée de ces pathologies, il est parfois nécessaire de les traiter grâce à des traitements chirurgicaux lorsque les surfaces articulaires sont trop dégradées, que la douleur est trop importante ou que la fonction du pied est trop impactée.

Cette thèse a été réalisée grâce à un contrat CIFRE né d'une collaboration entre la société Novastep, basée à Rennes, et le LEMTA (CNRS UMR7563). L'objectif visé au cours de cette thèse est de concevoir une solution prothétique pour les articulations métatarsophalangiennes du pied, d'étudier ses performances en vue de l'obtention de mise sur le marché et enfin, d'analyser son influence sur le comportement osseux environnant après implantation. Cette prothèse doit permettre de réaliser un resurfaçage de la tête métatarsienne des rayons latéraux en respectant les fonctions et performances communes d'une arthroplastie des articulations métatarsophalangiennes, qui sont :

- restaurer la fonction et la stabilité de l'articulation ;
- réduire ou supprimer la douleur ;
- limiter son impact dans les activités quotidiennes ;
- permettre un transfert physiologique des efforts ;
- utiliser des matériaux biocompatibles garantissant une bonne durée de vie et limitant l'usure des surfaces articulaires ;
- permettre une reprise chirurgicale en cas de complications ou d'erreurs chirurgicales.

En vue de la préparation de la conception de la prothèse de resurfaçage, le premier chapitre présente l'anatomie et la biomécanique des articulations métatarsophalangiennes. En effet, pour restaurer la fonction et la stabilité de l'articulation, une connaissance approfondie de son fonctionnement normal est primordiale. Nous présentons ensuite les dimensions standards des métatarsiens trouvées dans la littérature afin de pouvoir dimensionner une gamme de prothèses qui s'adapte à la majorité des patients. Nous présentons enfin les résultats de deux études de mesures réalisées sur des radiographies dorsoplantaires en charge et sur des données tomodesi-

tométriques. Ces études sont complémentaires et permettent de pallier le manque d'information de la littérature

Le deuxième chapitre permet de définir le processus de conception et de validation de la prothèse de resurfaçage. Tout d'abord, nous détaillons les pathologies touchant les articulations métatarsophalangiennes ainsi que leurs traitements standards. Nous décrivons ensuite les solutions prothétiques existantes sur le marché ainsi que leurs résultats cliniques. Le développement de la prothèse de resurfaçage de Novastep est ensuite détaillé, avec en particulier la description des fonctions et des performances souhaitées pour la prothèse, le dimensionnement de l'implant ainsi que de la technique opératoire prévue. Pour finir, nous passons en revue les performances mécaniques de la prothèse au travers d'essais de poses sur pièces cadavériques, d'essais de fatigue, d'essais d'insertion et de tenue de l'assemblage et de résistance à la corrosion.

Le troisième chapitre sert de base à l'élaboration d'une subroutine permettant l'étude du remodelage osseux. En effet, les deux premiers chapitres ont permis de développer la prothèse de resurfaçage et d'étudier ses performances. Néanmoins, l'un des paramètres importants pour l'étude des résultats à long-terme de la prothèse est la prévision des modifications structurales de l'os après son implantation, grâce à une étude de remodelage osseux. Pour ce faire, dans un premier temps, nous décrivons la structure et le comportement mécanique du tissu osseux. L'étude des différents types de tissus permet de définir les hypothèses utilisables pour décrire l'os. Dans un deuxième temps, nous étudions plusieurs lois de remodelage osseux issues de la littérature et présentons celle qui sera utilisée. Dans un troisième temps, nous détaillons l'implémentation de la subroutine sous Matlab. Cette routine a été validée par la réalisation d'un cas test de la littérature. Dans un dernier temps, nous présentons l'adaptation de cette subroutine pour qu'elle soit utilisable sous Abaqus. Cette subroutine a également été validée grâce au cas test déjà utilisé lors de l'étude sous Matlab.

Enfin, dans le dernier chapitre, nous développons le protocole de remodelage utilisable pour prévoir les modifications structurales de l'os après implantation de la prothèse. Ce protocole permet de préparer un modèle éléments finis représentant le métatarsien avec la prothèse soumis à des cas de chargements observés quotidiennement. Ce modèle est conçu au plus proche de l'état réel de l'os. Tout d'abord, les différentes étapes du protocole sont présentées. Nous décrivons ensuite la préparation du modèle éléments finis en débutant par la préparation du modèle tridimensionnel du métatarsien à implanter à partir de données tomodensitométriques, la mise en place de la prothèse dans l'os, l'initialisation de la densité osseuse locale et l'implémentation des cas de chargements et des conditions aux limites. Enfin, nous présentons les études de remodelage osseux sur un métatarsien prothésé. Cette étude permet d'étudier l'influence de certains paramètres de la loi de remodelage. Nous réalisons enfin une étude comparative entre les résultats de remodelage obtenus avec la prothèse Novastep et ceux obtenus avec une prothèse concurrente.

Chapitre I

Étude de l'anatomie des métatarsiens

Sommaire

1	Anatomie et biomécanique des articulations métatarsophalangiennes	7
1.1	Description des articulations et mobilité articulaire	7
1.2	Stabilité articulaire	8
1.3	Dimensions disponibles dans la littérature	13
1.3.a	Définition des dimensions nécessaires	13
1.3.b	État de l'art	14
2	Mesures sur radiographies dorsoplantaires en charge	19
2.1	Protocole de l'étude	19
2.1.a	Description des données	19
2.1.b	Réalisation des mesures	19
2.1.c	Analyse statistique	20
2.2	Résultats de l'étude	21
2.2.a	Valeurs obtenues	21
2.2.b	Analyse statistique	23
3	Mesures sur données tomodensitométriques	26
3.1	Protocole de l'étude	26
3.1.a	Description des données	26
3.1.b	Réalisation des mesures	26
3.1.c	Analyse statistique	28
3.2	Résultats de l'étude	29
3.2.a	Valeurs obtenues	29
3.2.b	Analyse statistique	31

Introduction

La connaissance de l'anatomie, de la cinématique et des dimensions standards des articulations métatarsophalangiennes (MTP) sont des conditions *sine qua non* à la conception d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes. Parmi les nombreux facteurs techniques et

cliniques qui sont impliqués dans la réussite ou l'échec d'une arthroplastie¹ totale ou partielle des articulations MTP, la bonne adaptation des prothèses au site osseux est primordiale pour obtenir de bons résultats à long terme.

Comme explicité dans ce chapitre, la littérature scientifique décrivant l'anatomie des têtes métatarsiennes (formes, dimensions, ...) est insuffisante pour le développement d'une gamme de prothèses adaptée à la majorité des morphologies. Nous avons donc fait le choix de réaliser deux études de mesures dans le but de bien connaître les dimensions standards des métatarsiens : la première a été réalisée à partir de radiographies dorsoplantaires en charge ; la seconde l'a été à partir de données tomodensitométriques. Ces deux études sont complémentaires et permettent de mesurer un ensemble de dimensions linéaires, angulaires et de surfaces osseuses sur les métatarsiens.

Nous débuterons ce chapitre par une présentation rapide de l'anatomie, de la mobilité et des dimensions des articulations MTP. Notre prothèse étant destinée à la reconstruction des têtes métatarsiennes des 2^e, 3^e et 4^e rayons, nous nous attarderons principalement sur l'étude desdits rayons. Nous présenterons enfin les protocoles et les résultats des deux études de mesures.

1. opération chirurgicale ayant pour but de rétablir la mobilité articulaire par le sacrifice d'une partie de l'articulation (arthroplastie de résection) ou par remplacement prothétique

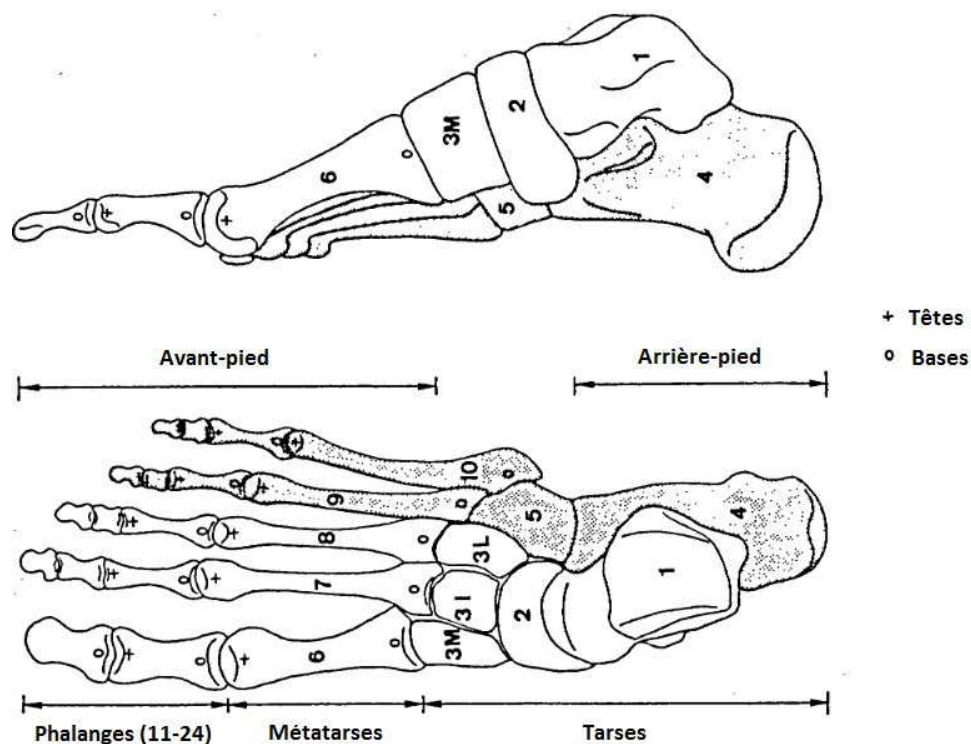


FIG. I.1 – Squelette du pied en vue latérale (en haut) et en vue dorsale (en bas), Jacob [1989]

1 Anatomie et biomécanique des articulations métatarsophalangiennes

1.1 Description des articulations et mobilité articulaire

Les articulations métatarsophalangiennes sont des articulations synoviales² de type condyliennes³ mettant en relation une tête métatarsienne avec une base phalangienne proximale. Elles sont semblables aux articulations métacarpophalangiennes des mains. Le pied humain est constitué de cinq métatarsiens et de quatorze phalanges (5 proximales, 4 médiales et 5 distales) placées à proximité de son extrémité distale, dans l'avant-pied (repères 6 à 10 pour les métatarsiens et 11 à 24 pour les phalanges, fig. I.1).

Les têtes métatarsiennes des rayons latéraux (2^e, 3^e, 4^e et 5^e orteils, repères 7, 8, 9 et 10 respectivement sur la fig. I.1) ont une allure de « tonneau » comportant une forme arrondie dans le plan sagittal et une forme plus aplatie dans le plan dorsal (annexe A). Les phalanges proximales sont composées d'une cavité glénoïde⁴ concave avec une surface articulaire moins importante que la surface de la tête métatarsienne, offrant une gamme de mouvements considérable.

Ces articulations possèdent deux degrés de liberté : une extension (aussi appelée dorsiflexion) et une flexion dans le plan sagittal (fig. I.2) ; une inclinaison latérale dans le plan frontal. Contrai-

2. aussi appelées articulations diarthroses, articulations mobiles permettant de nombreux mouvements, composées d'une capsule fibreuse contenant du liquide synovial, à l'inverse des articulations amphiarthroses (semi-mobiles) ou synarthroses (immobiles)

3. articulations composées d'une surface elliptique concave mise en relation avec une surface elliptique convexe

4. cavité articulaire peu profonde

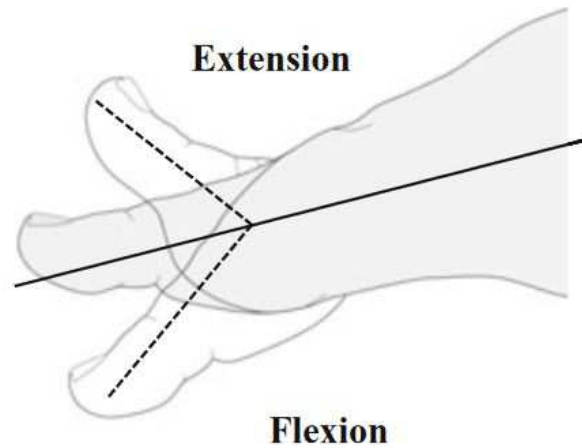


FIG. I.2 – Mouvement des articulations MTP dans le plan sagittal, [Doya et al. \[2010\]](#)

rement aux articulations métacarpophalangiennes, l'extension dépasse la flexion avec, en actif⁵ :

- une extension de 50° à 60° ;
- une flexion plantaire de 30° à 40° .

en passif⁶ :

- une extension allant jusqu'à 90° ;
- une flexion plantaire de 45° à 50° .

Contrairement aux articulations des doigts, les mouvements dans le plan frontal ne permettent que quelques degrés.

1.2 Stabilité articulaire

La stabilité articulaire est une caractéristique propre à chaque articulation qui donne une indication sur la capacité de cette dernière à résister aux dislocations ou aux blessures. Les facteurs jouant sur cette stabilité sont : la forme, la taille et l'arrangement des surfaces articulaires ; le système capsulo-ligamentaire ; et le système musculo-tendineux. L'étude de la stabilité articulaire pour la conception d'une prothèse de resurfaçage est indispensable pour prévoir une technique opératoire respectueuse de l'environnement tissulaire de l'articulation. En effet, la sauvegarde de ces tissus permet de retrouver, en post-opératoire⁷, une stabilité articulaire suffisante pour éviter les luxations articulaires et donc, de prévenir une mobilité articulaire trop importante ([Wright \[2017\]](#) et [Burroughs et al. \[2005\]](#)).

Dans le cas des articulations MTP, la forme des surfaces articulaires, définie dans la partie précédente, ne permet pas d'assurer sa stabilité mais permet une gamme de mouvements importante. La stabilité articulaire est principalement assurée par la capsule articulaire⁸ renforcée en plantaire par la plaque plantaire ([Maas et al. \[2016\]](#) et [Suero et al. \[2012\]](#)) qui est un tissu fibreux ferme et flexible en forme de bande rectangulaire (fig. I.3). La plaque permet également d'absorber les chocs sur la tête métatarsienne lors de l'extension de l'articulation et sert de

5. la mobilité articulaire est due à l'action d'efforts internes

6. la mobilité articulaire est provoquée par l'action d'une force extérieure

7. période de temps démarrant après l'opération chirurgicale

8. ensemble de tissus organiques entourant les articulations synoviales

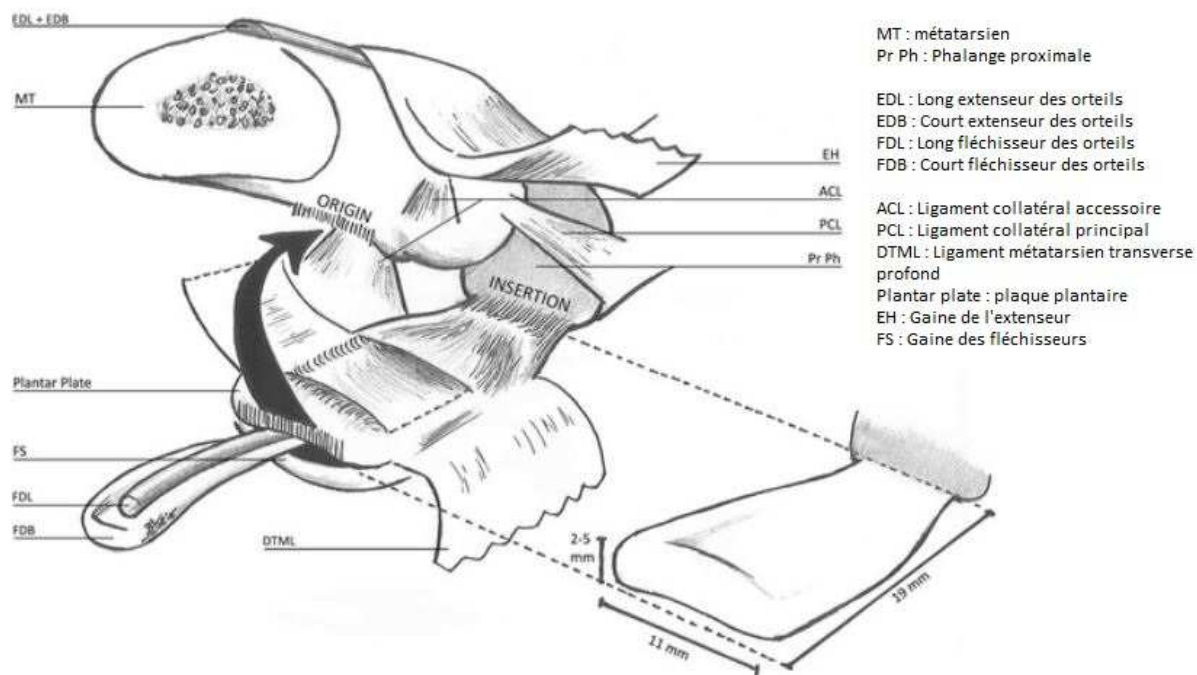


FIG. I.3 – Forme de la plaque plantaire, [Maas et al. \[2016\]](#)

maintien aux tendons et aux ligaments (fig. I.3). Pour finir, la plaque plantaire joue également un rôle dans la stabilité de la structure du pied grâce aux ligaments métatarsiens transverses profonds reliant la plaque plantaire des différents rayons. La stabilité articulaire est également assurée grâce aux quatre ligaments collatéraux (fig. I.4) :

- deux ligaments médiaux (un ligament principal et un ligament accessoire) ;
- et deux ligaments latéraux (un ligament principal et un ligament accessoire).

La plaque plantaire est fixée à la base de la phalange proximale et à la métaphyse⁹ distale du métatarsien. Elle est également fixée à la tête métatarsienne via le ligament collatéral accessoire (fig. I.4) médial et latéral. Les deux ligaments collatéraux principaux relient les aspects latéraux de la tête métatarsienne et de la base de la phalange proximale. Pour finir, les deux ligaments collatéraux accessoires relient les aspects latéraux de la tête métatarsienne et de la plaque plantaire.

Le système musculo-tendineux n'a qu'un rôle mineur dans la stabilisation de l'articulation en statique. Il permet néanmoins de maintenir la structure de l'articulation lors de ses mouvements ([Sarrafian and Topouzian \[1969\]](#) et [Dalmau-Pastor et al. \[2014\]](#)). Les muscles du pied qui ont un rôle sur la mise en mouvement des orteils peuvent être classés en deux catégories : les muscles dorsaux et les muscles plantaires.

Les muscles dorsaux sont composés d'un muscle intrinsèque¹⁰ et de quatre muscles extrinsèques¹¹. Le muscle intrinsèque est le court extenseur des orteils et de l'Hallux (fig. I.5). Les muscles extrinsèques (le tibial antérieur, le long extenseur des orteils et de l'Hallux et le 3^e fibulaire) prennent leur origine dans la jambe. Seuls les muscles extenseurs des orteils (long et

9. zone osseuse reliant la diaphyse aux épiphyses

10. muscle contenu dans la zone anatomique étudiée et ayant une action sur cette dernière

11. muscles n'appartenant pas à la zone anatomique étudiée mais ayant une action sur cette dernière

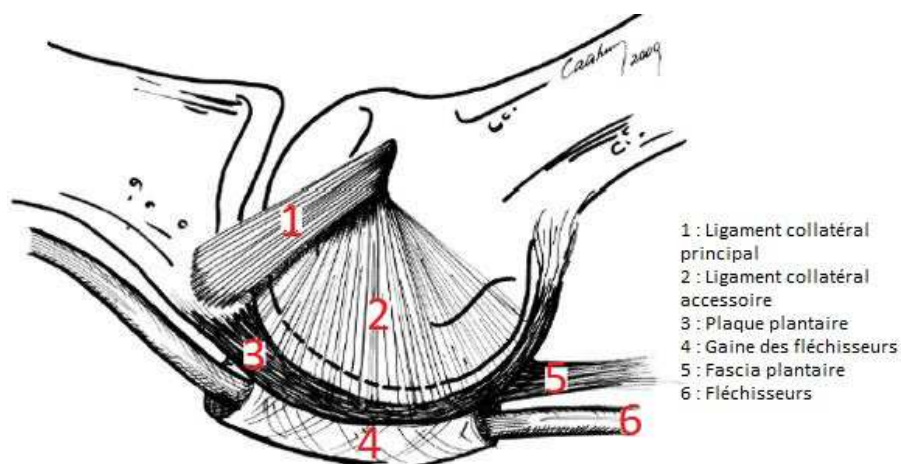


FIG. I.4 – Attache des ligaments sur les os, [Nery et al. \[2014\]](#)

court) jouent un rôle dans le mouvement. Comme leur nom l'indique, ils permettent l'extension des articulations MTP (fig. I.6).

L'aspect plantaire du pied est constitué de dix-huit muscles intrinsèques et de quatre muscles extrinsèques prenant leur origine dans la jambe. Ces muscles sont répartis en quatre couches différentes (fig. I.7 et tab. I.1). Parmi ces muscles, seuls les fléchisseurs des orteils (court, long et accessoire), les lombricaux et les interosseux (dorsaux et plantaires) jouent un rôle sur la mise en mouvement des orteils. Ils permettent, en effet, le fléchissement des articulations MTP des rayons latéraux. Les muscles interosseux permettent aussi les mouvements d'adduction et d'abduction des rayons latéraux de quelques degrés.

Couche	Muscles	Type
1 ^{re}	Court fléchisseur des orteils Abducteur de l'Hallux Abducteur du 5 ^e rayon	intrinsèque intrinsèque intrinsèque
2 ^e	carré plantaire (fléchisseur accessoire) 4 muscles lombricaux long fléchisseur des orteils long fléchisseur de l'Hallux	intrinsèque intrinsèque extrinsèque extrinsèque
3 ^e	Court fléchisseur de l'Hallux Court fléchisseur du 5 ^e rayon Adducteur de l'Hallux	intrinsèque intrinsèque intrinsèque
4 ^e	4 interosseux dorsaux 3 interosseux plantaires tendon du tibial postérieur tendon du long péronier	intrinsèque intrinsèque extrinsèque extrinsèque

TABLE I.1 – Muscles en fonction des couches de tissus musculaires, [Volker \[2017\]](#)

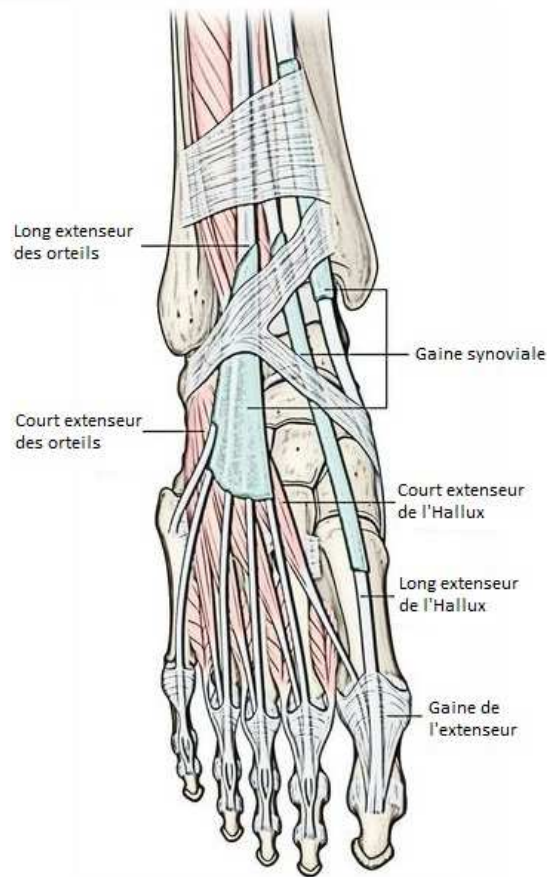


FIG. I.5 – Muscles dorsaux du pied, Volker [2017]

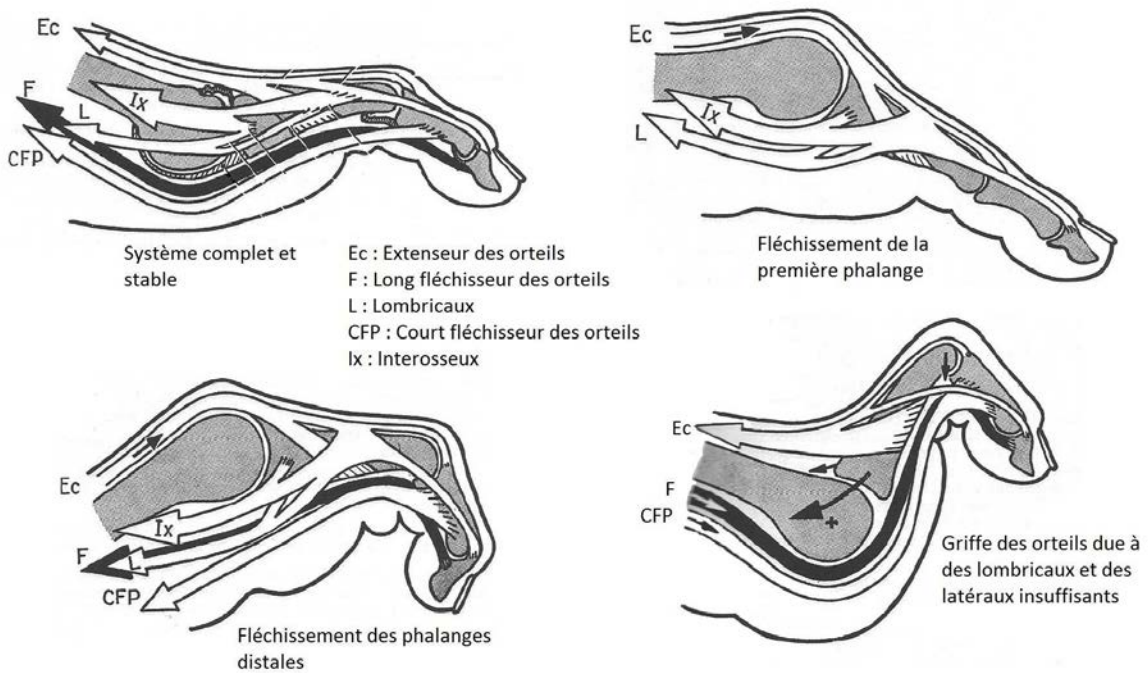
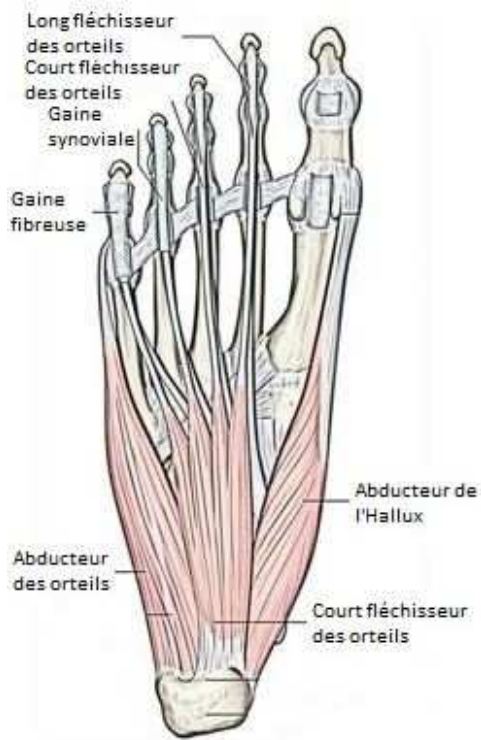
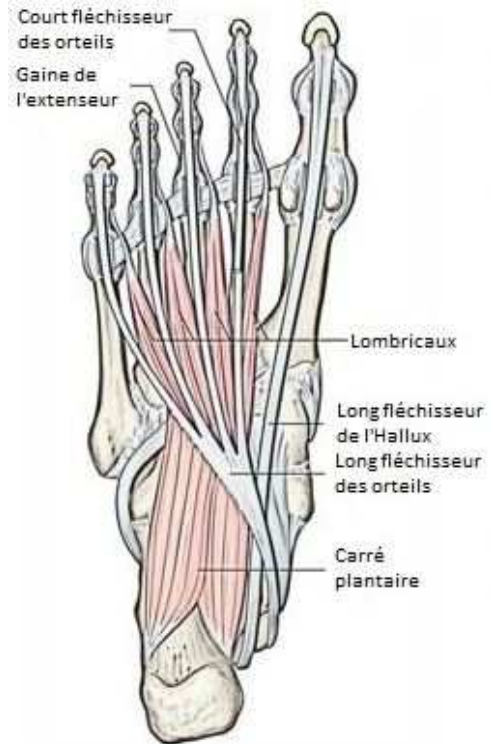


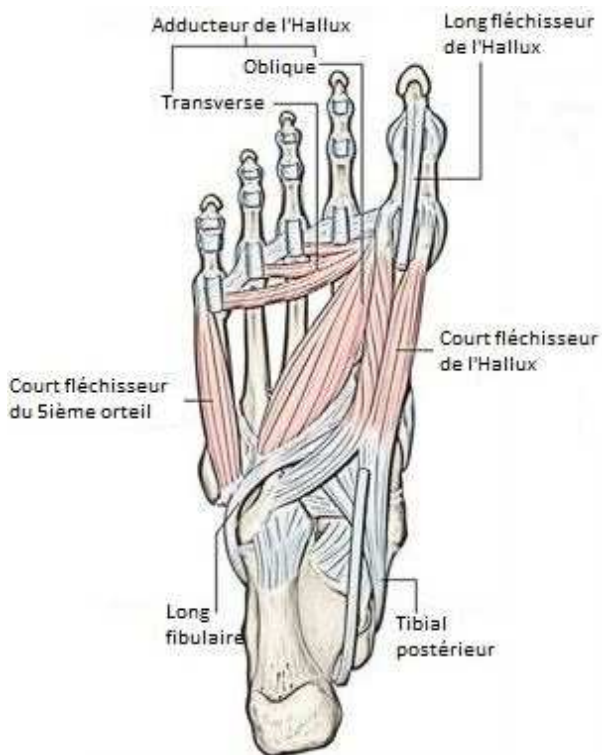
FIG. I.6 – Mouvements des orteils, Kapandji [2006]



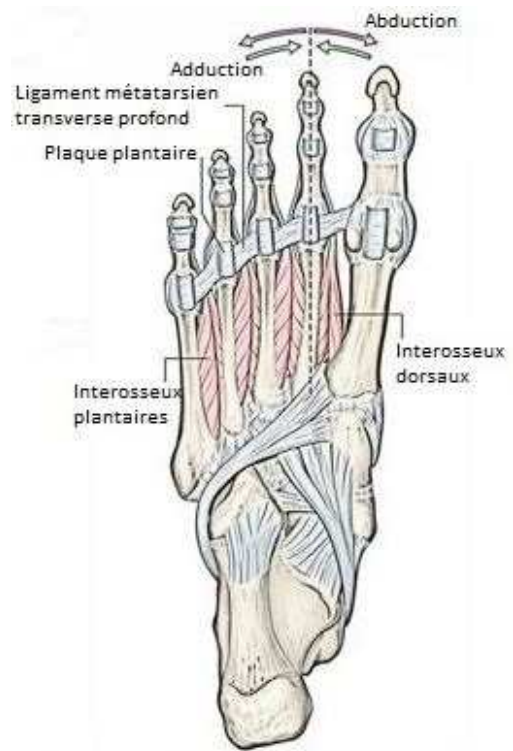
(a) Première couche



(b) Deuxième couche



(c) Troisième couche



(d) Quatrième couche

FIG. I.7 – Couches de tissus musculaires sous la plante du pied, Volker [2017]

1.3 Dimensions disponibles dans la littérature

1.3.a Définition des dimensions nécessaires

Maintenant que nous avons une idée de la forme à donner à la prothèse et de la gamme de mouvements à rétablir, nous allons nous intéresser aux dimensions standards des métatarsiens définies dans la littérature. La connaissance de ces valeurs est primordiale pour la conception d'une gamme de prothèses adaptables à la morphologie de la majorité de la population. Pour cela, nous avons tout d'abord recherché les différents paramètres nécessaires à l'élaboration d'une gamme de prothèses. Ces paramètres ont été classés en trois catégories : les mesures linéaires, les mesures angulaires et les mesures d'aires osseuses.

En ce qui concerne les mesures linéaires, la totalité des données doit être obtenue dans un plan sagittal et dans un plan dorsal (figs. I.8a et I.8b). Dans cette catégorie, nous avons inclus :

- La longueur des métatarsiens (L) qui, bien qu'inutile pour la conception d'une gamme de prothèses de resurfaçage, est une donnée importante pour la réalisation d'une arthroplastie. En effet, le rétablissement de la longueur des métatarsiens est, d'après [Akkurt et al. \[2016\]](#), fortement impliqué dans l'échec prématuré de l'opération chirurgicale ;
- Le rayon des têtes métatarsiennes (R_S et R_D), nécessaire pour recréer un contact anatomique entre la prothèse et la base de la phalange proximale ;
- La largeur des têtes métatarsiennes ($l_{\text{tête},s}$ et $l_{\text{tête},d}$), permettant de garantir une adaptation parfaite entre la prothèse et les métatarsiens après résection de la tête¹² ;
- La largeur de la diaphyse ($l_{\text{diaphyse},s}$ et $l_{\text{diaphyse},d}$), utilisée pour concevoir une solution d'ancrage efficace dans l'os et permettant d'évaluer la résistance mécanique de l'os ;
- La largeur de la base ($l_{\text{base},s}$ et $l_{\text{base},d}$) qui, comme la longueur des métatarsiens, n'est pas directement utile pour la conception d'une prothèse MTP, mais permet d'étudier les variations de dimensions des métatarsiens.

Pour les mesures angulaires, nous avons inclus (figs. I.9a et I.9b) :

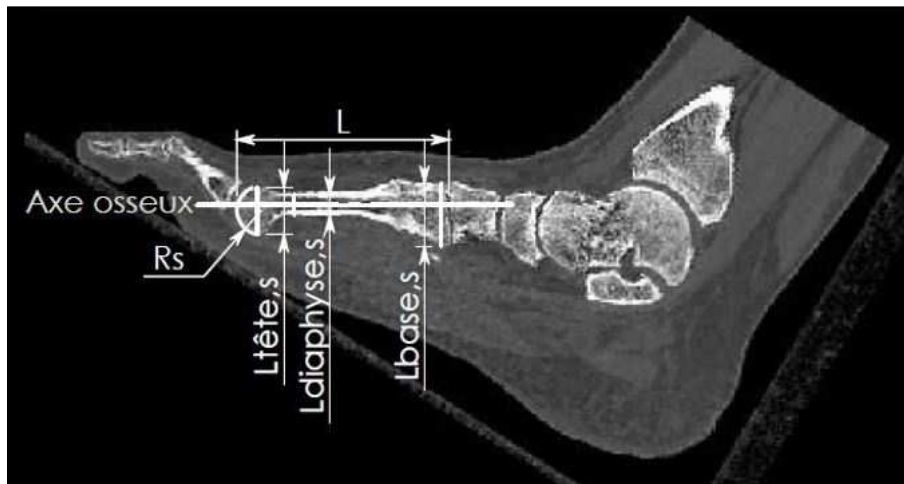
- L'angle formé entre l'axe des métatarsiens et le sol (α_{sol}) lorsque le pied est au sol et chargé par le poids du corps. Cette valeur est utilisée pour orienter convenablement la résection osseuse réalisée avant l'implantation de la prothèse ;
- L'angle entre l'axe du métatarsien et l'axe de la phalange proximale (α_{MTP}) dans le plan dorsal qui permet, comme pour le rayon des têtes, de recréer une zone de contact entre la prothèse et la phalange proximale proche de l'état antérieur de l'articulation.

Nous aurions également pu considérer, dans cette catégorie, l'angle entre les axes du métatarsien et de la phalange proximale dans le plan sagittal. Néanmoins, on peut considérer que l'axe de la phalange proximale en position « pied posé » est parallèle au sol. Cet angle est sensiblement égal à l'angle α_{sol} .

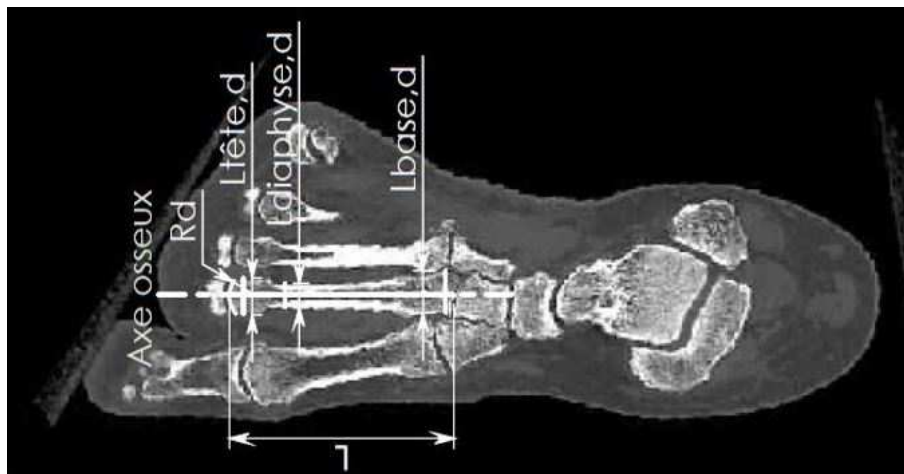
Pour finir, nous avons inclus, dans la catégorie des mesures d'aires osseuses, la surface d'os corticale et la surface d'os spongieux (cf. fig. I.10) sur toute la longueur des métatarsiens. Ces valeurs permettent, tout d'abord, de concevoir une solution d'ancrage « press-fit »¹³ qui permet

12. étape de l'opération chirurgicale de l'arthroplastie où l'os est coupé pour être remplacé par une pièce prothétique

13. procédé mécanique d'assemblage permettant d'obtenir un maintien par friction entre deux pièces



(a) Mesures linéaires en vue sagittale



(b) Mesures linéaires en vue dorsale

FIG. I.8 – Mesures linéaires

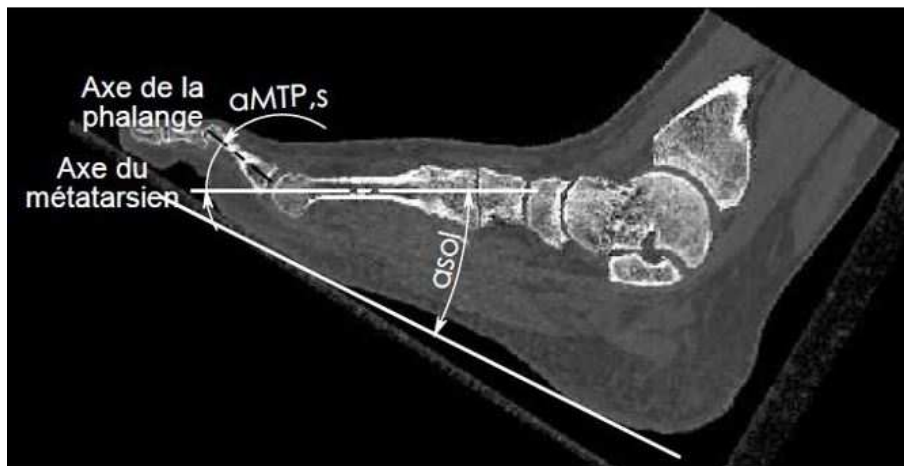
d'assurer la stabilité primaire¹⁴ de la prothèse dans l'os sans utilisation de ciment. Elles permettent également d'étudier la résistance mécanique de l'os ainsi que les variations de densité osseuse entre parties corticale et spongieuse en fonction de l'âge, du sexe, ou d'autres facteurs physiologiques.

1.3.b État de l'art

Un état de l'art a montré que trois types de données étaient utilisables dans la réalisation d'études de mesures sur l'anatomie des métatarsiens pour déterminer les valeurs précédemment définies. Ces types de données sont :

- des clichés radiographiques (Steel et al. [1980] et Thomas et al. [2006]) obtenus par radiographie à rayon X. Généralement, ces clichés sont réalisés dans un plan dorsal et dans un plan sagittal (figs. I.11a et I.11b) et sont privilégiés pour la détection de pathologies ostéoarticulaires du pied. Ce type de données a l'avantage d'être simple d'utilisation et

14. représente le niveau de stabilité de l'assemblage entre la prothèse et l'os, elle est fonction de la forme de la prothèse, de l'état de surface de l'élément assurant l'ancrage et de l'adaptation à la zone anatomique



(a) Mesures angulaires en vue sagittale



(b) Mesures angulaires en vue dorsale

FIG. I.9 – Mesures angulaires



FIG. I.10 – Mesures de la surface d'os cortical et de la surface d'os spongieux en vue orthogonale

- rapide à réaliser (quelques secondes). Cependant, il est impossible de réaliser des mesures avec précision sur les rayons latéraux en vue sagittale (fig. I.11a). De plus, la structure du pied (voûte plantaire¹⁵, fig. I.12) provoque des erreurs de mesures, notamment pour la mesure de longueur des métatarsiens ;
- des mesures sur pièces cadavériques (Muehleman et al. [2000], Largey et al. [2007] et Griffin and Richmond [2005]) où les os considérés sont extraits du corps et traités pour la réalisation des mesures. Ce type de données permet de réaliser toutes les mesures de la catégorie des mesures linéaires et d'aires osseuses (après traitement adéquat), mais est inutilisable pour les mesures de la catégorie des mesures angulaires car la structure des articulations est détruite lors du retrait des os. De plus, ces données demandent une préparation longue lors du retrait et du traitement des os pour la réalisation des mesures. Il semble par conséquent difficile d'effectuer une étude de grande envergure avec ce type de données ;
 - des données tomодensitométriques (Fraser et al. [2017]) obtenues après une tomодensitométrie qui donne des vues en coupe axiale successives de la zone anatomique étudiée. Contrairement aux clichés radiographiques, les données tomодensitométriques permettent d'étudier les os et les tissus mous individuellement, sans superposition. Elles regroupent les avantages des clichés radiographiques et des mesures sur pièces anatomiques de données sans les inconvénients. Elles permettent par exemple de mesurer toutes les valeurs définies précédemment grâce à l'option de Reconstruction Multi-Planaire (RMP), disponible dans les logiciels de visualisation des données tomодensitométriques, qui permet de traiter les coupes axiales pour obtenir des images dans n'importe quel plan de l'espace. Néanmoins, l'utilisation de ce type de données pour la détection des troubles ostéoarticulaires reste marginale du fait de la durée de l'examen relativement longue (environ 15 minutes) en comparaison des radiographies. L'amélioration des technologies ces dernières années a augmenté la résolution des images obtenues en diminuant la durée de l'examen, ce qui pourrait à l'avenir permettre de privilégier l'utilisation des données tomодensitométriques (NIH [2017])

Les données de la littérature sont regroupées dans la table I.2 pour les mesures linéaires, angulaires et pour les mesures de surfaces osseuses. Cependant, plusieurs valeurs ne sont pas définies, notamment pour les 3^e et 4^e rayons (rayon dorsal et plantaire, l'épaisseur de la tête, de la diaphyse et de la base en dorsal et l'aire d'os cortical de la tête pour tous les rayons). Pour pallier ces manques, nous avons fait le choix de réaliser deux études de mesures : la première, à partir de radiographies dorsoplantaires en charge, pour mesurer les valeurs linéaires et angulaires en vue dorsale sur un grand nombre de patients ; la seconde à partir de données tomодensitométriques pour mesurer les valeurs linéaires et d'aires osseuses.

15. structure du pied formée par trois arches entre trois points de contact avec le sol : l'extrémité du calcanéum, la tête du 1^{er} métatarsien et la tête du 5^e

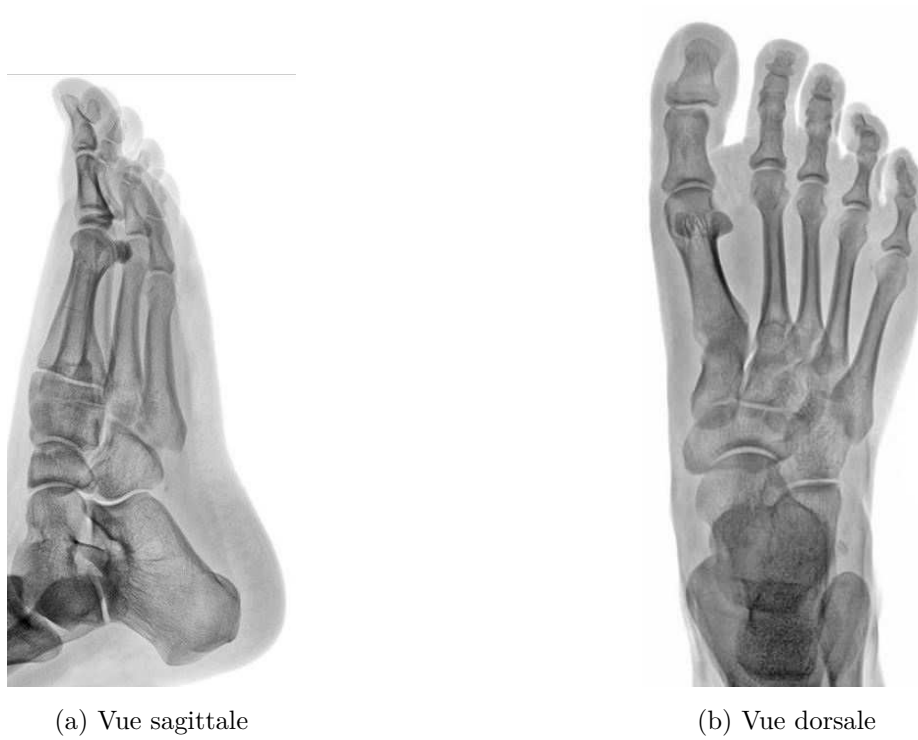


FIG. I.11 – Radiographies du pied, [Centre podiatrique Lambert](#) [2017]

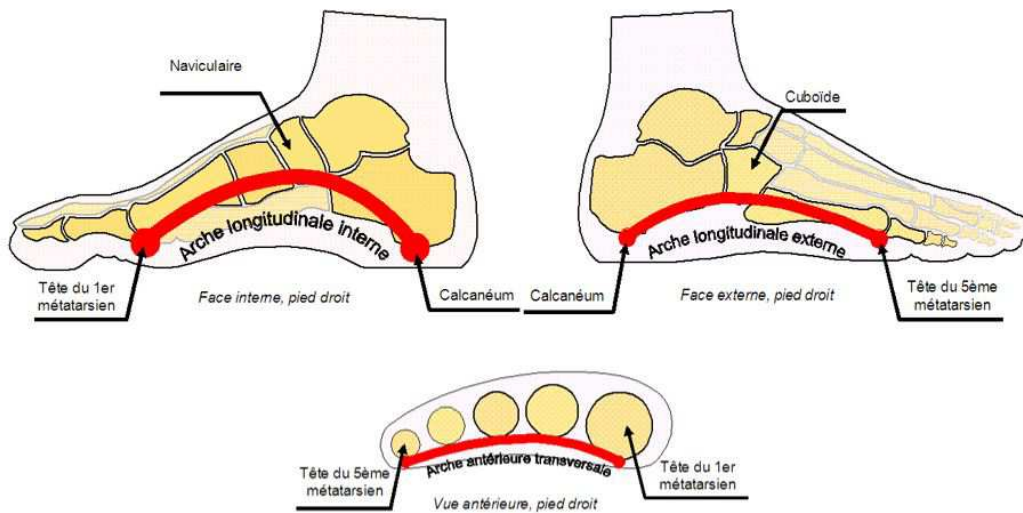


FIG. I.12 – Arche plantaire du pied humain normal, d'après [Thion-médical](#) [2017]

		Réf	2 ^e rayon	3 ^e rayon	4 ^e rayon	
Mesures linéaires (mm)	Longueur	Steel et al. [1980]	NA	NA	NA	
		Griffin and Richmond [2005]	67 à 93	62 à 88	63 à 84	
		Largey et al. [2007]	74,1 ± 5,5	70,8 ± 5,7	69,4 ± 5,7	
		Muehleman et al. [2000]	64,7 à 85,9	60,1 à 82,1	57,9 à 82,2	
	Dorsal	Rayon	Largey et al. [2007]	70 ± 6,28	65 ± 4,73	65 ± 4,73
			Muehleman et al. [2000]	NA	NA	NA
		Ép. tête	Jacob [1989]	77,6 ± 5,2	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	69,3 à 88,3	NA	NA
		Ép. diaphyse	Jacob [1989]	NA	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	7 à 111	NA	NA
		Ép. base	Muehleman et al. [2000]	11,5 ± 1,3	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	9,6 à 15,7	NA	NA
	Sagittal	Rayon	Jacob [1989]	8,4 ± 1,4	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	6,5 à 11,1	NA	NA
		Ép. tête	Jacob [1989]	16,9 ± 1,8	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	13,3 à 20,6	NA	NA
Ép. diaphyse		Jacob [1989]	NA	NA	NA	
		Muehleman et al. [2000]	7 à 111	NA	NA	
Ép. base		Muehleman et al. [2000]	16,7 ± 1,3	NA	NA	
		Fraser et al. [2017]	14,7 à 19,5	NA	NA	
Angles (°)	MP	Thomas et al. [2006]	4,1 ± 5,4	8,2 ± 6,7	5,8 ± 7,1	
	Sol	Kapandji [2006]	-13,2 à 21,7	-11,2 à 25,2	-12,1 à 28,3	
Surfaces (mm ²)	Total	Tête	Largey et al. [2007]	15	10	8
			Griffin and Richmond [2005]	NA	NA	NA
		Diaphyse	Largey et al. [2007]	103 ± 24	71 ± 28	81 ± 15
			Muehleman et al. [2000]	15,5 ± 1,5	14,7 ± 1,3	14,1 ± 1,0
		Base	Largey et al. [2007]	39 ± 8,1	35,3 ± 8,7	38,2 ± 10,0
			Muehleman et al. [2000]	24,7 à 68	21,7 à 63,2	19,4 à 74,1
	Cortical	Tête	Largey et al. [2007]	42 ± 11	44 ± 13	49 ± 10
			Muehleman et al. [2000]	33 à 58	28 à 62	33 à 61
		Diaphyse	Largey et al. [2007]	55,6 ± 16,1	NA	NA
			Muehleman et al. [2000]	28,3 à 91,4	NA	NA
		Base	Largey et al. [2007]	160 ± 33	148 ± 30	133 ± 27
			Muehleman et al. [2000]	111 à 207	95 à 185	93 à 168
Base	Largey et al. [2007]	NA	NA	NA		
	Muehleman et al. [2000]	NA	NA	NA		

TABLE I.2 – Mesures des métatarsiens d'après la littérature

2 Mesures sur radiographies dorsoplantaires en charge

2.1 Protocole de l'étude

2.1.a Description des données

Pour cette étude, nous avons utilisé des radiographies dorsoplantaires en charge provenant d'une base de données de patients de la clinique Saint-Charles à Lyon, incluant des patients ayant des troubles ostéoarticulaires du pied. Pour être insérés dans cette étude, les patients devaient être âgés d'au moins 18 ans, avec une bonne qualité osseuse et n'avoir subi aucune chirurgie des articulations MTP. Ces critères ont été définis pour garantir une cohérence des résultats en sélectionnant des os matures n'ayant pas été transformés par une opération chirurgicale. Les clichés respectant ces critères ont été sélectionnés, anonymisés par un radiologue et envoyés au format JPEG. Ces clichés ont ensuite été intégrés dans SolidWorks édition 2016 (Dassault Systèmes) pour réaliser les mesures.

Pour la réalisation de ce type d'étude, il est recommandé de prévoir un échantillon suffisamment grand de manière à être représentatif de la population. Pour cela, nous avons déterminé la taille minimale de l'échantillon grâce à la loi statistique ci-dessous :

$$T_{\text{échantillon}} = \frac{z^2 \times p(1-p)}{1 + \frac{z^2 \times p(1-p)}{e^2 N}} \approx 385 \text{ pieds} \quad (\text{I.1})$$

Avec :

- $T_{\text{échantillon}}$: la taille minimum de l'échantillon nécessaire ;
- z le z-score¹⁶ qui, pour un niveau de confiance de 95%¹⁷, est égal à 1.96 ;
- p la prévalence de la caractéristique étudiée dans la population fixée aléatoirement à 50%. Avec cette valeur, nous maximisons le facteur $p \times (1 - p)$;
- e la marge d'erreur¹⁸ fixée à 5% ;
- N la taille de la population estimée à 60 millions de personnes (population en France) soit 120 millions de pieds.

Un échantillon d'au moins 385 pieds est donc nécessaire pour obtenir des mesures représentatives de la population française avec un niveau de confiance de 95%. Néanmoins, la base de données de troubles ostéoarticulaires ne contenait que 68 patients respectant les critères d'inclusion. Les données mesurées ne sont donc pas représentatives de la population mais nous donneront une approximation acceptable des valeurs recherchées pour la conception de la prothèse.

2.1.b Réalisation des mesures

Avant de débiter les mesures sur les clichés radiographiques, nous avons collecté les données suivantes :

- l'âge du patient ;
- le sexe du patient ;

16. représente le nombre d'écart-types qui se trouve au-dessus ou en-dessous de la moyenne de la population

17. la probabilité que le paramètre mesuré a de se trouver dans un intervalle de confiance

18. différence entre le résultat obtenu à partir d'un échantillon et le résultat de la population totale

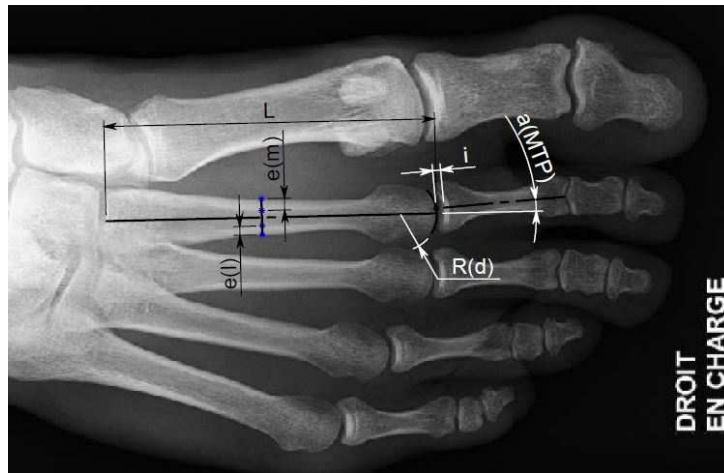


FIG. I.13 – Mesures effectuées sur les radiographies dorsoplantaires

- la latéralité du pied soumis à la série des mesures (droit ou gauche).

Ces données nous permettront de comparer l'échantillon sélectionné avec la population totale étudiée qui comprend 51.55% de femmes (INSEE [2017]) avec un âge médian de 38.5 ans pour les hommes et de 41.3 ans pour les femmes. De plus, elles nous permettront d'étudier l'impact de plusieurs facteurs morphologiques sur les dimensions des métatarsiens.

Comme énoncé précédemment, l'utilisation de radiographies pour la réalisation d'études de mesures ne permet pas d'obtenir de valeurs dans le plan sagittal. Nous avons donc mesuré les données suivantes (fig. I.13), conformément aux paramètres importants définis dans la section 1.3.a :

- la longueur des métatarsiens (L) mesurée comme la distance entre les limites distale et proximale sur l'axe osseux ;
- le rayon des têtes métatarsiennes (R_d) obtenu à partir de trois points (pour définir un cercle) sur la limite distale des métatarsiens ;
- l'espace interarticulaire (i) entre la limite distale du métatarsien et la limite proximale de la phalange proximale définie sur leur axe ;
- les épaisseurs de corticale médiale et latérale (e_m et e_l) définies comme les plus épaisses zones claires sur un segment perpendiculaire à l'axe osseux ;
- l'angle entre l'axe du métatarsien et de la phalange proximale (α_{MTP}).

Avant de commencer les mesures, nous avons tracé l'axe des métatarsiens. Pour cela, nous avons tout d'abord tracé deux segments délimitant les épiphyses de la diaphyse. L'axe est alors défini comme la ligne passant par le milieu de ces deux segments (fig. I.14).

2.1.c Analyse statistique

Une analyse statistique a été réalisée avec Matlab R2015a (MathWorks). Nous avons commencé par réaliser une analyse statistique descriptive avec le calcul de la moyenne, de l'écart-type, de la médiane, de l'étendue, et de la variance pour présenter les résultats obtenus. Les valeurs pour les différents métatarsiens ont été comparées statistiquement avec un test de comparaison

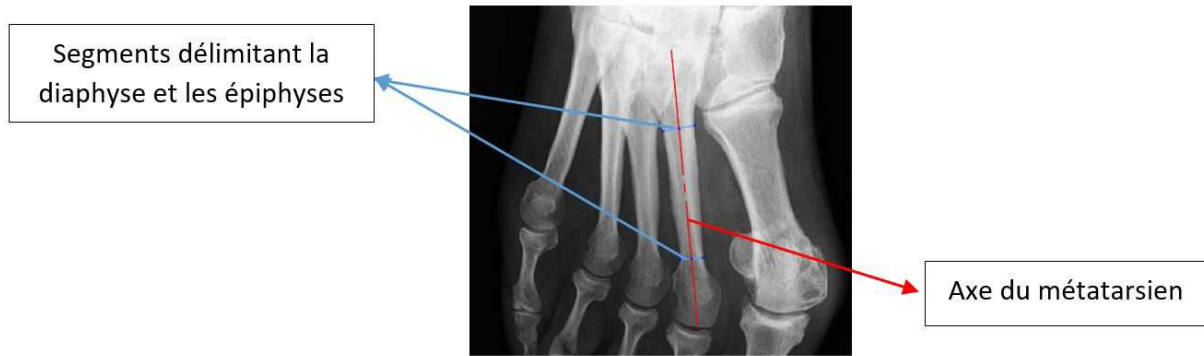


FIG. I.14 – Détermination de l'axe des métatarsiens

de Student¹⁹ avec un seuil de significativité²⁰ de 5%. Nous avons ensuite calculé la matrice de corrélation entre toutes les données mesurées précédemment : l'âge, le sexe et le pied. Les corrélations ainsi obtenues sont considérées comme fortes pour un coefficient supérieur à $|0.9|$ et moyennes pour un coefficient supérieur à $|0.75|$ et inférieur à $|0.9|$. Pour finir, nous avons étudié la précision des mesures en réalisant trois fois toutes les mesures sur quatre pieds sélectionnés aléatoirement dans l'échantillon. Les données ont alors été traitées par une analyse de variance à une dimension²¹ avec un seuil de significativité de 5% pour déterminer les coefficients de corrélations intra-classes²² (ICC). La précision des mesures est considérée comme excellente pour des ICC supérieurs à 0.9, bonne pour des ICC compris entre 0.75 et 0.9, moyenne pour des ICC compris entre 0.5 et 0.75 et faible sinon.

2.2 Résultats de l'étude

2.2.a Valeurs obtenues

L'échantillon obtenu est composé de 102 radiographies provenant de 68 patients (dont 85.3% sont des femmes) avec un âge moyen de 57.25 ± 14.86 ans (de 18 à 81 ans). Parmi ces 102 radiographies, 70.59% représentent des pieds gauches. Les résultats sont regroupés en table I.3.

La longueur moyenne des métatarsiens est de 74.59 ± 5.84 mm (de 62.13 à 90.30 mm) pour le 2^e métatarsien, décroissant graduellement jusqu'à 71.41 ± 5.96 mm (de 57.93 à 88.68 mm) pour le 3^e métatarsien et augmentant légèrement jusqu'à 71.57 ± 5.49 mm (de 59.65 à 90.62 mm) pour le 4^e métatarsien. Le 2^e métatarsien est statistiquement plus grand que le 3^e et le 4^e ($p < 0.05$). Le 3^e métatarsien est statistiquement équivalent au 4^e ($p > 0.05$). Pour finir, la moyenne et la gamme de longueur obtenue dans cette étude sont équivalentes à celles définies dans la littérature (table I.3).

Le rayon moyen des têtes est de 10.22 ± 2.05 mm (de 6.45 à 16.46 mm) pour le 2^e métatarsien, décroissant graduellement jusqu'à 6.6 ± 0.81 mm (de 5.12 à 8.66 mm) pour le 4^e métatarsien.

19. test de comparaison de moyennes réalisé à partir de deux échantillons indépendants et/ou appariés, les résultats de ce test seront définis grâce à la valeur p qui est la probabilité d'obtenir la même valeur au test statistique en cas d'égalité statistique des moyennes

20. définit le pourcentage de chance que le résultat obtenu soit obtenu par hasard

21. test statistique qui permet d'étudier la dépendance entre une ou plusieurs variables

22. Coefficient permettant de mesurer l'homogénéité des observations au sein des plusieurs classes

Le rayon du 2^e métatarsien est statistiquement plus grand que celui du 3^e et du 4^e ($p < 0.05$). De plus, le rayon du 3^e métatarsien est statistiquement plus grand que celui du 4^e métatarsien ($p < 0.05$). La valeur moyenne de rayon dorsal du 2^e métatarsien est comprise dans les valeurs mesurées (étendue très large) par [Jacob \[1989\]](#). La valeur minimale de ce rayon est légèrement inférieure à la valeur minimale de [Jacob \[1989\]](#). Néanmoins, cette dernière a été réalisée sur un 2^e métatarsien provenant d'une pièce cadavérique. Les mesures de rayon ont été réalisées grâce à la méthode des franges de Moiré permettant de cartographier précisément la surface de la tête (fig. I.15). Les valeurs mesurées ayant été obtenues à partir d'une seule pièce cadavérique, nous pouvons considérer qu'elle n'est pas représentative de la population. À notre connaissance, notre étude est la première mesurant les valeurs du rayon dorsal des 3^e et 4^e métatarsiens.

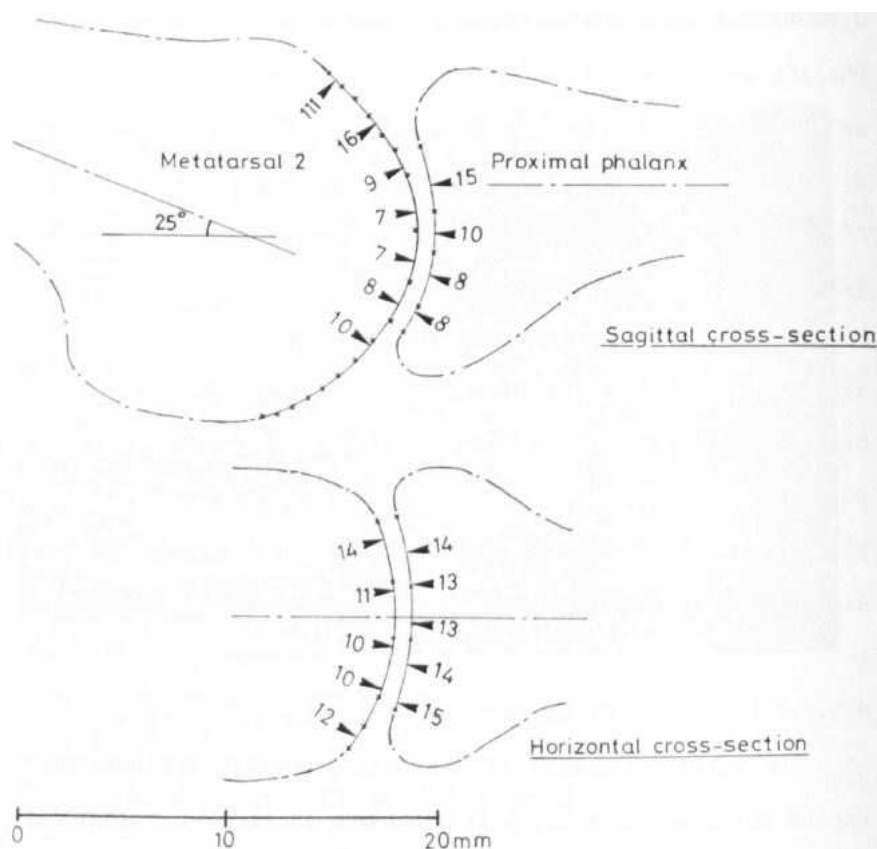


FIG. I.15 – Rayons des têtes métatarsiennes mesurés par [Jacob \[1989\]](#)

L'espace interarticulaire moyen entre la tête métatarsienne et la phalange proximale du 2^e rayon est de 2.15 ± 0.39 mm (de 0.86 à 3.18 mm), décroissant graduellement jusqu'à 1.80 ± 0.33 mm (de 0.57 à 2.67 mm) pour le 4^e rayon. L'espace interarticulaire du 2^e rayon est statistiquement plus grand que celui du 3^e et 4^e rayon ($p < 0.05$). Cette valeur a été mesurée pour remplacer les valeurs inaccessibles en vue sagittale (le rayon des têtes notamment) afin d'avoir une information sur le contact entre tête métatarsienne et phalange proximale avant implantation de la prothèse. Elle donne, en effet, une approximation de l'épaisseur de cartilage articulaire au niveau de cette articulation.

L'épaisseur d'os cortical moyenne est égale à 2.93 ± 0.66 mm (de 1.36 à 4.90 mm) pour le 2^e

	L (mm)	R (mm)	i (mm)	e^m (mm)	e^l (mm)	α (°)
2 ^e rayon						
Moyenne	74,59	10,22	2,15	2,93	2,1	187,81
Médiane	73,96	9,65	2,19	2,87	2,07	186,38
Étendue	28,17	10,01	2,32	3,54	2,74	57,35
Variance	34,05	4,18	0,15	0,43	0,25	81,04
Écart-type	5,84	2,05	0,39	0,66	0,50	9,0
3 ^e rayon						
Moyenne	71,41	7,28	1,87	2,42	1,62	191,41
Médiane	70,47	7,28	1,87	2,37	1,63	191,52
Étendue	30,75	5,27	1,91	3,93	1,68	47,32
Variance	35,57	1,11	0,11	0,35	0,11	86,00
Écart-type	5,96	1,05	0,33	0,59	0,33	9,27
4 ^e rayon						
Moyenne	71,57	6,60	1,80	2,17	1,54	188,59
Médiane	70,81	6,47	1,78	2,07	1,51	188,10
Étendue	30,97	3,54	2,1	2,97	1,70	56,76
Variance	30,12	0,66	0,11	0,29	0,12	92,08
Écart-type	5,49	0,81	0,33	0,54	0,34	9,60

TABLE I.3 – Résultats de l'étude de mesures sur radiographies

rayon en médial et de 2.10 ± 0.50 mm (de 0.91 à 3.65 mm) en latéral, décroissant graduellement jusqu'à 2.17 ± 0.54 mm (de 1.01 à 4.94 mm) et 1.54 ± 0.34 mm (de 0.79 à 2.49 mm) respectivement pour le 4^e rayon. Les épaisseurs d'os cortical médiales sont, pour chaque rayon, statistiquement supérieures aux épaisseurs latérales ($p < 0.05$). Les épaisseurs médiale et latérale du 2^e rayon sont statistiquement supérieures à celles du 3^e et du 4^e rayon ($p < 0.05$). Enfin, les épaisseurs médiale et latérale du 3^e métatarsien sont statistiquement supérieures aux épaisseurs du 4^e rayon ($p < 0.05$). Bien que ces valeurs ne permettent pas de décrire précisément la distribution de densité (os cortical / os spongieux) sur tout le métatarsien, elle permet d'en donner une première approximation qui sera précisée lors de l'étude avec les données tomодensitométriques.

Pour finir, l'angle moyen entre l'axe du métatarsien et celui de la phalange proximale est de $187.81^\circ \pm 9.0^\circ$ (de 160.41° à 217.76°) pour le 2^e rayon, augmentant jusqu'à $191.41^\circ \pm 9.28^\circ$ (de 171.91° à 219.23°) pour le 3^e rayon et décroissant ensuite jusqu'à $162.84^\circ \pm 9.60^\circ$ (de 162.84° à 219.60°) pour le 4^e rayon. L'angle du 2^e rayon est statistiquement plus grand que celui du 3^e rayon et du 4^e rayon ($p < 0.05$). Pour finir, l'angle du 3^e rayon est statistiquement supérieur à celui du 4^e rayon. Les angles moyens obtenus dans cette étude sont équivalents à ceux décrits par [Thomas et al. \[2006\]](#), bien que toujours supérieurs. L'étendue des valeurs mesurées dans cette étude est plus importante que celle décrite par [Thomas et al. \[2006\]](#).

2.2.b Analyse statistique

L'étude de la matrice de corrélation obtenue après la réalisation des mesures (cf. table [I.5](#)) nous a montré l'existence de trois corrélations fortes ($|r| > 0.90$) et une corrélation moyenne

($|r| \in [0.75; 0.9]$). Les corrélations fortes ont été obtenues entre la longueur du 2^e et du 3^e métatarsien ($r = 0.93$), entre la longueur du 2^e et du 4^e métatarsien ($r = 0.93$) et entre la longueur du 3^e et du 4^e métatarsien ($r = 0.95$). Il semble qu'il existe une dépendance entre les longueurs des métatarsiens mesurées. Compte tenu de la taille de l'échantillon, ces résultats devront être confirmés par d'autres séries de mesures. Pour finir, une corrélation moyenne est obtenue entre les angles formés par les axes du métatarsien et de la phalange proximale des 3^e et 4^e rayons. À notre connaissance, cette étude est la première démontrant cette corrélation. De même que pour les corrélations fortes, cette corrélation devra être validée par d'autres séries de mesures.

D'autre part, l'étude de répétabilité, dont les résultats sont synthétisés en table I.4, a montré que, pour toutes les valeurs mesurées, nous obtenons une bonne ou une excellente répétabilité ($ICC > 0.75$). Toutes les valeurs d'ICC, excepté l'angle entre l'axe du métatarsien et de la phalange proximale pour le 4^e rayon, sont supérieures à 0.90. La méthode de mesure mise en place pour cette étude semble donc parfaitement adaptée pour la réalisation de mesures dédiées à l'anatomie des métatarsiens.

	L	R	i	e^m	e^l	α
2 ^e	0.986	0.921	0.935	0.945	0.937	0.912
3 ^e	0.991	0.916	0.942	0.939	0.951	0.901
4 ^e	0.984	0.923	0.926	0.943	0.939	0.891

TABLE I.4 – Coefficients ICC pour l'étude de mesures sur radiographies

Pour conclure, bien que partielle, cette étude offre une première approximation des paramètres caractéristiques de l'anatomie de l'avant-pied. Plusieurs limitations existent néanmoins dans cette étude : le nombre de radiographies utilisé, bien que plus important que dans certaines études de la littérature (Jacob [1989] and Steel et al. [1980]), n'est pas suffisant pour obtenir des valeurs représentatives de la population. De plus, l'échantillon n'est pas représentatif de la population, notamment concernant la proportion de femmes plus importante dans notre étude que dans la population (85.3% de femmes dans cette étude contre 51.55% dans la population). Cette proportion importante de femmes peut néanmoins être expliquée par le fait que les troubles ostéoarticulaires de l'avant-pied les touchent principalement. Il est par conséquent logique de retrouver cette asymétrie dans la base de données de la clinique. Pour compléter cette première étude et pallier les valeurs manquantes, notamment dans le plan sagittal, nous allons maintenant décrire l'étude de mesures réalisée sur des données tomодensitométriques.

	Sexe	Âge	pied	L2	R2	i2	e_m^2	e_l^2	α_2	L3	R3	i3	e_m^3	e_l^3	α_3	L4	R4	i4	e_m^4	e_l^4	α_4
Sexe	1	-0.06	0.57	0.30	0.14	0.07	0.26	0.29	0.06	0.26	0.05	0.02	0.23	0.18	0.03	0.27	0.14	-0.18	0.21	-0.03	-0.05
Âge		1	-0.01	-0.05	0.02	-0.13	-0.02	-0.20	0.13	-0.05	0.04	-0.12	0.20	-0.15	0.15	-0.06	0.15	0.01	0.02	-0.07	0.10
pied			1	-0.05	0.02	-0.04	0.03	-0.05	0.10	-0.08	-0.02	-0.12	0.04	-0.16	-0.01	-0.05	0.01	-0.11	-0.07	-0.24	0.03
L2				1	0.11	0.18	0.48	0.42	0.03	0.93	0.26	0.11	0.47	0.50	-0.08	0.93	0.28	0.08	0.45	0.33	-0.12
R2					1	0.32	0.04	0.16	0.04	0.11	0.56	0.20	0.00	0.12	-0.05	0.15	0.23	0.18	0.06	0.12	0.01
i2						1	0.22	0.16	0.14	0.18	0.23	0.52	0.20	0.12	-0.18	0.18	0.11	0.39	0.08	0.04	-0.09
e_m^2							1	0.47	0.14	0.44	0.18	0.06	0.64	0.47	0.04	0.45	0.17	0.00	0.51	0.33	0.03
e_l^2								1	-0.17	0.36	0.21	0.20	0.27	0.55	-0.15	0.36	0.12	0.00	0.31	0.33	-0.05
α_2									1	0.04	0.06	0.06	0.18	-0.05	0.69	-0.01	-0.04	0.21	0.12	-0.11	0.52
L3										1	0.27	0.08	0.46	0.47	-0.05	0.95	0.27	0.12	0.44	0.38	-0.10
R3											1	0.31	0.21	0.27	-0.14	0.32	0.50	0.21	0.15	0.17	-0.12
i3												1	0.02	0.27	-0.03	0.12	0.18	0.62	0.03	0.08	0.06
e_m^3													1	0.39	0.08	0.43	0.21	-0.03	0.67	0.36	0.05
e_l^3														1	-0.09	0.48	0.17	0.10	0.31	0.52	-0.07
α_3															1	-0.10	-0.02	0.10	0.15	0.06	0.80
L4																1	0.33	0.10	0.44	0.37	-0.17
R4																	1	0.21	0.16	0.08	-0.06
i4																		1	-0.12	0.01	0.20
e_m^4																			1	0.35	0.09
e_l^4																				1	0.04
α_4																					1

TABLE I.5 – Matrice de corrélation de l'étude de mesures sur radiographies

3 Mesures sur données tomodensitométriques

3.1 Protocole de l'étude

3.1.a Description des données

Les mesures ont été réalisées par un seul opérateur sur des données tomodensitométriques du pied issues d'une base de données dédiée aux troubles vasculaires du département radiologie de la clinique Saint-Charles à Lyon. Ces données ont été réalisées pour déceler des pathologies et n'ont donc aucun lien avec cette étude. Les données des patients ayant subi une chirurgie de l'avant-pied ou avec des traumatismes sont exclues. De même que dans le cas de l'étude de mesures sur des radiographies, un échantillon de 385 données est nécessaire pour obtenir des valeurs représentatives de la population. Malheureusement, la base de données n'en contient que 28, dont seulement 20 respectent les critères d'inclusion provenant de 17 patients avec un âge moyen de 44.35 ± 15.75 ans. L'échantillon considéré ne permet donc pas une représentativité complète de la population mais fournit déjà de premiers éléments.

3.1.b Réalisation des mesures

Comme lors de l'étude de mesures sur les clichés radiographiques du paragraphe précédent, nous avons collecté les données suivantes :

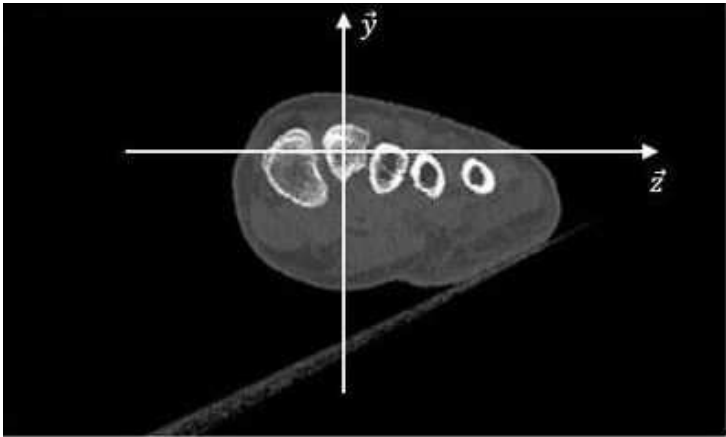
- l'âge du patient ;
- le sexe du patient ;
- la latéralité du pied (droit ou gauche).

Nous avons également collecté la taille des pixels et l'espace entre images qui, comme nous le verrons par la suite, permettent de traiter les données brutes et de sélectionner les images nécessaires.

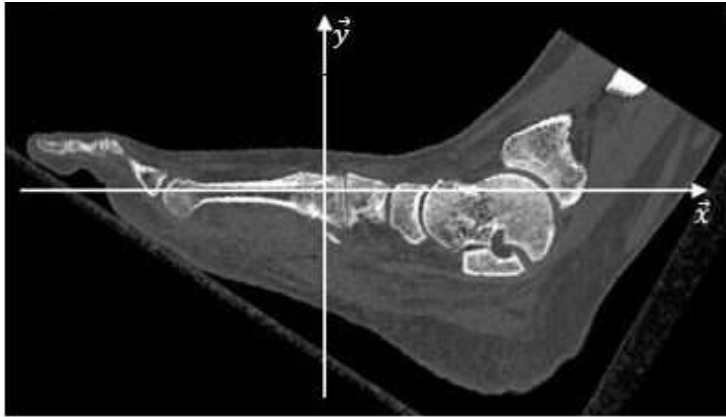
Toutes les mesures ont été réalisées sur chaque métatarsien avec des images obtenues dans un repère spécifique à l'os considéré. Pour transformer les images issues du fichier natif vers un repère spécifique, nous utilisons l'outil de Reconstruction Multi-Planaire (RMP) d'Onis 2.6 (Digitalcore Co., Ltd), qui permet d'obtenir des images dans n'importe quel plan de l'espace. Le repère de référence est défini par les éléments suivants (fig. I.16) : l'axe \vec{x} (figs I.16b et I.16c) est approximativement choisi dans l'axe du métatarsien ; l'axe \vec{y} (figs I.16a et I.16b) est défini comme la direction maximale d'inertie de la base métatarsienne ; et l'axe \vec{z} (figs I.16a et I.16c) est alors défini comme l'axe orthogonal aux deux axes précédents de manière à créer un repère direct.

Les données mesurées sont classées en deux catégories : les mesures linéaires et les mesures d'aires osseuses. Dans les mesures linéaires, nous avons inclus les valeurs définies dans le paragraphe 1.3.a, mesurées comme suit (fig. I.8) :

- la longueur des métatarsiens (L) correspondant à la distance entre les limites distale et proximale mesurée sur l'axe osseux ;
- le rayon des têtes (R_s et R_d) défini à partir de trois points sur la limite distale des métatarsiens ;
- l'épaisseur de la tête ($E_{tête,sagittal}$ et $E_{tête,dorsal}$) définie comme la plus grande dimension médiolatérale (dans le plan dorsal) et dorsoplantaire (dans le plan sagittal) de



(a) Image en vue orthogonale



(b) Image en vue sagittale



(c) Image en vue dorsale

FIG. I.16 – Définition du repère de référence

- la tête métatarsienne mesurée sur un segment perpendiculaire à l'axe du métatarsien ;
- l'épaisseur de la diaphyse ($E_{\text{diaphyse,sagittal}}$ et $E_{\text{diaphyse,dorsal}}$) définie comme la plus petite dimension médiolatérale (dans le plan dorsal) et dorsoplantaire (dans le plan sagittal), mesurée sur des segments perpendiculaires à l'axe du métatarsien ;
- l'épaisseur de la base ($E_{\text{base,sagittal}}$ et $E_{\text{base,dorsal}}$) définie comme la plus grande dimension médiolatérale (dans le plan dorsal) et dorsoplantaire (dans le plan sagittal), mesurée sur des segments perpendiculaires à l'axe du métatarsien.

Pour mesurer ces paramètres, pour chaque métatarsien, deux images sont utilisées : la première dans un plan sagittal définie comme l'image obtenue dans le plan \vec{x}, \vec{y} (fig. I.16b) ; la deuxième dans un plan dorsal définie comme l'image obtenue dans le plan \vec{x}, \vec{z} (fig. I.16c). Ces images sont ensuite intégrées sous SolidWorks pour la réalisation des mesures.

Concernant les mesures d'aires osseuses, nous avons déterminé la section transverse à 10%, 25%, 40%, 50%, 60%, 75% et 90% de la longueur des métatarsiens. 0% désigne l'extrémité de la tête métatarsienne (fig. I.10, pour un 2^e métatarsien à 50% de la longueur). Ces données permettent d'obtenir une bonne approximation de la distribution de densité sur les métatarsiens. Ces mesures nécessitent sept images parallèles au plan \vec{y}, \vec{z} (fig. I.16a) déterminées à partir de la longueur du métatarsien mesurée précédemment, de la portion considérée, de l'espace entre images et de la position de l'image correspondant à l'extrémité distale du métatarsien. Ces mesures ont été réalisées avec une subroutine Matlab R2015a (MathWorks) développée pour mesurer l'aire d'os cortical et l'aire d'os totale (fig. I.17). Les images précédemment récupérées sont téléchargées dans Matlab au format JPEG, binarisées²³ et contourées grâce à l'algorithme « Marching squares » implémenté dans la fonction *imcontour* de Matlab. Les coordonnées d'un pixel dans la zone d'os spongieux et dans la zone d'os cortical sont alors récupérées pour calculer l'aire des contours grâce à la fonction *area*.

3.1.c Analyse statistique

Une analyse statistique a été réalisée avec Matlab. Comme pour les mesures sur radiographies dorsoplantaires, nous avons commencé par réaliser une analyse statistique descriptive pour calculer la moyenne, la médiane, l'étendue, la variance et l'écart-type. Les valeurs mesurées pour les différents métatarsiens sont comparées statistiquement avec un test de comparaison apparié avec un seuil de signficativité de 5%. Nous avons ensuite calculé les coefficients de corrélations entre les différentes variables mesurées précédemment. Comme pour les mesures sur radiographies, les corrélations ont été considérées comme bonnes pour un coefficient supérieur à 0.9 et comme moyennes pour un coefficient supérieur à 0.75.

De plus, nous avons étudié la précision des mesures et l'impact de la sélection des images sur les résultats afin de déterminer l'erreur de mesure et le choix des images par RMP dans Onis. Pour cela, nous avons mesuré trois fois toutes les valeurs pour quatre métatarsiens différents sélectionnés aléatoirement. Concernant l'impact de la sélection des images sur les mesures, nous avons réalisé les mesures sur de nouvelles images obtenues après une RMP réalisée au moins 12h après la précédente. Les données ont alors été traitées par une analyse de variance avec un seuil de significativité de 5% pour déterminer les coefficients ICC. Comme précédemment, la

23. Passage d'une image en niveau de gris exemple (de 0 à 255 pour une image en 8 bits) à une image binaire (0 ou 1) en fonction d'une valeur seuil choisie pour différencier l'os cortical des autres types de tissus

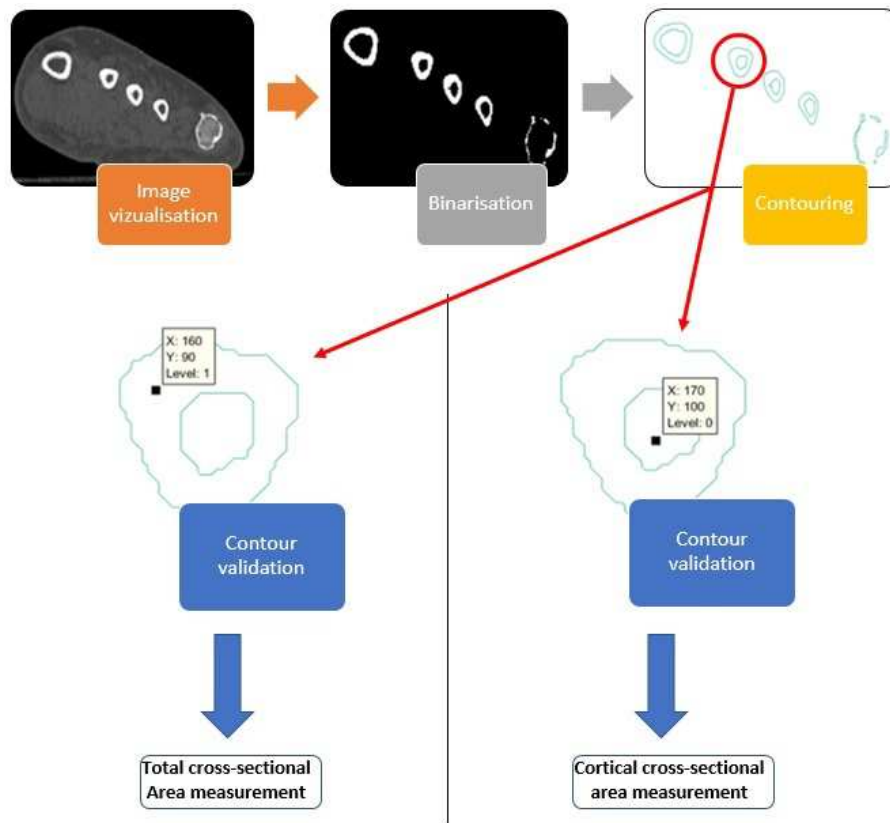


FIG. I.17 – Subroutine Matlab pour la mesure de l'aire osseuse

précision des mesures a été considérée comme excellente pour des coefficients supérieurs à 0.9, bonne pour des ICC compris entre 0.75 et 0.9, moyenne pour des ICC compris entre 0.5 et 0.75 et faible en deçà.

3.2 Résultats de l'étude

3.2.a Valeurs obtenues

Les valeurs moyennes obtenues sont regroupées en table I.6. La longueur moyenne du 2^e métatarsien est la plus importante avec $75,48 \pm 4,99$ mm et décroît graduellement jusqu'au 4^e métatarsien avec $70,64 \pm 5,11$ mm. La longueur du 2^e métatarsien est statistiquement plus grande que les 3^e et 4^e métatarsiens ($p < 0.05$) et celles des 3^e et 4^e métatarsien étaient statistiquement équivalentes ($p > 0.05$). De plus, il n'y a aucune différence statistique entre les mesures de longueur dans les plans sagittal et dorsal pour chaque rayon ($p > 0.05$). Les valeurs moyennes et les étendues de longueurs obtenues pour cette étude sont équivalentes à celles obtenues dans la littérature scientifique (Steel et al. [1980], Griffin and Richmond [2005], Largey et al. [2007] et Muehleman et al. [2000]).

Le plus grand rayon en vues sagittale et dorsale est obtenu pour le 2^e métatarsien avec $8,12 \pm 0,54$ mm et $10,10 \pm 2,11$ mm respectivement, et décroît graduellement jusqu'au 4^e rayon avec $7,82 \pm 0,98$ mm et $7,54 \pm 1,41$ mm. Le rayon du 2^e métatarsien est statistiquement plus grand que celui des 3^e et 4^e ($p < 0.05$), qui sont statistiquement équivalents ($p > 0.05$). Les

valeurs moyennes de rayons obtenues pour le 2^e rayon sont incluses dans la gamme décrite par [Jacob \[1989\]](#) en vues dorsale et sagittale. Comme pour l'étude de mesures sur les radiographies dorsoplantaires, l'étendue décrite dans cette étude est plus petite que celle de [Jacob \[1989\]](#).

L'épaisseur de la tête en vue sagittale décroît graduellement du 2^e métatarsien ($15,80 \pm 1,63$ mm) au 4^e ($14,41 \pm 1,46$ mm). En vue dorsale, les valeurs décroissent de $11,15 \pm 0,96$ mm pour le 2^e métatarsien à $10,33 \pm 1,01$ mm pour le 3^e et augmentent ensuite jusqu'à $10,66 \pm 1,03$ mm pour le 4^e métatarsien. L'épaisseur de la tête est significativement plus grande pour le 2^e rayon que pour les 3^e et 4^e ($p < 0.05$), qui sont statistiquement équivalentes ($p > 0.05$) dans le plan sagittal et dans le plan dorsal. Les valeurs moyennes et les gammes décrites dans cette étude sont équivalentes à celles de la littérature ([Muehleman et al. \[2000\]](#) et [Fraser et al. \[2017\]](#)).

De même que pour l'épaisseur de la tête, l'épaisseur de la diaphyse en vue sagittale décroît graduellement du 2^e rayon ($8,70 \pm 1,16$ mm) au 4^e rayon ($7,90 \pm 0,94$ mm). En vue dorsale, les valeurs décroissent de $7,12 \pm 0,89$ mm pour le 2^e rayon à $6,44 \pm 0,73$ mm pour le 3^e et augmentent ensuite jusqu'à $6,89 \pm 0,76$ mm pour le 4^e rayon. Dans le plan sagittal, l'épaisseur de la diaphyse est statistiquement plus importante pour le 2^e métatarsien que pour le 3^e ($p < 0.05$), qui est statistiquement plus grande que pour le 4^e ($p < 0.05$). Dans le plan dorsal, le 3^e métatarsien est statistiquement plus petit que les 2^e et 4^e ($p < 0.05$). Les valeurs obtenues sont conformes aux valeurs de la littérature ([Muehleman et al. \[2000\]](#) et [Fraser et al. \[2017\]](#)).

L'épaisseur de la base décroît graduellement de $21,46 \pm 2,26$ mm pour le 2^e métatarsien à $18,89 \pm 1,87$ mm pour le 4^e dans le plan sagittal. Dans le plan dorsal, les valeurs décroissent de $14,62 \pm 1,56$ mm pour le 2^e à $12,74 \pm 1,17$ mm pour le 3^e et augmentent jusqu'à $13,37 \pm 1,75$ mm pour le 4^e rayon. Le 2^e métatarsien est statistiquement plus grand que le 3^e ($p < 0.05$) qui est statistiquement plus grand que le 4^e métatarsien ($p < 0.05$) dans le plan sagittal. Dans le plan dorsal, le 3^e métatarsien est statistiquement plus petit que les deux autres ($p < 0.05$). Les valeurs obtenues pour le 2^e rayon sont conformes à celles de la littérature ([Muehleman et al. \[2000\]](#)) bien que les valeurs de cette étude en vue sagittale soient légèrement plus faibles. À notre connaissance, cette étude est la première à décrire l'épaisseur de la base en vues sagittale et dorsale.

Enfin, concernant les aires d'os cortical et spongieux (cf. fig. [I.18](#)), nous avons observé qu'il n'y avait pas d'os cortical à 10% et à 90% de la longueur, soit au niveau de la tête et de la base des métatarsiens. La section totale la plus petite est comprise entre 25% et 40% de la longueur (54.303 ± 12.51 mm² à 40%, 50.98 ± 10.38 mm² à 40% et 54.61 ± 9.05 mm² pour le 2^e, 3^e et 4^e rayon respectivement). L'aire osseuse totale est statistiquement plus grande pour la base du métatarsien ($p < 0.05$). L'aire osseuse totale à 25% est statistiquement équivalente à l'aire à 40%. Les aires osseuses totales à 25% et à 40% sont statistiquement plus petites que les aires osseuses totales à 10%, 50%, 60%, 75% et 90%. Pour les aires d'os cortical, la valeur à 25% est statistiquement la plus faible et celle à 75% est statistiquement la plus grande. Toutes les valeurs de cette étude sont supérieures aux valeurs décrites dans la littérature ([Largey et al. \[2007\]](#), [Griffin and Richmond \[2005\]](#) and [Muehleman et al. \[2000\]](#)). Ces différences peuvent être expliquées par le fait que la subroutine développée pour mesurer l'aire osseuse dans cette étude nécessitait une valeur seuil permettant de différencier l'os des tissus mous. Pour chaque métatarsien, cette valeur est déterminée après des observations sur les images. L'impact de ce

	L	R_s	R_d	$E_{t,s}$	$E_{t,d}$	$E_{d,s}$	$E_{d,d}$	$E_{b,s}$	$E_{b,d}$
2 ^e rayon									
Moyenne	75,48	8.12	10.10	15.80	11.15	8.70	7.12	21.46	14.62
Médiane	74.43	7.93	9.45	15.29	11.28	8.66	7.01	21.39	14.50
Étendue	17.13	1.94	8.32	6.64	4.03	4.62	2.92	7.45	6.11
Variance	24,94	0.29	4.43	2.65	0.92	1.34	0.78	5.09	2.44
Écart-type	4.99	0.54	2.11	1.63	0.96	1.16	0.89	2.26	1.56
3 ^e rayon									
Moyenne	71.81	7.92	8.01	14.92	10.33	7.97	6.44	20.28	12.74
Médiane	72.96	7.77	7.74	15.19	10.47	8.02	6.52	19.77	12.50
Étendue	16.49	3.10	5.93	4.31	3.99	4.74	2.88	11.58	4.09
Variance	21.98	0.65	1.84	1.81	1.02	1.13	0.53	7.93	1.37
Écart-type	4.69	0.81	1.36	1.34	1.01	1.06	0.73	2.82	1.17
4 ^e rayon									
Moyenne	70.64	7.82	7.54	14.41	10.66	7.90	6.89	18.89	13.37
Médiane	70.89	7.83	7.68	14.43	10.68	8.08	6.81	19.19	12.58
Étendue	16.49	3.23	5.78	5.36	3.96	3.11	2.73	7.42	6.57
Variance	26.08	0.96	2.00	2.13	1.06	0.88	0.57	3.48	3.08
Écart-type	5.11	0.98	1.41	1.46	1.03	0.94	0.76	1.87	1.75

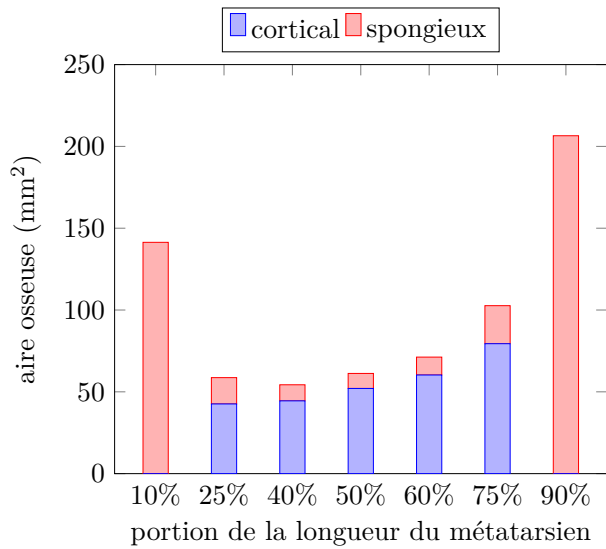
TABLE I.6 – Résultats des mesures linéaires (en mm) sur données tomодensitométriques

seuil n'a pas été étudié mais il est possible que cela se répercute sur les mesures.

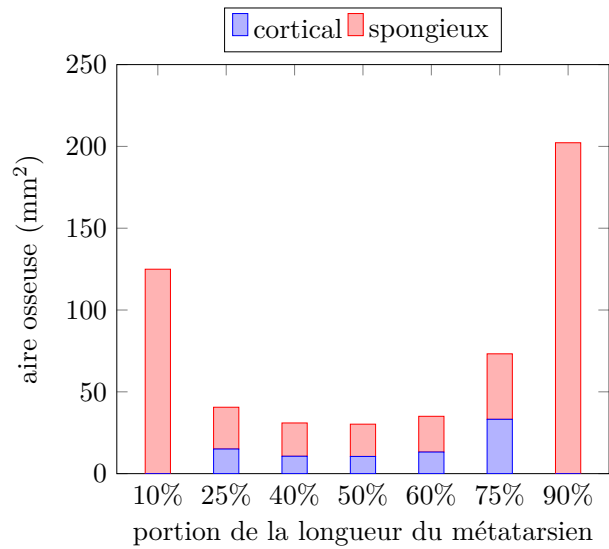
3.2.b Analyse statistique

Comme pour l'étude de mesures sur les données radiographiques, nous avons calculé la matrice de corrélation entre tous les paramètres mesurés (annexe B). Nous avons obtenu 16 corrélations fortes ($r > 0.9$) et 96 corrélations moyennes ($0.75 < r < 0.9$). Parmi les corrélations fortes, nous pouvons citer les longueurs des métatarsiens, toutes corrélées entre elles ($r = 0.96$ entre le 2^e et le 3^e, $r = 0.93$ entre le 2^e et le 4^e et $r = 0.97$ entre le 3^e et le 4^e métatarsien). Ces corrélations fortes sont cohérentes avec les résultats obtenus lors de l'étude de mesures sur les radiographies dorsoplantaires. Bien que le nombre de données traitées soit faible, nous pouvons raisonnablement supposer que ces corrélations sont retrouvées dans la population réelle. Évidemment, compte tenu de l'échantillon considéré ici, la validation complète de ces résultats nécessiterait d'autres études de mesures. Nous avons également constaté de nombreuses corrélations fortes entre les aires osseuses ($r = 0.98$ entre l'aire totale à 40% et à 50% de la longueur, $r = 0.99$ entre l'aire d'os corticale à 40% et à 50% de la longueur entre autres). Ces corrélations peuvent être expliquées par le fait que la morphologie des métatarsiens est approximativement la même. La dernière corrélation forte lie la longueur du 2^e métatarsien et l'épaisseur de la base du 4^e métatarsien en vue sagittale. Cette corrélation semble être un artefact de mesure dû à la petite taille de l'échantillon.

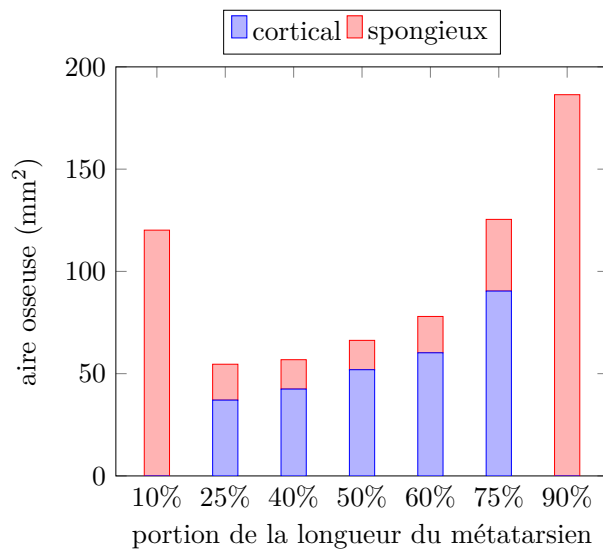
Parmi les corrélations moyennes, nous avons obtenu : 9 entre les longueurs et les épaisseurs ; 2 entre les rayons et les épaisseurs et les aires osseuses ; 23 entre les longueurs et les aires osseuses ;



(a) Aire osseuse pour le 2^e métatarsien



(b) Aire osseuse pour le 3^e métatarsien



(c) Aire osseuse pour le 4^e métatarsien

FIG. I.18 – Aires d'os cortical et d'os spongieux à différentes portions de longueur de l'os

26 entre les épaisseurs et les aires osseuses ; 28 entre les différentes aires osseuses ; 1 entre le sexe et la longueur et 1 entre le sexe et les aires osseuses. Évidemment, de nouvelles séries de mesures seront nécessaires pour confirmer ou infirmer ces corrélations. Toutefois, certaines corrélations semblent être dues à la taille de l'échantillon comme la corrélation entre le sexe et la longueur qui n'a pas été retrouvée dans l'étude de mesures sur les radiographies.

La table I.7 présente les coefficients ICC obtenus pendant l'étude de précision des mesures. La première étude est réalisée sur les mêmes images que pour la réalisation des mesures, les ICC montrent que la précision des mesures est excellente avec des valeurs entre 0.97 et 1. Les plus grandes valeurs d'ICC ont été obtenues pour l'épaisseur de tête et de diaphyse en vue sagittale, pour la longueur et l'épaisseur de base en vue dorsale et pour toutes les aires d'os mesurées avec une subroutine Matlab. L'excellente répétabilité des valeurs pour les mesures d'aires osseuses peut être expliquée par le fait que la subroutine dépendait uniquement du seuil choisi pour différencier l'os des tissus mous. De manière générale, les différences de mesures sont comprises dans une gamme de plus ou moins un pixel. Enfin, l'étude de répétabilité avec des images différentes montre également d'excellents résultats avec des valeurs d'ICC comprises entre 0.95 et 1. La méthode de mesure mise en place pour cette étude semble donc parfaitement adaptée pour la réalisation de mesures de l'anatomie des métatarsiens.

Conclusion du chapitre

De manière à concevoir une prothèse de resurfaçage des articulations MTP adaptée à la zone anatomique et restaurant au mieux la mobilité articulaire, il est primordial d'étudier leurs formes, leurs dimensions et leur mobilité. Ce premier chapitre nous a permis, dans un premier temps, de décrire l'anatomie et la biomécanique de ces articulations à partir de la littérature. Néanmoins, les dimensions standards des métatarsiens n'ont pas pu être déterminées avec précision, nous avons donc fait le choix de réaliser deux études de mesures à partir de données médicales différentes : la première à partir de radiographies dorsoplantaires en charge ; la seconde à partir de données tomodensitométriques. Ces deux études ont été réalisées pour leur complémentarité. En effet, l'étude de mesures réalisée sur des radiographies a permis de réaliser des mesures linéaires et angulaires tandis que l'étude de mesures sur des données tomodensitométriques a permis de réaliser des mesures linéaires et d'aires osseuses. À notre connaissance, certaines dimensions mesurées n'ont jamais été définies auparavant, bien que toutes ces valeurs nous semblent indispensables pour la conception d'une prothèse anatomique. Ces résultats ont fait l'objet d'une publication dans un journal à comité de lecture pour combler ce manque d'informations et améliorer nos connaissances des articulations MTP (Couqueberg et al. [2017])

À partir des données définies dans ce chapitre, nous allons désormais décrire la conception de la prothèse de resurfaçage de Novastep. Nous définirons les pathologies pouvant être traitées par arthroplastie, les différents types de prothèses existantes et le développement de la prothèse, de la technique opératoire et des performances de l'implant.

		ICC	Mêmes images	Nouvelles images
Vue sagittale		Longueur	0,9997	0,9981
		Rayon	0,9927	0,97
		Ép. de tête	1	0,9859
		Ép. de diaphyse	1	0,9722
		Ép. de base	0,9986	0,9842
Vue dorsale		Longueur	1	0,9958
		Rayon	0,9782	0,9717
		Ép. de tête	0,9999	0,9909
		Ép. de diaphyse	0,9973	1
		Ép. de base	1	0,9985
Aire osseuse	e10	Aire totale	1	0,9917
		Aire cortical	NA	NA
	e25	Aire totale	1	0,9990
		Aire cortical	1	0,9896
	e40	Aire totale	1	0,9976
		Aire cortical	1	0,9944
	e50	Aire totale	1	0,9987
		Aire cortical	1	0,9952
	e60	Aire totale	1	0,9967
		Aire cortical	1	0,9878
	e75	Aire totale	1	0,9911
		Aire cortical	1	0,9887
	e90	Aire totale	1	0,9917
		Aire cortical	NA	NA

TABLE I.7 – Valeurs d'ICC (sans unité) avec les mêmes images et de nouvelles images

Chapitre II

Conception d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes

Sommaire

1	Pathologies des articulations MTP	37
1.1	Métatarsalgies d'origine biomécanique	37
1.1.a	Syndrome de la plaque plantaire	37
1.1.b	Orteils en griffe	38
1.2	Métatarsalgies localisées dans l'avant-pied	39
1.2.a	Maladie de Freiberg	39
1.2.b	Arthrose	40
1.3	Métatarsalgies systémiques	42
1.3.a	Polyarthrite rhumatoïde	42
1.3.b	Goutte	43
2	Solutions prothétiques existantes	44
2.1	Prothèses à charnière souple	44
2.2	Prothèses pour hémi-arthroplasties de la base de la phalange	45
2.3	Prothèses pour hémi-arthroplasties de la tête des métatarsiens	47
2.4	Prothèses pour arthroplasties totales	47
3	Développement d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes de No-vastep	48
3.1	Fonctions et performances souhaitées de la prothèse	48
3.2	Dimensionnement de l'implant	49
3.2.a	Tête de resurfaçage	49
3.2.b	Tige d'ancrage	51
3.2.c	Méthode d'assemblage de la prothèse	52
3.2.d	Technique opératoire	53
4	Étude des performances de la prothèse	54
4.1	Validation fonctionnelle des implants et de la technique opératoire	56
4.2	Essais de fatigue	58
4.2.a	Détermination des conditions des essais	58
4.2.b	Protocole des essais	59
4.2.c	Résultats des essais de fatigue	61

4.3	Essai d'assemblage et de retrait	61
4.3.a	Protocole des essais	63
4.3.b	Résultats des essais	64
4.4	Validation de la résistance à la corrosion sur les ressorts toriques	65
4.4.a	Protocole des essais	65
4.4.b	Résultats des essais	65
4.5	Validation de la dureté de l'alliage de Chrome-Cobalt utilisé pour les têtes de resurfaçage	66
4.5.a	Protocole des essais	66
4.5.b	Résultats des essais	67

Introduction

Le premier chapitre nous a permis de déterminer certains paramètres morphologiques et mécaniques à prendre en compte pour la conception d'une prothèse de resurfaçage des métatarsiens. Néanmoins, ces paramètres ne sont pas les seuls à devoir être considérés pour obtenir un produit efficace et sans danger pour les patients. L'obtention d'un ancrage primaire¹ satisfaisant en per-opératoire, d'une bonne transmission des efforts entre os et prothèse et d'une bonne tenue à long terme (fixation biologique²) sont également décisifs dans la réussite ou l'échec d'une arthroplastie.

Nous allons débiter ce chapitre par un état de l'art du marché de l'arthroplastie MTP avec une revue des pathologies touchant les rayons latéraux, des prothèses disponibles sur le marché ainsi que de leurs résultats cliniques. Nous décrirons ensuite le processus de conception de la prothèse de resurfaçage des rayons latéraux de Novastep avec les contraintes et exigences à prendre en compte, une présentation du design de l'implant et de la technique opératoire sélectionnée. Pour finir, nous présenterons les essais de validation réalisés sur la prothèse en vue de l'obtention de mise sur le marché.

1. fixation initiale dans l'os due principalement à la géométrie de la prothèse

2. fixation liée à la colonisation osseuse sur la prothèse due principalement à l'état de surface de la prothèse ; elle est retardée d'environ 6 semaines par rapport à l'implantation de la prothèse

Origine biomécanique		
Surcharge globale de l'avant-pied	Irrégularités de charge de l'avant-pied	
<ul style="list-style-type: none"> • Pied équin • Pied creux 	<ul style="list-style-type: none"> • Insuffisance du premier rayon • Surcharge du premier rayon • Insuffisance des rayons latéraux 	
Maladies de l'avant-pied		
Osseuses	Articulaires	Intermétatarsiennes
<ul style="list-style-type: none"> • Nécrose avasculaire (Frelberg) • Fracture de stress 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrose • Arthrite 	<ul style="list-style-type: none"> • Syndrome de Morton • Syndrome du second espace
Maladies systémiques		
<ul style="list-style-type: none"> • Goutte 		<ul style="list-style-type: none"> • Polyarthrite rhumatoïde

FIG. II.1 – Classification des métatarsalgies, Ray [2013]

1 Pathologies des articulations MTP

Les pathologies touchant les articulations MTP sont couramment appelées métatarsalgies, terme qui correspond à des douleurs de l'avant-pied. La prévalence des métatarsalgies, pour des patients âgés, est comprise entre 20% et 40% (20% des 784 patients montraient des sensibilités au toucher pour des patients âgés de plus de 65 ans d'après Dunn et al. [2004]) et 36% des 301 patients, âgés de plus de 75 ans, montraient des douleurs du pied (70% des douleurs de l'avant-pied d'après Menz et al. [2006]). Ces douleurs peuvent être causées par plusieurs pathologies qui peuvent être classées en trois catégories (Bardelli et al. [2003]) : les troubles biomécaniques (pour 90% des patients) ; les troubles localisés dans l'avant-pied ; et les troubles systémiques (fig. II.1). La suite de cette partie est consacrée à la description des pathologies touchant les articulations MTP.

1.1 Métatarsalgies d'origine biomécanique

Les métatarsalgies d'origine biomécanique peuvent être dues à des défauts structuraux du pied ou à des anomalies fonctionnelles. Les défauts structuraux proviennent d'une distribution de la charge irrégulière sur l'avant-pied ; les anomalies fonctionnelles peuvent provenir de problèmes musculaires, de laxités articulaires ou de déformités des orteils. Les pathologies touchant les articulations MTP sont : le syndrome de la plaque plantaire et les orteils en griffe.

1.1.a Syndrome de la plaque plantaire

Le syndrome de la plaque plantaire est une atteinte dégénérative de la plaque plantaire engendrant des instabilités des articulations MTP pouvant provoquer des luxations articulaires (fig. II.2). Cette atteinte est multi-factorielle et peut être due à une déformation du premier rayon (Hallux Valgus³), une longueur anormale des métatarsiens, ou une hypermobilité articu-

3. déformation du 1^{er} rayon (aussi appelé Hallux) où le métatarsien se déforme en valgus (en dehors) et l'axe de la phalange se déforme en varus (en dedans)

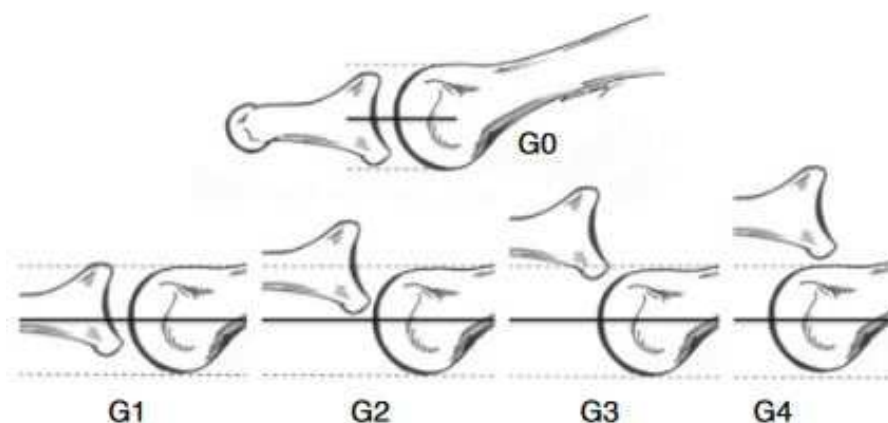


FIG. II.2 – Instabilité des articulations MTP suivant le test de Hamilton-Thompson (G0 : articulation stable, G1 : instabilité moyenne (subluxation < 50%), G2 : instabilité modérée (subluxation > 50%), G3 : instabilité sévère et G4 : articulation disloquée), Nery et al. [2015]

laire surchargeant les rayons latéraux. Cette surcharge peut entraîner des inflammations de la membrane synoviale, des elongations allant jusqu'à une rupture de la plaque plantaire. Cette dernière peut également être due à des traumatismes ou à une suite de microtraumatismes. Ce type de pathologie est souvent observé chez les personnes portant des chaussures à hauts talons ou à bouts étroits et chez les athlètes (Gregg et al. [2008]). Les symptômes associés sont : des douleurs, des inflammations, des engourdissements, des picotements sous la plante du pied.

La réalisation d'une arthroplastie des articulations MTP pour le traitement des syndromes de la plaque plantaire n'est pas indiquée. Généralement, le traitement chirurgical, réalisé en cas d'échec du traitement conservateur, consiste à restaurer la biomécanique normale grâce à un transfert de tendons, une réparation de la plaque plantaire ou par ostéotomie (Gregg et al. [2008] et Shirzad et al. [2011]).

1.1.b Orteils en griffe

Le syndrome des orteils en griffe désigne des déformations touchant les orteils des rayons latéraux (Schuberth [1999] et Menz [2004]). Comme indiqué en figure II.3, ces déformations peuvent toucher les trois articulations des orteils (MTP, première articulation inter-phalangienne (PIP) et dernière articulation inter-phalangienne (DIP)). Il existe également des déformations du 5^e orteil (quintus varus) impliquant les trois articulations, pouvant amener le 5^e orteil sur le 4^e (on parle alors de quintus varus supraductus) ou sous le 4^e (on parle alors de quintus varus infraductus). Les symptômes liés aux déformations des orteils sont des douleurs, des difficultés pour se chausser, des durillons ou des ulcérations cutanées. Ce type de déformations peut être dû à plusieurs facteurs (Menz [2004] et Parvizi [2010]) :

- de mauvaises pratiques de chaussage (à talons hauts, à bouts pointus, ...);
- une posture anormale du pied (plat ou creux);
- des métatarsiens trop longs;
- des déformations du 1^{er} rayon impactant les rayons latéraux (Hallux Valgus);
- des conditions systémiques défavorables (polyarthrite rhumatoïde, diabète, ...).

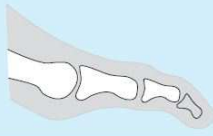
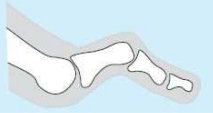


Table 8.3 Classification of common lesser toe deformities in the sagittal plane					
Classification	Appearance	MPJ	PIPJ	DIPJ	Typical lesion pattern
Mallet toe		Neutral	Neutral	Plantarflexed	Apex of toe
Hammer toe		Neutral or hyperextended	Plantarflexed	Neutral, plantarflexed or extended	Dorsum of PIPJ Plantar MPJ
Claw toe		Hyperextended	Plantarflexed	Plantarflexed	Dorsum of PIPJ Dorsum of DIPJ Apex of toe Plantar MPJ
Retracted toe		Hyperextended	Neutral or plantarflexed	Neutral or plantarflexed Apex of toe non-weightbearing	Dorsum of PIPJ Plantar MPJ

FIG. II.3 – Différents types d'orteils en griffe : 1. orteil en maillet, 2. orteil en marteau, 3. orteil en griffe et 4. orteil retracté, [Menz \[2004\]](#)

Le traitement chirurgical est préconisé en cas d'échec du traitement conservateur ou pour des déformations devenues trop importantes. Les traitements possibles sont :

- des ostéotomies pour le raccourcissement des métatarsiens ou pour le ré-alignement des phalanges ;
- des arthroplasties de résection pour diminuer la taille des métatarsiens ou de la phalange proximale ;
- des raccourcissements, allongements ou modifications de trajet tendineux en fonction du besoin ;
- une arthrodèse⁴ après ré-alignement.

La réalisation d'arthroplasties par remplacement prothétique n'est pas préconisé pour ce type de pathologies.

1.2 Métatarsalgies localisées dans l'avant-pied

Les métatarsalgies localisées dans l'avant-pied peuvent être dues à des pathologies osseuses, articulaires, cutanées, tendineuses ou tumorales localisées uniquement dans l'avant-pied. Les pathologies ayant un impact sur les articulations MTP sont, plus précisément, la maladie de Freiberg et l'arthrose.

1.2.a Maladie de Freiberg

La maladie de Freiberg est une déformation progressive de la tête métatarsienne à cause d'une ostéonécrose avasculaire⁵ (fig. II.4). Cette pathologie est due à un arrêt de l'alimentation

4. blocage de l'articulation

5. perte osseuse due à une perte d'irrigation sanguine



FIG. II.4 – Radiographie d'un pied atteint de la maladie de Freiberg sur un 2^e métatarsien, [Cerrato \[2011\]](#)

sanguine ou à des traumatismes de la zone concernée ([Cerrato \[2011\]](#)). Elle est souvent observée chez les personnes dont les 2^e métatarsiens sont trop longs, ce qui cause une pression trop importante sur la tête. Elle touche généralement les 2^e et 3^e métatarsiens et très rarement les 4^e et 5^e ([Parvizi \[2010\]](#)). Les symptômes liés à cette pathologie sont des douleurs à la base des orteils ressenties lors de la marche, une mobilité réduite, des raideurs et des inflammations.

Beaucoup d'options chirurgicales peuvent être réalisées pour le traitement de cette pathologie comme des ostéotomies des métatarsiens, des arthroplasties de raccourcissement ou d'interposition ou des arthroplasties par remplacement prothétique.

1.2.b Arthrose

La 2^e pathologie qui a un impact sur les articulations MTP est l'arthrose. Ce terme désigne une usure mécanique du cartilage articulaire composant les surfaces articulaires des os sans infection ni inflammation. Cette pathologie touche environ 17% de la population [Sanofi \[2017\]](#) et concerne de nombreuses articulations comme le genou, la hanche ou les doigts (fig. II.5). Dans le pied, l'arthrose peut toucher toutes les articulations, même si elle y est plutôt rare en comparaison de l'arthrose des mains ou du genou. L'arthrose de la première articulation MTP est appelée Hallux Rigidus et touche entre 35% et 65% des personnes de plus de 65 ans ([Perler et al. \[2013\]](#)). Les symptômes de cette pathologie sont :

- une douleur d'origine mécanique apparaissant lors de la charge de l'articulation ;
- une déformation de l'articulation touchée ;
- une gêne fonctionnelle limitant la mobilité articulaire et donc, la flexion dans le cas des articulations MTP.

Le cartilage est un tissu lisse permettant le glissement entre les extrémités osseuses qui se renouvelle en continu de manière à garantir la fonction articulaire tout au long de la vie de la personne. Néanmoins, en cas de contraintes excessives au niveau de l'articulation, de problèmes cartilagineux ou de traumatismes, le cartilage peut se dégrader plus rapidement qu'il ne se régénère (fig. II.6). Des lésions se forment alors dans le cartilage, débutant par une diminution

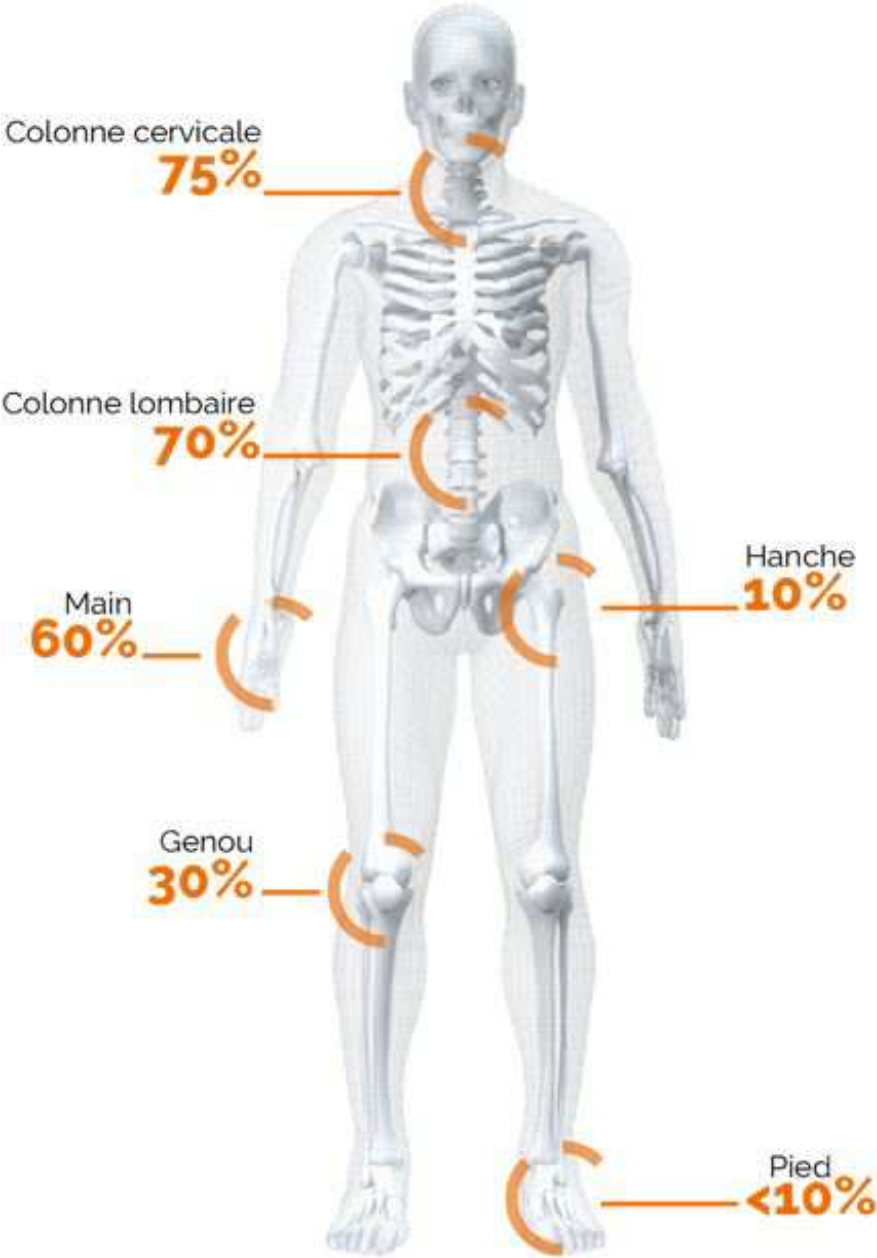


FIG. II.5 – Articulations touchées par l'arthrose, Sanofi [2017]



FIG. II.6 – Progression de l'arthrose, [Rossant-Lumbroso and Rossant \[2017\]](#)

de son épaisseur, ce qui engendre un pincement articulaire. Cette diminution peut aller jusqu'à l'apparition de fissures au sein du cartilage pouvant se prolonger jusqu'à l'os sous-chondral⁶ qui se condense. Il est également possible d'observer une multiplication de cellules osseuses entraînant la formation d'ostéophytes⁷.

Plusieurs méthodes de classification de l'Hallux Rigidus existent pour définir le stade de la pathologie comme celle de [Drago et al. \[1984\]](#), de [Coughlin and Shurnas \[2003\]](#) et de [Regnauld \[1986\]](#).

L'utilisation de l'arthroplastie pour le traitement de ce type de pathologie offre des résultats encourageants ([Sorbie and Saunders \[2008\]](#), [Kim et al. \[2012\]](#) et [Chee et al. \[2011\]](#)). Cependant, cette méthode chirurgicale n'est pas privilégiée dans le traitement de l'Hallux Rigidus du fait de résultats cliniques moins bons que d'autres techniques chirurgicales, notamment l'arthrodèse ([Sinha et al. \[2010\]](#) et [Faraj \[2008\]](#)).

1.3 Métatarsalgies systémiques

Les métatarsalgies systémiques peuvent être dues à des problèmes vasculaires, métaboliques, neurologiques, psychogènes ou rhumatismaux ayant un impact sur le corps entier. Nous allons nous intéresser ici aux troubles rhumatismaux pouvant toucher les articulations MTP.

Les rhumatismes regroupent toutes les pathologies touchant l'appareil locomoteur. Elles peuvent être de plusieurs types : les rhumatismes inflammatoires ; les rhumatismes dégénératifs (comme l'arthrose sus-décrite ou comme les affections des parties molles) et les affections osseuses. Nous allons, dans la suite de ce paragraphe, décrire la polyarthrite rhumatoïde et la goutte, qui sont des maladies systémiques impactant les articulations MTP.

1.3.a Polyarthrite rhumatoïde

La polyarthrite rhumatoïde est une maladie auto-immune⁸ entraînant une inflammation des articulations (fig. II.7). Cette pathologie touche globalement 0.25% de la population, environ trois fois plus les femmes et survient en général vers 40 à 60 ans. Cette pathologie touche plusieurs articulations (au moins quatre articulations au début) et augmente par poussée. Elle est due

6. zone osseuse située sous le cartilage articulaire

7. excroissance osseuse entourant une articulation

8. maladie où le système immunitaire agresse le corps humain

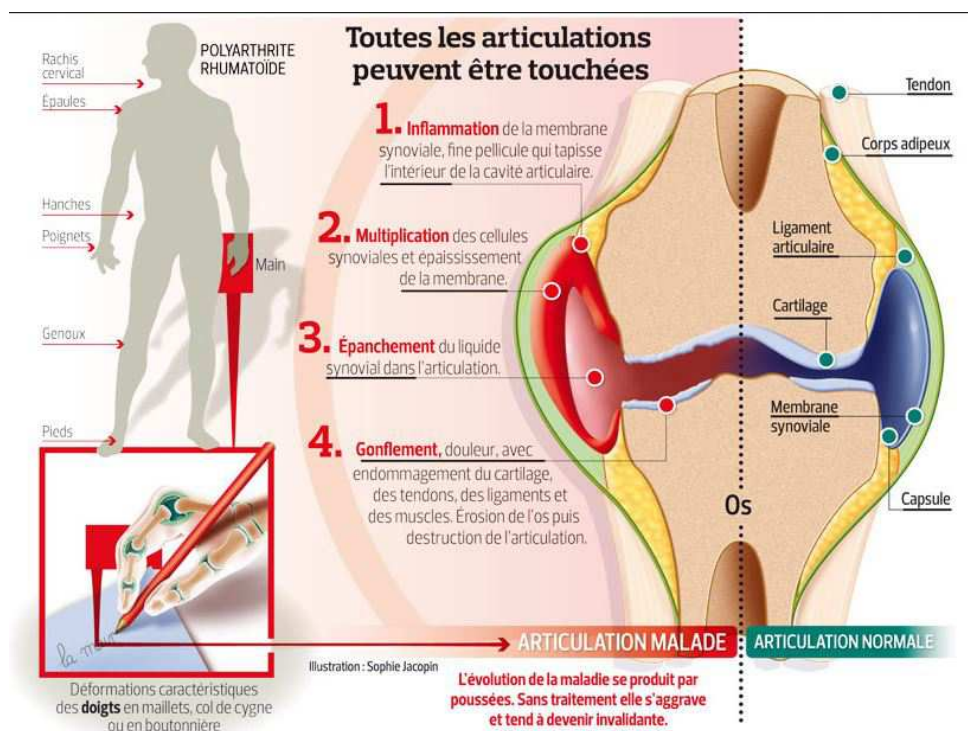


FIG. II.7 – Polyarthrite rhumatoïde, Léna [2017]

à une inflammation de la membrane synoviale qui secrète une quantité importante de liquide s'accumulant dans l'articulation. Cette dernière gonfle et devient douloureuse. L'inflammation articulaire a des répercussions sur le cartilage, sur les os ainsi que sur les tendons et les ligaments.

Les petites articulations (poignets, mains et pieds) sont particulièrement touchées mais d'autres articulations peuvent également être atteintes lors de l'évolution de la maladie (genoux, hanches, coudes, ...). Ces articulations deviennent douloureuses, raides et gonflent. Plus la maladie évolue, plus les articulations touchées deviennent difficiles à mobiliser et plus des déformations peuvent apparaître.

1.3.b Goutte

La goutte est un rhumatisme inflammatoire dû à un excès d'acide urique dans le sang (fig. II.8) qui apparaît par des crises, par une atteinte rénale ou par des tophi⁹. Elle touche principalement les hommes, environ 1% de la population. Elle s'observe souvent après 50 ans chez les hommes (dans 90% des cas) avec une première crise apparaissant vers 35 ans. Chez les femmes, elle n'apparaît qu'après la ménopause. Une alimentation riche, l'obésité et la sédentarité sont des facteurs favorisant son apparition. Historiquement, cette pathologie était associée avec une alimentation riche et un excès de consommation d'alcool (Schlienger [2014]).

Elle débute par une crise aiguë avec de fortes douleurs, principalement dans le gros orteil qui devient rouge, chaud et gonflé. Ces crises se produisent en pleine nuit et les symptômes disparaissent d'eux mêmes jusqu'à la prochaine crise. Au début, les crises sont espacées de plusieurs années (un à deux ans) puis cet intervalle se raccourcit, on passe alors dans la phase de goutte

9. tophus au singulier, dépôt d'acide urique sous-cutané de cristaux d'acide urique



FIG. II.8 – Goutte, Servais [2017]

chronique. Les douleurs articulaires sont constantes et les articulations se déforment jusqu'à leur destruction. Les dépôts d'acide urique sont majeurs touchant parfois les reins qui finissent par ne plus fonctionner correctement jusqu'à l'insuffisance rénale nécessitant des dialyses.

La réalisation d'arthroplastie n'est pas indiquée pour ce type de pathologie, car les surfaces articulaires ne sont pas touchées et ne nécessitent donc pas de correction. Elle est généralement traitée par une modification de l'alimentation avec proscription de certains aliments.

2 Solutions prothétiques existantes

Certaines pathologies décrites précédemment peuvent être traitées par une arthroplastie des rayons latéraux. Cette technique chirurgicale, comme présentée dans le premier chapitre, consiste à supprimer tout ou partie de l'articulation pour la remplacer par une prothèse. De nos jours, il existe plusieurs types de concepts prothétiques qui sont :

- les prothèses à charnière souple, en silicone ;
- les prothèses pour le resurfaçage de la base de la phalange proximale ;
- les prothèses pour le resurfaçage de la tête du métatarsien ;
- les prothèses totales pour le resurfaçage de la tête métatarsienne et de la base de la phalange proximale.

Le choix du type de prothèse dépend de la surface articulaire la plus touchée par la pathologie. Il est clair que ces différentes solutions prothétiques ont leurs caractéristiques et leurs résultats cliniques propres, que nous allons préciser dans la suite de ce paragraphe.

2.1 Prothèses à charnière souple

Ces prothèses, réalisées en silicone, sont composées de deux tiges séparées par une partie centrale (fig. II.9). Les tiges sont implantées dans le métatarsien et dans la phalange proximale pour assurer l'ancrage de la prothèse dans l'os de manière à éviter les mobilités prothétiques post-implantations. La partie centrale joue le rôle de « spacer¹⁰ » qui permet d'obtenir une laxité articulaire suffisante pour rétablir la fonction articulaire sans problème de stabilité. La mobilité

10. entretoise entre le métatarsien et la phalange proximale



FIG. II.9 – Prothèses à charnière souple avec grommets (à droite) et sans grommets (à gauche), [Tornier \[2010\]](#)

articulaire de la prothèse est autorisée grâce à une réduction de la section du « spacer », de manière à obtenir un pivot par déformation de la matière.

Les premières solutions prothétiques à charnière souple ont été développées dans les années 1960 par Swanson. Bien qu'offrant de bons résultats à court terme ([Swanson \[1972\]](#), [Wenger and Whalley \[1978\]](#) et [Sethu et al. \[1980\]](#)), de nombreuses complications ont été constatées à long terme comme des déformations ou des mobilités prothétiques (visibles sur radiographies par la présence de zone lumineuses, « radiolumineuses », autour de la prothèse), des synovites¹¹ dues au silicone et des ostéolyses massives¹² ([Mölster et al. \[1980\]](#) et [Verhaar et al. \[1989\]](#)), ce qui remet en cause l'utilisation desdites prothèses. De manière à pallier ces problèmes, des prothèses à charnière souple en silicone à haute performance ont été proposées, offrant de meilleures caractéristiques matérielles et améliorant les résultats cliniques ([Li et al. \[2011\]](#) et [Sung et al. \[2011\]](#)). Certaines prothèses à charnière souple proposent aussi l'ajout de grommets¹³ en option qui semblent améliorer les résultats cliniques ([ter Keurs et al. \[2011\]](#), [Morgan et al. \[2012\]](#) et [Kanzaki et al. \[2011\]](#)). Pour terminer ce paragraphe, on peut citer les travaux de [Elliott et al. \[2016\]](#) qui ont montré que les résultats des dernières prothèses silicones développées sont équivalents à d'autres méthodes chirurgicales (arthrodèse, cheilectomie, arthroplastie d'excision des têtes) à long terme.

2.2 Prothèses pour héli-arthroplasties de la base de la phalange

Les prothèses pour le resurfaçage de la base de la phalange proximale sont composées d'une tige pour l'ancrage et d'une partie pour le resurfaçage de la base (fig. II.10). Les prothèses de ce type sont monoblocs et généralement fabriquées en alliage de chrome-cobalt (CoCr) ou en alliage de titane. L'alliage CoCr est utilisé pour ses propriétés tribologiques (faible coefficient de frottement avec le cartilage articulaire, afin d'éviter l'usure du cartilage adjacent) mais son module d'élasticité élevé comparé à l'os ($E_{CoCr} \approx 220$ GPa contre $E_{os cortical} \approx 20$ GPa) engendre un phénomène de « stress shielding¹⁴ » important. L'alliage de titane, bien qu'ayant des propriétés tribologiques moins intéressantes que le CoCr, permet de limiter le phénomène de « stress shielding » grâce à un module d'élasticité plus faible ($E_{titane} \approx 100$ GPa). La tige

11. inflammation de la membrane synoviale entourant l'articulation

12. destruction du tissu osseux

13. pièce métallique s'adaptant aux tiges de manière à améliorer les propriétés mécaniques

14. modification de l'état de contrainte dans l'os due à l'implantation de la prothèse



FIG. II.10 – Prothèses pour le resurfaçage de la base de la phalange en titane (à gauche, Biomotion de [Metasurg \[2017\]](#)) et en CoCr (à droite, Futura de [Tornier \[2010\]](#))

d'ancrage est généralement revêtue de titane ou d'hydroxyapatite poreux par dépôt plasma.

Ce type de prothèse présente de bons résultats cliniques avec une amélioration du score AOFAS-HMI¹⁵, de la gamme de mouvement et une diminution de la douleur ([Simpson-White et al. \[2007\]](#), [Giza et al. \[2010\]](#) et [Clement et al. \[2016\]](#)). Néanmoins, de nombreux auteurs décrivent également un taux de mobilités prothétiques et/ou de complications important ([Konkel and Menger \[2006\]](#), [Konkel et al. \[2009\]](#) et [Ronconi et al. \[2011\]](#)). [Clement et al. \[2016\]](#) montrent même que le taux important de reprise est associé avec les patients les plus âgés sans attente particulière concernant la mobilité prothétique en post-opératoire. La majorité des études comparatives entre l'hémi-arthroplastie de la base de la phalange et d'autres techniques chirurgicales (arthrodèse, cheilectomie et arthroplastie de résection des têtes généralement) dans le traitement de l'arthrose de ces dix dernières années semble être en faveur de l'hémi-arthroplastie. [Kim et al. \[2012\]](#), [Simons et al. \[2015\]](#) et [Elliott et al. \[2016\]](#) montrent, par exemple, de bons résultats cliniques, équivalents à ceux obtenus avec d'autres techniques chirurgicales. Par ailleurs, [Voskuyl and Onstenk \[2015\]](#) montrent de meilleurs résultats pour l'hémi-arthroplastie et la définissent comme une chirurgie plus sûre car, contrairement à l'arthrodèse, l'échec d'une hémi-arthroplastie peut être repris pour la réalisation d'une fusion articulaire. À notre connaissance, seuls [Rai-kin and Ahmad \[2008\]](#) ont obtenu des résultats moins intéressants avec une hémi-arthroplastie qu'avec d'autres techniques chirurgicales. L'hémi-arthroplastie de la base de la phalange semble donc fournir des résultats cliniques encourageants, équivalents à ceux fournis par d'autres techniques chirurgicales. Néanmoins, le taux de mobilité prothétique et de complications reste important. Cette technique chirurgicale semble donc intéressante pour les patients relativement âgés sans besoin particulier en terme de mobilité articulaire.

15. American Orthopaedic Foot and Ankle Surgery - Hallux Metatarsophalangeal Interphalangeal, score sur 100 points permettant d'évaluer le taux de réussite d'une opération chirurgicale. Ce score est décomposé en trois parties : l'évaluation de la douleur sur 40 points, la fonction articulaire sur 45 points et l'alignement articulaire sur 15 points



FIG. II.11 – Prothèses pour le resurfaçage des têtes métatarsiennes monobloc en CoCr (à gauche, LMHI de [Wright Medical](#) [2017]) et en deux blocs en titane et en CoCr (à droite, HemiCAP d'[ArthroSurface](#) [2017])

2.3 Prothèses pour héli-arthroplasties de la tête des métatarsiens

Les prothèses pour le resurfaçage de la tête métatarsienne sont également composées d'une tige pour l'ancrage et d'une partie pour le resurfaçage de la tête (fig. II.11). Généralement, ces prothèses sont monoblocs mais certains fabricants proposent des modèles en deux blocs (fig. II.11). Contrairement aux prothèses monoblocs, les prothèses en deux blocs sont constituées d'une partie pour un resurfaçage efficace, généralement fabriqué en CoCr et d'une tige d'ancrage fabriquée en alliage de titane avec un dépôt d'hydroxyapatite ou de titane poreux. Ces prothèses regroupent donc les avantages présentés précédemment, la tête en CoCr permettant d'obtenir des propriétés tribologiques intéressantes, la tige en titane permettant de limiter le phénomène de « stress shielding ». Cependant, il est indispensable d'avoir un assemblage entre les deux pièces fiable pour éviter tout déchaussement de la prothèse. Généralement, l'assemblage entre ces deux pièces est réalisé grâce à un cône morse.

De même que pour les prothèses de resurfaçage de la base de la phalange, les prothèses de resurfaçage de la tête métatarsienne offrent des résultats cliniques intéressants ([Carpenter et al.](#) [2010], [Erdil et al.](#) [2012] et [Meric et al.](#) [2015]). En particulier, [Erdil et al.](#) [2013] et [Mermerkaya and Adli](#) [2016] montrent que les résultats obtenus avec ce type de prothèses sont équivalents à d'autres techniques chirurgicales, même si [Gheorghiu et al.](#) [2015] montrent une diminution de la satisfaction des patients, du score AOFAS et de la gamme de mouvement entre le court terme et le moyen terme. Cette technique chirurgicale semble donc intéressante pour le traitement d'arthrose des articulations MTP notamment. Néanmoins, il est important d'améliorer leurs résultats pour garantir une réduction de douleur et une mobilité articulaire suffisante à long terme.

2.4 Prothèses pour arthroplasties totales

Les prothèses pour la réalisation d'arthroplasties totales sont composées d'une partie permettant le resurfaçage de la tête métatarsienne et d'une partie permettant le resurfaçage de la base de la phalange (fig. II.12), toutes deux articulées l'une avec l'autre pour recréer la mobilité articulaire. La solution pour le resurfaçage de la tête métatarsienne possède les mêmes propriétés que les prothèses pour la réalisation d'héli-arthroplastie. Elles peuvent être monoblocs ou en deux blocs, généralement fabriquées en alliage de CoCr ou de titane. La solution pour le resurfaçage de la base de la phalange est généralement en deux blocs avec une tige pour l'ancrage



FIG. II.12 – Prothèses pour la réalisation d'arthroplasties totales en CoCr, titane et polymère (à gauche, ToeMobile de [Merete \[2017\]](#)) et en céramique (à droite, Molana de [Moje \[2017\]](#))

en alliage de titane et un insert en polymère. Cet insert est mis en contact avec la solution de resurfaçage de la tête métatarsienne et permet un glissement efficace de l'articulation en limitant les rejets de particules métalliques dans le corps.

Il existe, pour finir, des solutions prothétiques totales fabriquées en céramique (fig. II.12). La céramique a l'avantage d'avoir des propriétés tribologiques très intéressantes mais son comportement fragile peut engendrer des ruptures prothétiques.

La plupart des auteurs révèlent de bons résultats cliniques avec une amélioration du score AOFAS, de la gamme de mouvement et une diminution de la douleur ([Hassan et al. \[2006\]](#), [Chee et al. \[2011\]](#) et [Wassink et al. \[2016\]](#)). Toutefois, ces bons résultats peuvent être corrélés avec de mauvais résultats radiologiques (zones lumineuses autour de la prothèse sur des radiographies) et un taux de complications ou de reprises important ([McGraw et al. \[2010\]](#), [Duncan et al. \[2014\]](#) et [Titchener et al. \[2015\]](#)). [Barwick and Talkhani \[2008\]](#) et [Nagy et al. \[2014\]](#) ont mis en évidence de mauvais résultats cliniques avec un taux important de reprises. [Sinha et al. \[2010\]](#) ont même conclu que l'arthroplastie totale est moins fiable que d'autres techniques chirurgicales. Cette technique semble donc offrir des résultats encourageants mais moins intéressants que ceux obtenus pour les héli-arthroplasties.

3 Développement d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes de Novastep

La plupart des prothèses étudiées précédemment permettent de réaliser le resurfaçage des articulations MTP du 1^{er} rayon (annexe C). Le recul clinique pour les prothèses des rayons latéraux est, à notre connaissance, très faible voire inexistant. La mise sur le marché d'une prothèse pour le resurfaçage des articulations MTP des rayons latéraux pourrait donc permettre d'étudier leur performance pour le traitement de pathologies communes. Nous allons désormais décrire le processus de développement de la prothèse de resurfaçage de Novastep.

3.1 Fonctions et performances souhaitées de la prothèse

La solution prothétique de Novastep a été développée pour la réalisation d'héli-arthroplastie de la tête métatarsienne des rayons latéraux. Cette prothèse est conçue pour le traitement de pathologies touchant les articulations MTP et provoquant une atteinte des têtes métatarsiennes comme :

- la maladie de Freiberg ;
- l'arthrose des articulations des rayons MTP et les rhumatismes inflammatoires ;
- les instabilités articulaires, notamment le syndrome de la plaque plantaire en complément d'une réparation des tissus mous.

Ces pathologies sont décrites dans la section 1 de ce chapitre. Les autres pathologies décrites dans cette section ne peuvent pas être traitées grâce à cette technique chirurgicale car elles ne touchent pas les surfaces articulaires mais le liquide synovial (polyarthrite rhumatoïde ou goutte par exemple) ou les tissus mous entourant l'articulation (orteils en griffe).

Tout d'abord, nous présentons les nombreuses contraintes à prendre en compte pour le développement de dispositifs médicaux. Les contraintes réglementaires relatives à la mise sur le marché de dispositifs médicaux ne sont pas abordées dans ce document. Nous avons classé ces contraintes en deux catégories : les exigences fonctionnelles et les performances médicales visées. Dans la catégorie des exigences fonctionnelles, nous incluons :

- garantir une durée de vie d'au moins 10 ans ;
- garantir une stabilité primaire suffisante après implantation, de manière à éviter les mobilités prothétiques ;
- assurer une ostéointégration suffisante pour garantir la stabilité à long terme ;
- éviter l'usure du cartilage de la base de la phalange adjacente grâce à un coefficient de frottement le plus faible possible ;
- limiter le phénomène de « stress shielding » par un transfert physiologique des efforts ;
- garantir une résistance mécanique en fatigue suffisante pour garantir une bonne tenue à long terme.

Dans la catégorie des performances médicales, nous incluons :

- restituer la mobilité articulaire d'une articulation saine (flexion et extension actives d'environ 50° et 30° respectivement) ;
- réduire ou limiter la douleur ressentie au quotidien ;
- éviter les limitations dans les activités quotidiennes ;
- proposer une prothèse adaptée au site osseux : dimensions adaptables à la plupart des morphologies de la population ;
- prévoir une implantation simple et précise grâce à une instrumentation ergonomique ;
- permettre une reprise chirurgicale en cas de complications ou d'erreurs chirurgicales.

3.2 Dimensionnement de l'implant

De manière à répondre aux contraintes décrites précédemment, la prothèse de resurfaçage de Novastep est composée de deux parties. La première permet le resurfaçage de la tête métatarsienne et la seconde permet l'ancrage dans l'os. Cette section présente la conception de ces deux parties, la méthode d'assemblage, ainsi que la technique opératoire.

3.2.a Tête de resurfaçage

La pièce permettant le resurfaçage de la tête métatarsienne, dénommée « tête de resurfaçage », a une forme en olive avec des aspects latéraux plats semblables à la forme des têtes décrites dans le 1^{er} chapitre (1.1). La face arrière plane permet de s'adapter à la face osseuse

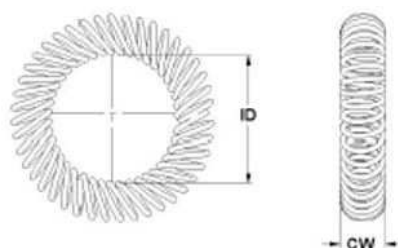


Taille	Rayon	Hauteur	Epaisseur
S	8	15	8
M	8,5	16	10
L	9	17	12

(a) Gamme prévisionnelle de tête de resurfaçage de Novastep

Taille	Longueur	Epaisseur
S	22,5	2
M	25	2,5
L	30	3

(b) Gamme prévisionnelle de tige d'ancrage de Novastep



Taille	ID	CW
Ressort	3,75	1,29

(c) Ressort pour réaliser l'assemblage de la prothèse

FIG. II.13 – Pièces composant la prothèse de resurfaçage de Novastep (dimensions en mm)

obtenue après résection de l'os et comprend les différents éléments permettant l'assemblage de la prothèse. Pour garantir l'adaptation à la plupart des morphologies, nous avons défini une gamme de têtes de resurfaçage composée de trois tailles spécifiées en figure II.13a. Les dimensions sélectionnées pour ces pièces correspondent aux valeurs obtenues au cours des études de mesures (1^{er} chapitre sections 2 et 3).

La tête de resurfaçage est fabriquée en alliage de CoCr en accord avec les normes NF ISO 5832-12 [2007] et ASTM F1537-11 [2011] (Bas Carbone). Ces normes définissent les alliages de CoCr utilisables pour des applications médicales. Les propriétés mécaniques de cet alliage sont définies en table II.1. La surface articulaire de cette pièce subit un polissage miroir avec un R_a ¹⁶ < 0.05 μ m de manière à diminuer le coefficient de frottement avec le cartilage.

16. symbole représentant l'état de surface de la pièce

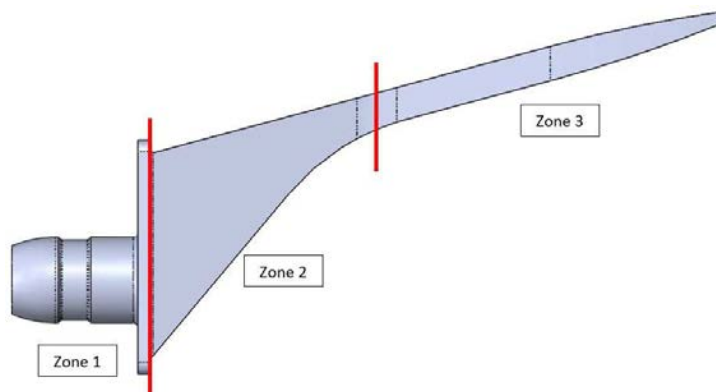


FIG. II.14 – Découpage de la tige d'ancrage en trois zones

Propriété	Valeur
Limite élastique (MPa)	827
Limite à la rupture (MPa)	1172
Élongation (%)	12
Dureté (HRC)	35

TABLE II.1 – Propriétés mécaniques de l'alliage CoCr utilisé pour la fabrication des têtes de resurfaçage

3.2.b Tige d'ancrage

L'ancrage dans le métatarsien est réalisé grâce à une pièce qui peut être décomposée en trois zones (Fig. II.14) :

- **la zone 1** correspondant à la base de la tige a une forme parallélépipédique. Elle comporte les éléments permettant l'assemblage avec la tête de resurfaçage qui seront décrits dans la prochaine section. La face arrière de la base (avant la zone 2) est destinée à être placée avec la surface osseuse issue de la résection de la tête métatarsienne. Elle a pour but d'éviter à la tige de s'enfoncer dans l'os lors de son implantation ;
- **la zone 2** a une forme pyramidale appropriée pour son implantation dans la partie métaphysaire du métatarsien ;
- **la zone 3** avec une forme de tige à section rectangulaire est prévue pour s'adapter à l'aspect dorsal de la corticale du métatarsien.

Propriété	Valeur
Limite élastique (MPa)	780
Limite à la rupture (MPa)	860
Élongation (%)	10

TABLE II.2 – Propriétés mécaniques de l'alliage de titane utilisé pour fabriquer les tiges d'ancrage

Le design des zones 2 et 3 est conçu pour assurer une fonction « press-fit » de la prothèse grâce à une adaptation optimale dans le canal médullaire. L'objectif est d'obtenir un blocage de la tige entre les corticales opposées. De même que pour la tête de resurfaçage, trois tailles de tiges sont prévues de manière à s'ajuster à la majorité des anatomies (Fig. II.13b). Ces pièces



FIG. II.15 – Tige d'ancrage avec revêtement titane poreux

sont fabriquées en alliage de titane TA6V suivant les normes [NF EN ISO 5832-3 \[2016\]](#) et [ASTM F136-13 \[2013\]](#), avec les propriétés mécaniques définies en table [II.2](#). La moitié distale de la tige d'ancrage (zone 2 et début de la zone 3) subit un dépôt de titane poreux par projection plasma de manière à favoriser l'ostéointégration (Fig. [II.15](#)). Les propriétés du revêtement sont définies en table [II.3](#).

Propriété	Valeur
Épaisseur (μm)	150 à 250
Porosité (%)	20 à 40
Rugosité (μm)	15

TABLE II.3 – Propriétés mécaniques du revêtement titane poreux

3.2.c Méthode d'assemblage de la prothèse

La tête de resurfaçage et la tige d'ancrage sont assemblées grâce à un ressort torique en alliage de titane ([II.13c](#)). Contrairement à l'assemblage par cône morse¹⁷ (souvent difficile à dimensionner), l'utilisation de ce type de ressort est simple, fiable et offre un assemblage stable entre les deux pièces.

La face plane à l'arrière de la tête de resurfaçage comporte un perçage de diamètre 4 mm incluant une gorge où le ressort est inséré (Figs. [II.16a](#) et [II.16b](#)). L'assemblage est alors réalisé en insérant l'arbre de diamètre 3.75 mm dans le perçage de la tête. En effet, lors de cette insertion, les spires du ressort se déforment de manière à faciliter l'assemblage. Ce dernier revient en position initiale lorsque l'assemblage est terminé (Fig. [II.16b](#)). L'assemblage est maintenu grâce à la forme des spires qui empêchent le descellement. Ces ressorts sont fabriqués par Balseal avec les propriétés décrites en table [II.4](#).

17. Méthode d'assemblage entre deux pièces mécaniques obtenu grâce au contact entre les surfaces d'un cône

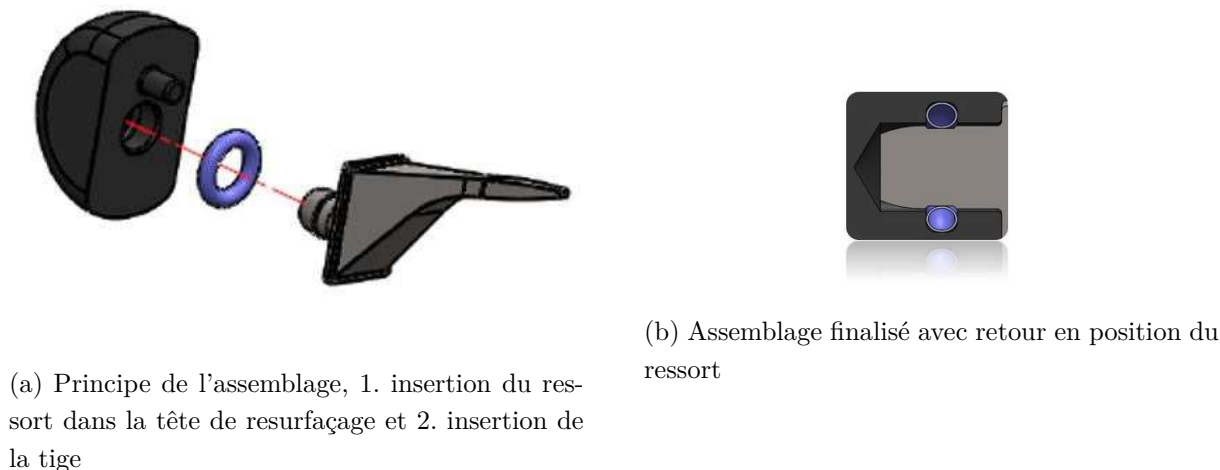


FIG. II.16 – Réalisation de l'assemblage de la prothèse grâce au ressort

Propriété	Valeur
Effort d'assemblage (N)	5
Effort de descellement (N)	30
Maintien du ressort (nombre de cycles Assemblage/Descellement)	5

TABLE II.4 – Propriétés du ressort torique fabriqué par Balseal

De manière à éviter les erreurs de montage, un détrompeur¹⁸ a été prévu : il est représenté par un pion de diamètre 2 mm sur la tête de resurfaçage inclus dans un trou oblong sur la tige d'ancrage. L'assemblage peut être réalisé uniquement si le pion est inséré dans le trou oblong (Fig. II.17).

3.2.d Technique opératoire

Il est également indispensable de prévoir une technique opératoire simple et reproductible pour compléter la conception de cette prothèse et pour faciliter sa mise en place dans les métatarsiens. La technique opératoire est la suivante :

1. Préparer le site osseux et positionner le guide de coupe pour la réalisation de la résection osseuse. Ce guide prend appui sur l'aspect plantaire des métatarsiens avec un appui dorsal sur la diaphyse (Fig. II.18a). La résection osseuse est réalisée grâce à une scie oscillante prenant appui sur la face plane prévue pour le guidage. Cette face est placée au niveau de la limite dorsale du cartilage articulaire de la tête métatarsienne. Néanmoins, si la résection réalisée est trop petite, une résection plus conséquente peut être entreprise ;
2. Réaliser un pré-perçage dans l'axe du métatarsien à l'aide du poinçon (Fig. II.18b). Cette étape permet de faciliter l'insertion de la broche dans l'axe et n'est pas nécessaire si le bloc opératoire est équipé d'un appareil de radiographie qui permet de valider le positionnement de la broche ;
3. Insérer une broche de diamètre 1.4 mm dans l'axe du métatarsien. De manière à guider efficacement la broche, elle est insérée grâce à des petits coups de marteau. La position

18. aussi appelé montage « poka yoke », est un dispositif mécanique prévu pour éviter les erreurs d'assemblage



FIG. II.17 – Principe de détrompeur conçu pour l'assemblage de la prothèse

de la broche est validée par radiographie ;

4. Réaliser un perçage de diamètre 2.7 mm grâce à un foret canulé. Ce perçage permet le passage de la partie proximale de la tige d'ancrage ;
5. Créer l'empreinte permettant l'implantation de la partie métaphysaire (zone 2) de la tige d'ancrage grâce à un conformateur (Fig. II.18c). La partie utile de cette pièce correspond à la partie métaphysaire (zone 2) de la tige d'ancrage ;
6. Choisir la taille de tête de resurfaçage et de tige d'ancrage à planter grâce à des fantômes de têtes et de tiges (Fig. II.18d). Pour éviter les erreurs dans le choix des tailles à planter, un code couleur a été sélectionné et est ajouté aux fantômes par passivation. L'assemblage entre les têtes et les tiges fantômes est réalisé grâce à un cône morse ;
7. Assembler la prothèse avec la taille de tête et de tige sélectionnées précédemment (Fig. II.18e) ;
8. Planter la prothèse et l'impacter pour finaliser le montage (Fig. II.18f) ;
9. Valider la position de la prothèse par radiographie et vérifier la mobilité articulaire.

4 Étude des performances de la prothèse

L'autorisation de mise sur le marché nécessite d'attester des performances médicales et mécaniques de la prothèse. Dans cette optique, nous avons défini, à l'aide de la FDA [1997]¹⁹ de la Food and Drug Administration²⁰ (FDA) et de la norme NF EN ISO 21534 [2009], cinq essais qui sont :

19. document de la FDA regroupant les exigences nécessaires à l'obtention de mise sur le marché de dispositifs médicaux

20. administration américaine validant et suivant la commercialisation des produits médicaux

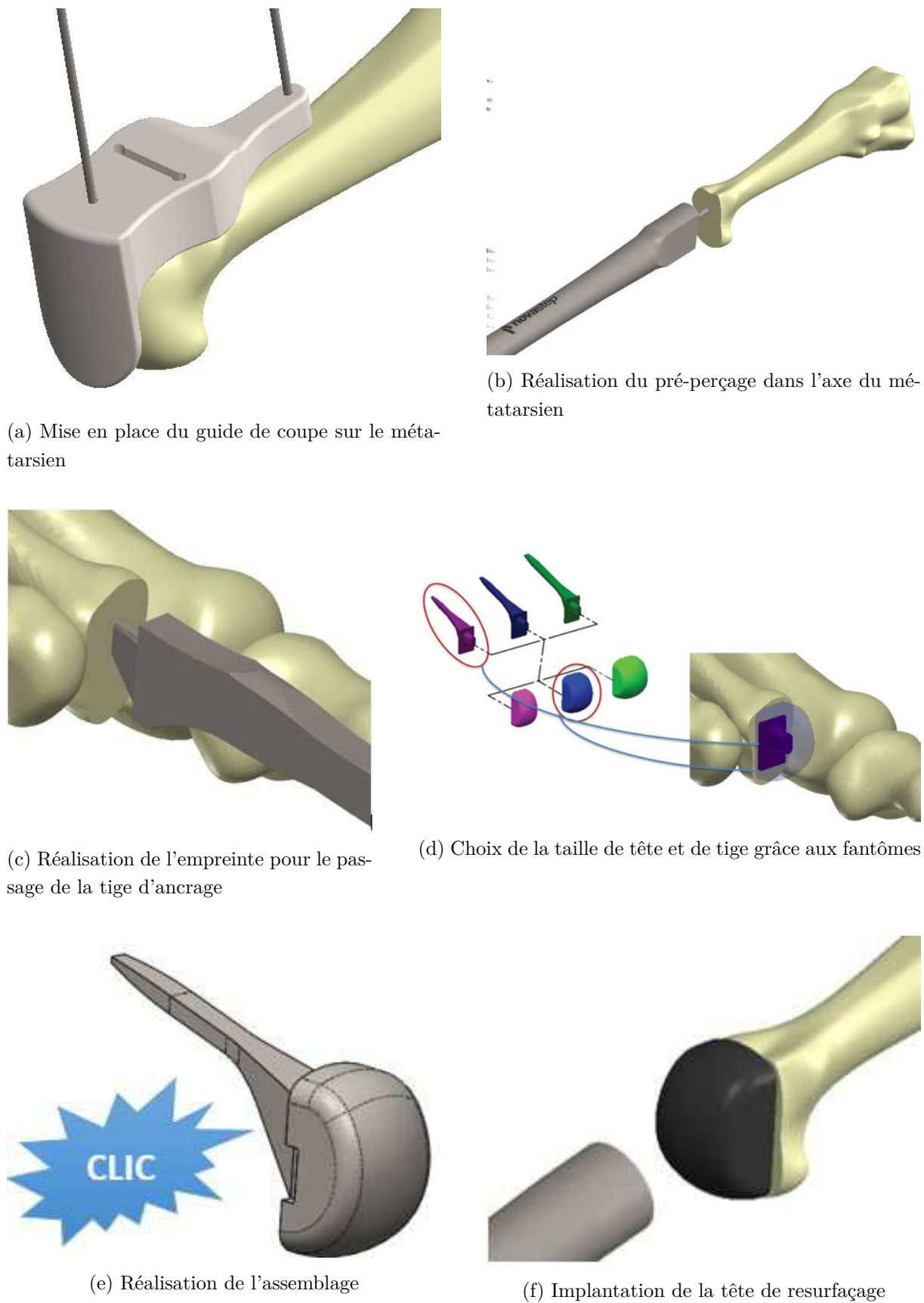


FIG. II.18 – Étapes de la technique opératoire

- essai de pose sur des pièces cadavériques ;
- essai de fatigue ;
- essai d'assemblage et de retrait ;
- essai de corrosion sur les ressorts ;
- essai de dureté sur les têtes en CoCr.

La validation des performances est effectuée par comparaison avec des résultats obtenus sur des prothèses équivalentes disponibles sur le marché. Dans le cas de la prothèse de resurfaçage des métatarsiens de Novastep, seul l'essai de fatigue a fait l'objet d'une étude comparative. Les autres essais se sont avérés difficiles, voire impossibles à réaliser sur les prothèses concurrentes, en raison des grandes disparités des solutions prothétiques sur le marché. Dans la suite de ce chapitre, nous allons présenter les différents essais ainsi que les résultats obtenus.

4.1 Validation fonctionnelle des implants et de la technique opératoire

Quatre essais d'implantation sur pièces cadavériques ont été réalisés lors du processus de conception de la prothèse de Novastep, en étroite collaboration avec les chirurgiens orthopédiques de la clinique Saint-Charles à Lyon. Lors de ces essais, la prothèse est implantée suivant la technique opératoire prévisionnelle sur un cadavre. Ces essais sont réalisés de manière à :

- valider la forme et les dimensions de la tête de resurfaçage et de la tige d'ancrage sur les rayons visés (2^e et 3^e rayons) ;
- définir la technique opératoire et vérifier son adéquation avec le site opératoire et le traitement chirurgical à effectuer.

Plusieurs modifications ont été effectuées suite à ces essais comme, pour les implants :

- **tête de resurfaçage** : l'ajout du pion de diamètre 2 mm comme détrompeur pour éviter les erreurs lors de la réalisation de l'assemblage. De plus, une solution permettant le retrait de l'assemblage a été ajoutée après que la solution d'assemblage par ressort a été sélectionnée. Ce retrait est assuré par l'ajout de deux rainures sur les aspects latéraux permettant le passage des mors d'une pince de retrait [II.19](#) ;
- **tige d'ancrage** : la gamme de longueurs a été modifiée jusqu'à obtenir la gamme décrite en section [3.2.b](#) ;
- **méthode d'assemblage** : deux méthodes ont été testées pour réaliser l'assemblage de la prothèse. La première méthode est la méthode par ressort et la seconde est une méthode par cône morse. La méthode par ressort a été sélectionnée car plus simple à mettre en oeuvre.

La technique opératoire a subi de nombreuses modifications avec l'ajout de plusieurs instruments pour aider à la réalisation de la mise en place de la prothèse. Parmi ceux-ci :

- **guide de coupe** : plusieurs versions du guide de coupe ont été testées au cours de ces essais (Fig. [II.20](#)). À l'heure actuelle, le design du guide de coupe est toujours à l'étude pour garantir une stabilisation du guide et pour permettre une coupe parfaitement orientée ;
- **poinçon de pré-perçage** : Cette pièce a été ajoutée après le 3^e essai pour faciliter l'insertion de la broche dans l'axe des métatarsiens ;
- **fantômes de têtes et de tiges** : un code couleur a été ajouté pour faciliter la recon-

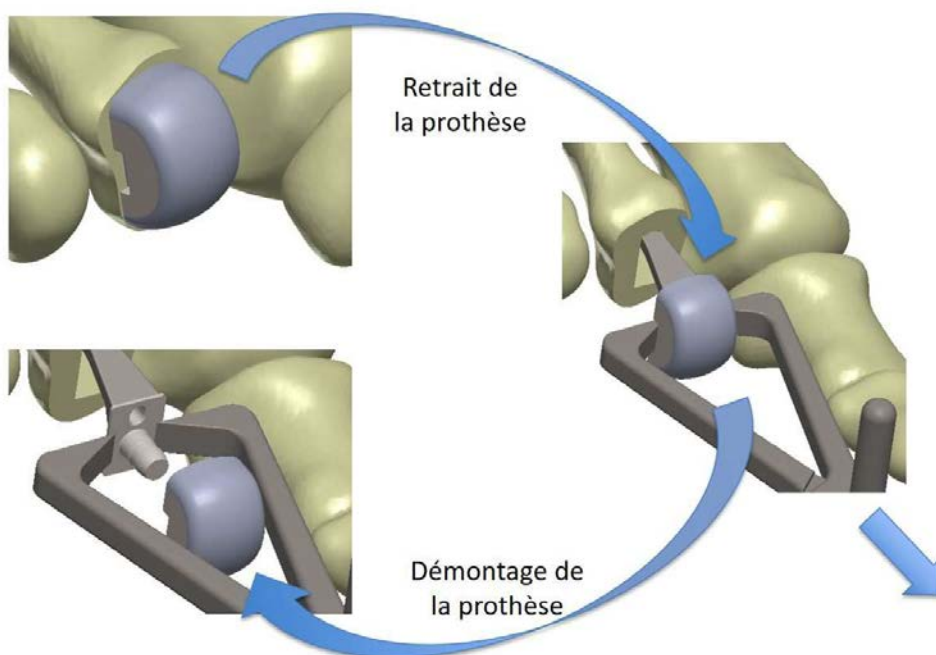


FIG. II.19 – Retrait de la prothèse de resurfaçage grâce à la pince de retrait

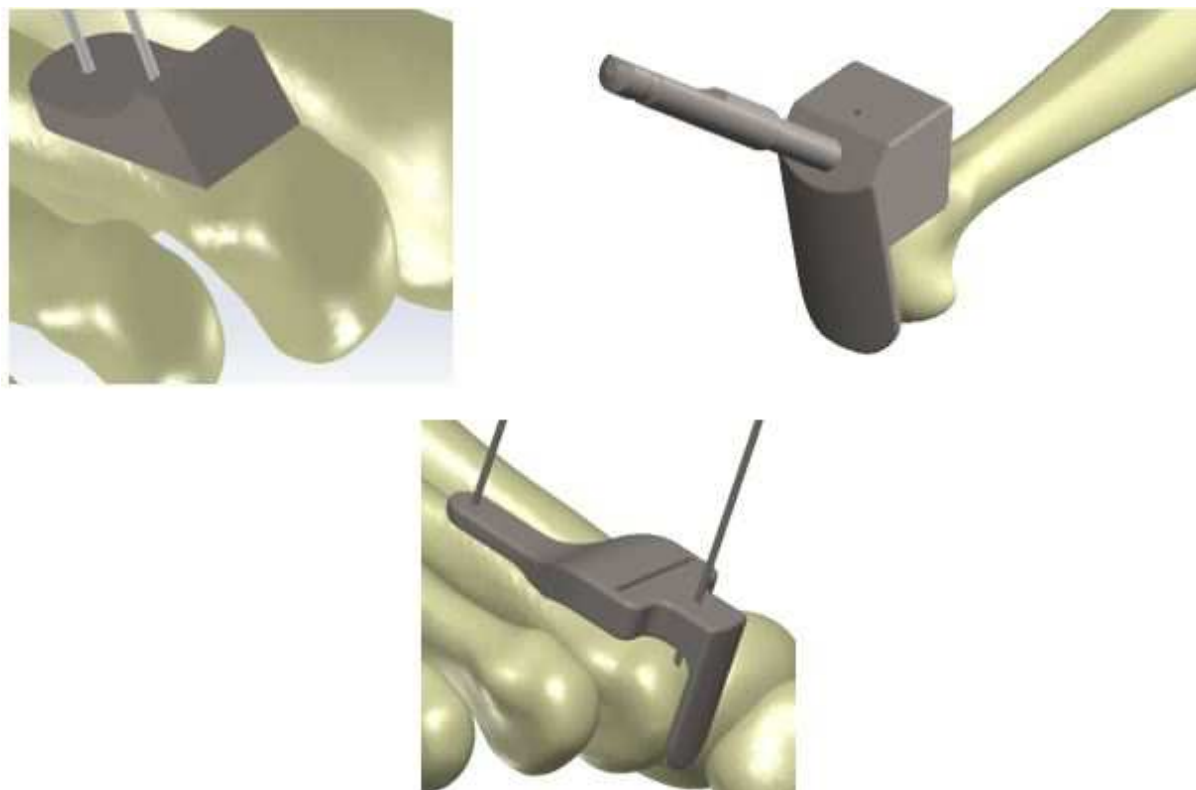


FIG. II.20 – Différents designs de guide de coupe testés pendant les essais de pose sur pièces cadavériques

naissance des tailles d'implants. De plus, une solution d'assemblage par cône morse a été ajoutée pour permettre aux fantômes de têtes de s'adapter au support ;

- **impacteur de tige** : cette pièce a été abandonnée après le 2^e essai durant lequel il a été décidé d'implanter la prothèse assemblée.

Les instruments qui ne sont pas cités dans ce listing n'ont fait l'objet d'aucune modification majeure après leur ajout dans le kit.

4.2 Essais de fatigue

Les essais de fatigue sont réalisés dans le but d'évaluer la tenue mécanique à long terme de la prothèse de resurfaçage lors de son fonctionnement normal. Comme définie dans la section 3.1, la prothèse doit avoir une durée de vie d'au moins 10 ans sans démontage et sans détérioration (rayures sur la surface articulaire, matage²¹ de la tête, mouvement de l'assemblage, ...) lors de chargements répétés équivalents à ceux soumis quotidiennement aux têtes métatarsiennes. Les effets de ce chargement sur la prothèse Novastep sont comparés aux effets sur une prothèse concurrente jugée comme équivalente. La prothèse concurrente choisie est l'HemiCAP d'ArthroSurface pour les rayons latéraux.

4.2.a Détermination des conditions des essais

Les conditions des essais correspondent au chargement appliqué à la tête du 2^e métatarsien lorsqu'il est soumis au chargement le plus important du cycle de marche. Bien que certains patients puissent reprendre des activités physiques comme la course après implantation de la prothèse (91.3% des patients ont repris au moins une activité sportive récréative après une arthroplastie [Daniilidis et al. \[2010\]](#)), nous faisons l'hypothèse que la marche reste l'activité principale pour les patients implantés.

Nous avons commencé par étudier le cycle normal de marche humaine (Fig. II.21). Ce cycle est composé de deux phases :

- une phase d'appui représentant 60% du cycle ;
- une phase d'oscillation représentant 40% du cycle.

La phase d'appui est composée de plusieurs phases commençant par un appui du talon. L'articulation de la cheville effectue ensuite une flexion plantaire jusqu'à ce que la plante du pied touche entièrement le sol, c'est alors que les articulations MTP commencent à être chargées. Enfin, les articulations MTP effectuent une flexion dorsale, les phalanges restent au sol et le talon se soulève jusqu'à ce que le pied quitte le sol, il passe alors en phase d'oscillation. [Jacob \[1989\]](#) définit le chargement sous les articulations de l'avant-pied en pourcentage du poids du corps (Fig. II.22) avec, sous la 2^e articulation MTP, une charge maximale d'environ 55% du poids du corps à 45% du cycle de marche. Nous considérons donc que la prothèse est implantée à une personne de 80 kg, soit un chargement moyen d'environ 440 N.

[Jacob \[1989\]](#) donne également la flexion dorsale du pied lors de la phase d'appui (fig. II.23). En considérant que le métatarsien effectue la même flexion dorsale que le pied, nous apercevons qu'à 45% du cycle, le métatarsien a effectué 5°. La configuration finale est donc définie en figures II.24a et II.24b.

21. déformation plastique de la matière

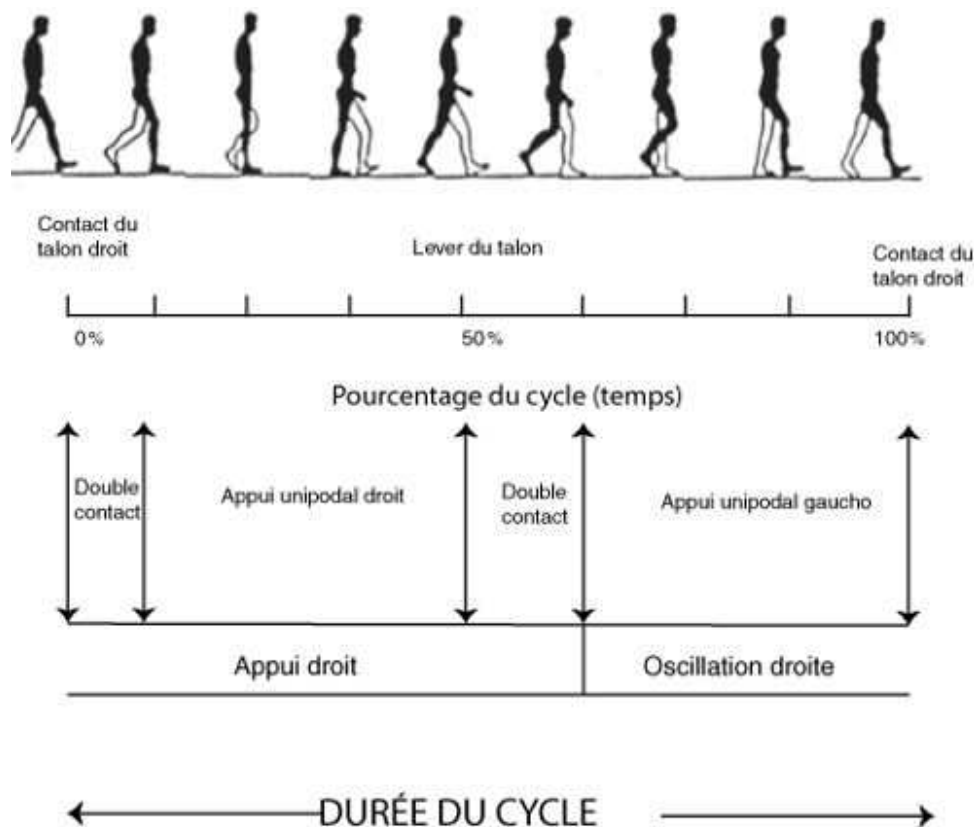


FIG. II.21 – Cycle de la marche bipède humaine, Collège des Enseignants de Neurologie [2017]

Le nombre de cycles à réaliser a été déterminé en fonction de l'activité physique maximale estimée. L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) recommande de pratiquer 150 minutes d'activité modérée par semaine, quel que soit l'âge (OMS [2017]). En considérant que cette activité représente uniquement la marche, pour une vitesse de marche de 4 km/h, la distance hebdomadaire parcourue est de 10 km. Nous avons considéré que la longueur moyenne du pas est de 75 cm, ce qui donne donc 13 333 cycles par semaine. Pour une durée de vie d'au moins 10 ans, il est nécessaire que la prothèse puisse réaliser 3.47 millions de cycles (nous arrondirons à 3.5 millions de cycles).

Les prothèses Novastep ayant la surface de contact la plus faible sont utilisées car, à effort identique, la contrainte générée est la plus importante. La tige étant totalement encastrée, n'importe quelle taille de tige peut être utilisée. De même, la tête concurrente avec la plus petite surface de contact est utilisée, avec n'importe quel type de tige.

4.2.b Protocole des essais

Les essais de fatigue sont donc réalisés au CRITT de Nogent avec les paramètres suivants :

- chargement dynamique $340N < F < 540N$, soit 55% d'une personne de 80 kg avec $\pm 100N$;
- fréquence de sollicitation de 30 Hz (fréquence utilisée pour les essais de fatigue sur les prothèses de hanche) ;
- variation de la force d'essai produite par l'équipement de forme sinusoïdale. Si la forme sinusoïdale n'est pas possible, la forme de l'onde doit être lissée et sans pic ;

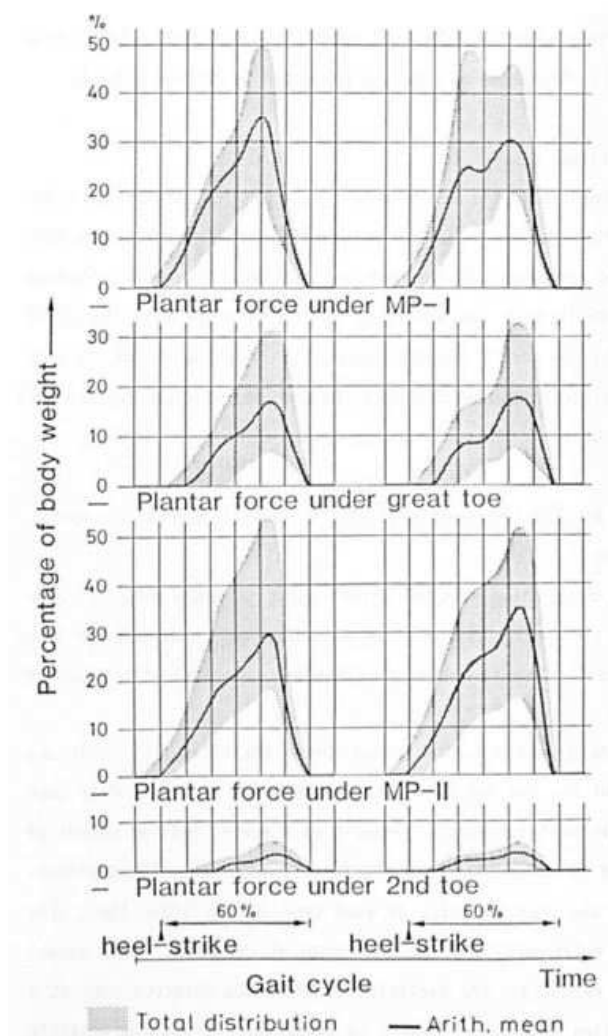


FIG. II.22 – Chargement sous les articulations de l'avant-pied pendant le cycle de marche, Jacob [1989]

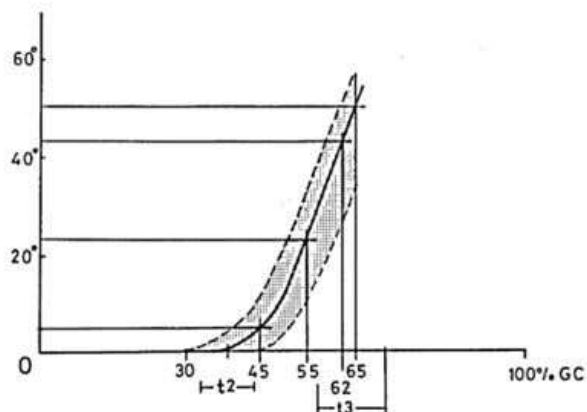
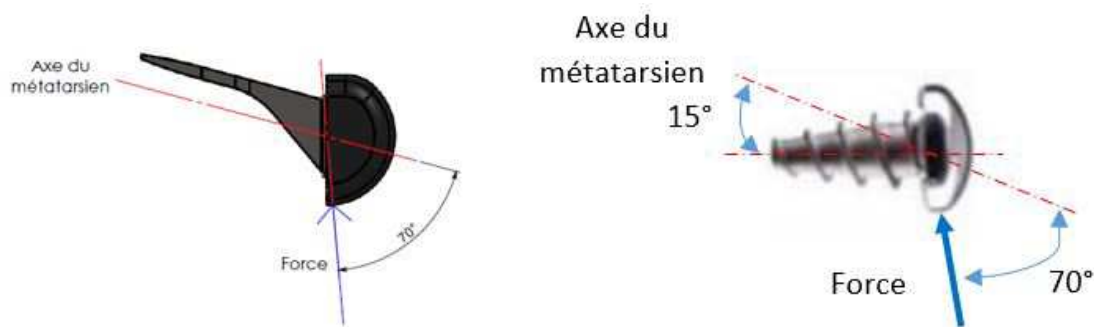


FIG. II.23 – Flexion dorsale du pied lors du cycle de marche, Jacob [1989]



(a) Configuration de l'essai de fatigue avec la prothèse Novastep (b) Configuration de l'essai de fatigue avec la prothèse HemiCAP

FIG. II.24 – Configuration de chargement des prothèses pour la réalisation de l'essai de fatigue

- test de cinq échantillons de prothèses Novastep et de prothèses concurrentes.

Les essais sont conduits de la manière suivante :

- réalisation de 700 000 cycles ;
- contrôle de la surface de la tête de resurfaçage et de la tenue de l'assemblage ;
- poursuite du cyclage jusqu'à 3.5 millions de cycle.

4.2.c Résultats des essais de fatigue

À l'heure actuelle, une prothèse de resurfaçage de Novastep a été utilisée pour la réalisation d'une pré-étude pour valider les paramètres sélectionnés. La tige est cimentée dans un polymère et insérée dans les mors de la machine d'essai. Le chargement est appliqué à la tête de resurfaçage via un cylindre en contact suivant les paramètres définis en section 4.2.a (Fig. II.25). Cet essai de pré-étude a montré qu'après 3.5 millions de cycles, il n'existe aucune trace de fissuration, de matage ou de descellement de la prothèse. Un très léger jeu dans l'assemblage a été détecté dès les premiers 700 000 cycles mais sans causer de problème de descellement de la prothèse. Enfin, après 3.5 millions de cycle, un déplacement de la prothèse compris entre 0.4 mm et 0.5 mm est obtenu (Fig. II.26). Les essais de fatigue sur les cinq prothèses de Novastep vont être réalisés prochainement.

En outre, les cinq essais de fatigue sur la prothèse concurrente ont été effectués et n'ont montré aucune trace de descellement, de matage ou de trace de fissuration. La tige de la prothèse HemiCAP est également préparée suivant les propriétés définies en section 4.2.a (Fig. II.27).

Les résultats pour les essais de fatigue entre la prothèse Novastep et la prothèse concurrente semblent être équivalents. Cependant, ce jugement doit être confirmé par les essais de fatigue sur la prothèse Novastep.

4.3 Essai d'assemblage et de retrait

Cet essai est composé de deux parties :

- la première consiste à réaliser un essai d'assemblage de la prothèse grâce à un chargement de compression statique. Cet essai a pour but de mesurer l'effort nécessaire à l'assemblage

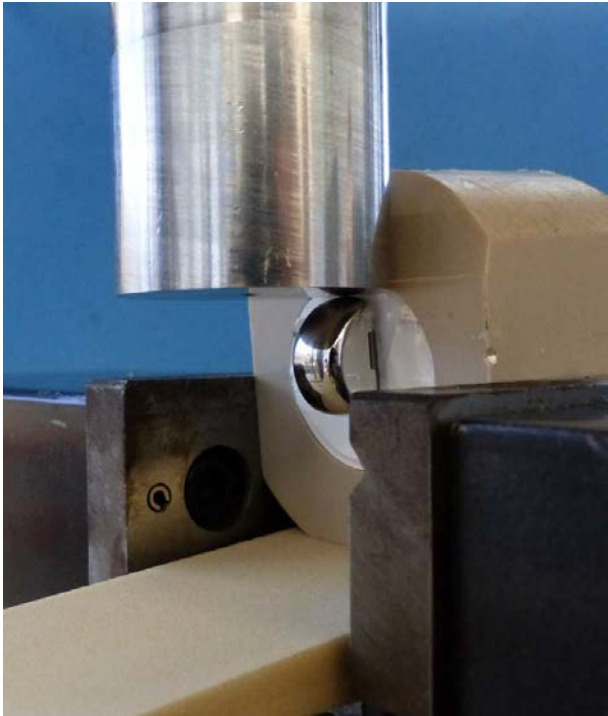


FIG. II.25 – Montage de la prothèse de resurfaçage pour la réalisation des essais de fatigue

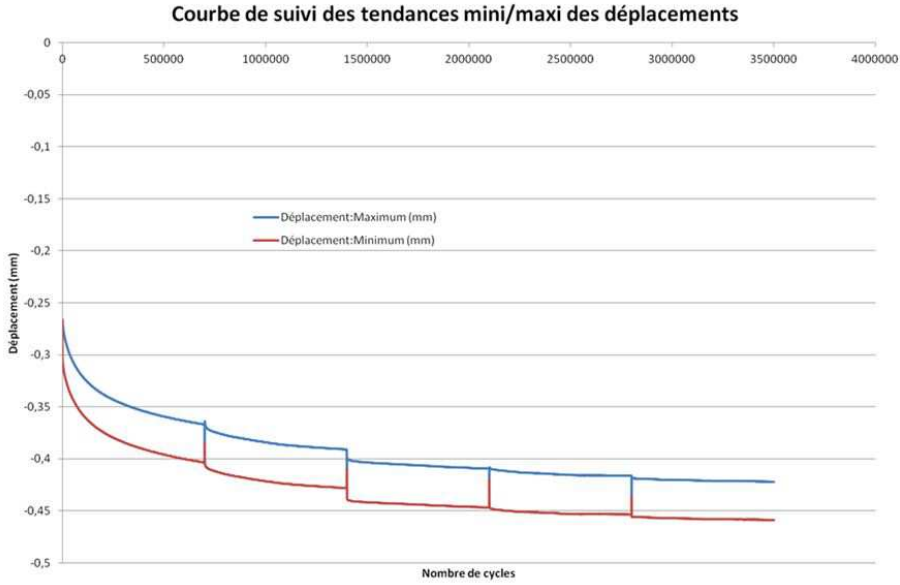


FIG. II.26 – Courbe présentant le déplacement de la prothèse Novastep en fonction du nombre de cycles

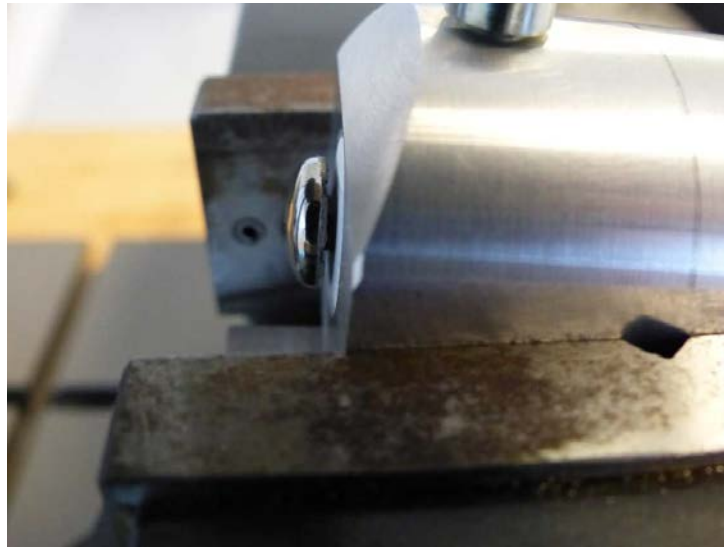


FIG. II.27 – Montage de la prothèse de resurfaçage concurrente pour la réalisation des essais de fatigue

- entre la tête de resurfaçage et la tige d'ancrage ;
- la seconde est un essai d'arrachement entre la tête et la tige assemblée. Cet essai permet de mesurer l'effort de traction nécessaire à la séparation des deux pièces composant la prothèse. De manière à étudier l'impact de l'usure des ressorts sur la tenue de l'assemblage, cet essai est réalisé avec une série de ressorts sains et une série de ressorts ayant subi une corrosion intense engendrant la rupture d'une spire.

4.3.a Protocole des essais

Pour les essais d'assemblages et de retraits, n'importe quelle combinaison de taille de tête et de tige peut être utilisée car les dimensions des éléments permettant l'assemblage sont identiques. Cet essai a donc été réalisé sur des têtes et des tiges de taille M. 5 séries d'essais d'assemblages ont été réalisés et 10 séries d'essais de retraits (5 avec ressorts sains et 5 avec ressorts corrodés), soit l'utilisation de 10 têtes et de 10 tiges. La dégradation des ressorts a été réalisée avant la réalisation des essais par rupture manuelle d'une spire. Bien que cette dégradation manuelle ne soit pas représentative d'une dégradation par corrosion, la réalisation d'un cycle de polarisation (comme défini en section 4.4) n'est pas possible car cet essai est destructif. Nous considérons cependant que cette dégradation est le cas critique observable *in-vivo*.

Les essais d'assemblage sont conduits de la manière suivante :

- la tige est cimentée dans un polymère pour assurer son maintien pendant l'essai ;
- la tête de resurfaçage est engagée sur l'arbre de la tige et orientée de manière à assurer l'assemblage entre les deux pièces (Fig. II.28) ;
- la charge est transmise à la tête de resurfaçage grâce à un cylindre en contact avec la tête ;
- un déplacement de 5 mm/min est appliqué à la cellule de charge ;
- la charge (en N) en fonction du déplacement est enregistrée pour chaque essai.

L'essai est arrêté si :

- la charge chute brutalement ;

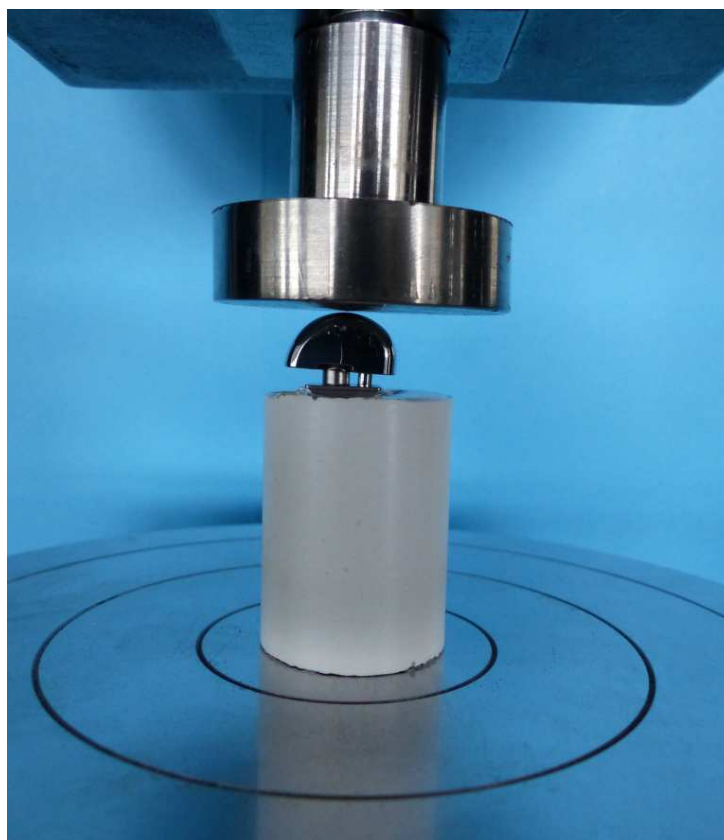


FIG. II.28 – Montage nécessaire à la réalisation des essais d'assemblage

- le ciment ou le support de tige se rompt ;
- la charge augmente beaucoup, indiquant que la tête et la tige sont en butée.

Les essais d'arrachement se déroulent de la manière suivante :

- la tige est cimentée dans un polymère et placée dans les mors de la machine de traction.
Les tiges cimentées pour les essais d'assemblage sont réutilisées ;
- la tête est maintenue dans les mors supérieurs de la machine de traction ;
- un déplacement de 5 mm/min est appliqué sur la tête de resurfaçage ;
- la charge(en N) en fonction du déplacement (en mm) est enregistrée pour chaque essai.

L'essai est arrêté si :

- la charge chute brutalement ;
- le ciment ou le support de tige se rompt ;
- la tête ou la tige cimentée est retirée des mors de la machine de traction ;
- la prothèse est totalement déchaussée.

4.3.b Résultats des essais

Les essais d'assemblage et de retrait sur la tête métatarsienne sont en cours de réalisation au CRITT de Nogent.

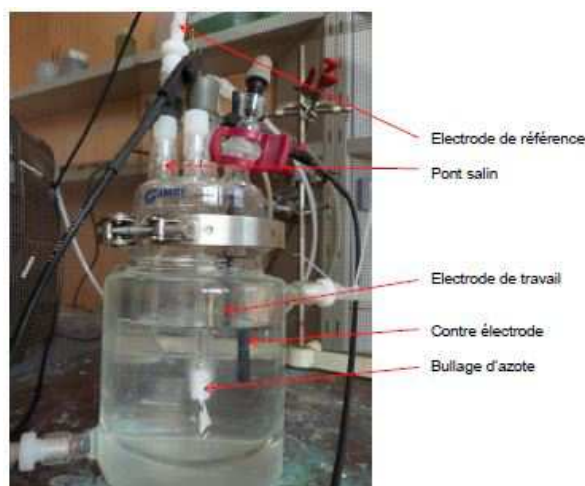


FIG. II.29 – Montage nécessaire à la réalisation des essais de corrosion

4.4 Validation de la résistance à la corrosion sur les ressorts toriques

Cet essai a pour but d'évaluer le comportement à la corrosion des ressorts toriques soumis à des essais de polarisation potentiodynamiques. Ces essais sont effectués sur le ressort torique dans la mesure où il est la pièce la plus sensible de l'assemblage avec les dimensions les plus faibles.

4.4.a Protocole des essais

Cinq ressorts toriques ont été utilisés pour cet essai suivant la norme [ASTM F2129-15 \[2015\]](#). Ces ressorts sont placés sur une électrode de travail plongée dans un bain électrolytique de type Ringer, Hank ou PBS riche en NaCl. Les essais sont conduits de la manière suivante :

- le ressort est placé sur une électrode de travail (Fig. II.29) et le potentiel de corrosion (E_R) est enregistré lors de la phase de stabilisation pendant une heure ou jusqu'à obtenir une variation de tension inférieure à 3 mV/s;
- la tension est alors augmentée de 1 mV/s;
- lorsque la tension atteint 800 mV ou que la densité de courant est 100 fois supérieure à la densité de courant au potentiel de corrosion, l'essai bascule en sens inverse avec une tension diminuant de 1 mV/s.

L'essai est arrêté si :

- la tension redescend en dessous du potentiel de corrosion ;
- le courant lors de la phase de retour descend en dessous du courant au potentiel de corrosion ;
- aucune boucle d'hystérésis ne se forme lors de l'inversion de la tension.

4.4.b Résultats des essais

Les potentiels de corrosion (E_R) obtenus lors de la phase de stabilisation sont compris entre -137 et 3mV/ECS ²² (Tab. II.5). Pour chaque ressort testé, aucun phénomène de corrosion

22. la variation de tension est mesurée entre l'électrode de travail et l'électrode de calomel saturée (ECS)

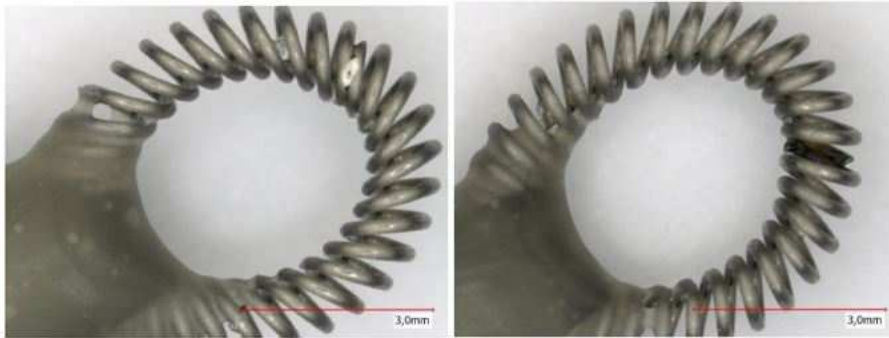


FIG. II.30 – Deux faces d'un ressort ayant subi un essai de corrosion et ne montrant aucune trace de corrosion

par piqûre n'a été observé. Les valeurs du potentiel de piqûre E_B sont donc supérieures à 800 mV/ECS. Pour finir, les ressorts n'ayant pas subi de corrosion pendant ce cycle, aucune valeur de potentiel de passivation n'a été déterminée (E_P).

Numéro pièce	E_R (mV/ECS)	E_B (mV/ECS)	E_P (mV/ECS)
1	-20	> 800	NA
2	3	> 800	NA
3	-1	> 800	NA
4	-137	> 800	NA
5	-15	> 800	NA

TABLE II.5 – Résultats de l'essai de résistance à la corrosion du ressort torique

Après les essais, les ressorts n'ont montré aucune trace de corrosion (Fig. II.30), ce qui confirme les observations faites en table II.5.

4.5 Validation de la dureté de l'alliage de Chrome-Cobalt utilisé pour les têtes de resurfaçage

Cet essai a pour but de vérifier que la dureté HRC des têtes de resurfaçage en surface et à cœur est conforme aux caractéristiques matériaux décrites dans les normes NF ISO 5832-12 [2007] et ASTM F1537-11 [2011]. Pour rappel, la valeur de dureté HRC donnée par la norme pour l'alliage de CoCr travaillé à chaud doit être supérieure à 35.

4.5.a Protocole des essais

Cinq têtes de resurfaçage de taille M ont été utilisées pour réaliser ces essais. Pour chaque tête, trois mesures sont effectuées en surface et trois mesures sont effectuées à cœur (Fig. II.31). Les mesures sont réalisées comme suit :

Pour les mesures de dureté en surface :

- la tête est insérée dans les mors de la machine d'essai ;
- les mesures de dureté sont réalisées en surface aux localisations indiquées en figure II.31 ;
- les valeurs obtenues sont converties en dureté HRC si nécessaire.

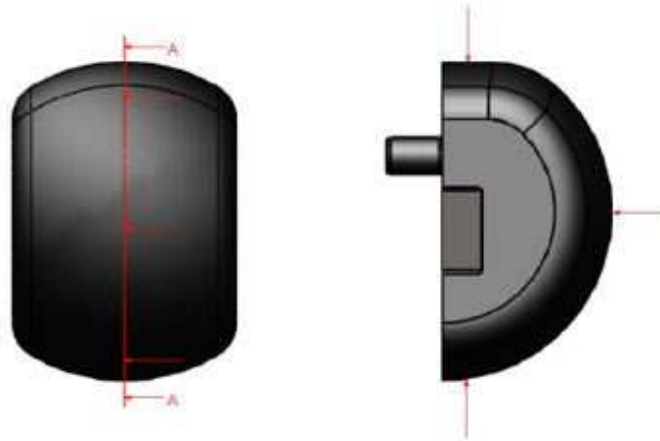


FIG. II.31 – Position des mesures effectuées en surface (à droite) et à coeur (à gauche)

Pour les mesures de dureté à coeur :

- une coupe est réalisée au milieu de la tête ;
- une des portions obtenue est insérée dans les mors de la machine d'essai ;
- les mesures de dureté à coeur sont réalisées aux localisations indiquées en figure II.31 ;
- les valeurs obtenues sont converties en dureté HRC si nécessaire.

4.5.b Résultats des essais

Les valeurs de dureté obtenues au cours de ces essais sont regroupées dans les tables II.6 et II.7. La moyenne des duretés est égale à 41.72 en surface et égale à 46.26 à coeur. Ces valeurs sont conformes aux valeurs données dans les normes NF ISO 5832-12 [2007] et ASTM F1537-11 [2011].

Tête	Mesure 1	Mesure 2	Mesure 3	Moyenne
1	43	43	43	43
2	43	42	44	43
3	41	41	42	41.3
4	41	40	40	40.3
5	43	40	40	41

TABLE II.6 – Mesures de dureté HRC réalisées en surface

Tête	Mesure 1	Mesure 2	Mesure 3	Moyenne	Conversion HRC
1	488	454	461	467.7	46.8
2	467	454	454	458.3	46
3	467	448	454	456.3	45.7
4	488	454	461	467.7	46.8
5	467	448	461	458.7	46

TABLE II.7 – Mesures de dureté HV30 réalisées à coeur

Conclusion

Les résultats des prothèses pour héli-arthroplastie des têtes métatarsiennes sont globalement prometteurs et équivalents à ceux d'autres techniques chirurgicales. Néanmoins, le taux de complications ou de reprises reste relativement élevé ce qui discrédite cette technique. L'optimisation des prothèses de resurfaçage (design, matériau, ...) doit permettre d'améliorer les résultats cliniques et pourrait prétendre faire de cette technique chirurgicale le « gold-standard ».

Ce chapitre nous a permis de décrire la conception de la prothèse de resurfaçage des métatarsiens de Novastep qui doit contribuer à améliorer les résultats des héli-arthroplasties des têtes métatarsiennes.

Cette prothèse est destinée au resurfaçage des rayons latéraux, très peu visé par les prothèses concurrentes. L'utilisation d'une méthode d'assemblage innovante, plus fiable que celles existantes et d'une technique opératoire plus simple pourrait faire de la prothèse Novastep un produit incontournable pour le traitement des pathologies des rayons latéraux.

Nous avons vérifié les caractéristiques mécaniques de cette prothèse grâce à cinq essais. La validation de la tenue en fatigue tend à montrer que les performances à long terme de la prothèse Novastep sont équivalentes à celles d'une prothèse concurrente. Les essais de corrosion ont montré que les ressorts toriques utilisés pour l'assemblage des deux composants de la prothèse offrent une excellente résistance à la corrosion. Pour finir, les poses sur pièces cadavériques ont permis de valider la technique opératoire, le design de la prothèse et l'ergonomie des instruments. L'effort nécessaire à la réalisation de l'assemblage et à son retrait sera mesuré au travers d'essais réalisés prochainement. Les prochains chapitres vont permettre de présenter le modèle numérique mis en place pour étudier l'impact de la prothèse sur la structure interne des métatarsiens à long terme.

Chapitre III

Développement et validation de la routine de remodelage osseux

Sommaire

1	Structure et comportement mécanique du tissu osseux	71
1.1	Structure du tissu osseux	71
1.1.a	Les différents types d'os	71
1.1.b	Structure à l'échelle macroscopique	71
1.1.c	Structure à l'échelle mésoscopique	72
1.1.d	Structure à l'échelle microscopique	73
1.2	Comportement mécanique du tissu osseux	75
2	Modélisation du remodelage osseux	76
2.1	Description du processus de remodelage osseux	77
2.2	Lois de remodelage	78
2.3	Algorithme général d'intégration de la loi de remodelage dans un solveur EF	80
3	Implémentation et validation de la subroutine de remodelage osseux avec Matlab	81
3.1	Description du modèle étudié	82
3.2	Développement de la routine de calcul EF avec remodelage	84
3.3	Validation de la routine	85
3.3.a	Résultats initiaux	85
3.3.b	Influence du pas de temps	86
3.3.c	Influence de la taille de maille	86
3.3.d	Influence du type d'éléments finis	91
3.4	Conclusion	93
4	Implémentation et validation de la routine de remodelage osseux sous Abaqus	93
4.1	Adaptation de l'algorithme de remodelage	94
4.2	Implémentation et validation de la routine sous Abaqus	94
4.2.a	Préparation du modèle	94
4.2.b	Résultats initiaux	95
4.2.c	Influence du pas de temps	95
4.2.d	Influence de la taille de maille	98
4.3	Conclusion	98

Introduction

Dans les deux premiers chapitres, nous avons présenté les résultats de l'étude anatomique des métatarsiens qui ont permis le développement d'une solution prothétique avec des dimensions adaptées aux articulations considérées. La forme, les caractéristiques mécaniques et la technique opératoire ont été validées de manière à obtenir une autorisation de mise sur le marché de la prothèse. L'ancrage primaire, le rétablissement de la stabilité articulaire et de la gamme de mouvements ont été validés lors d'essais de pose sur pièces cadavériques mais devront également être vérifiés *in vivo* en conditions réelles. L'un des derniers facteurs à étudier est la tenue à long terme de la prothèse dans l'os (ancrage secondaire) ainsi que les variations de la structure osseuse (notamment la densité volumique) dues à la modification du champ de contrainte (« stress shielding »). Pour cela, une étude par Éléments Finis (EF) dans laquelle est intégrée une loi de remodelage osseux, est réalisée.

Ce chapitre a précisément pour but de décrire le développement et la validation d'une subroutine dédiée au remodelage osseux. Il débute par des généralités sur le tissu osseux : après une présentation de l'architecture osseuse aux échelles macroscopique, mésoscopique¹ et microscopique, nous proposons une rapide synthèse des caractéristiques matérielles de l'os. Puis une revue de plusieurs lois de remodelage osseux fournies par la littérature est réalisée et permet d'en retenir une dans le cadre de ce travail. Les 3^e et 4^e volets de ce chapitre sont consacrés à la description de l'implémentation de la routine de remodelage osseux sous Matlab, puis sous Abaqus. La validation de la routine implémentée est réalisée via une comparaison avec des cas tests bidimensionnels de la littérature.

1. échelle intermédiaire entre l'échelle macroscopique et microscopique

1 Structure et comportement mécanique du tissu osseux

Avant de s'intéresser au processus de remodelage osseux, une présentation du tissu osseux et de son comportement mécanique est nécessaire. La connaissance de ces informations servira de base dans la préparation d'une étude de remodelage sur les métatarsiens.

1.1 Structure du tissu osseux

1.1.a Les différents types d'os

Le corps humain totalise 206 os formant le squelette qui est mis en mouvement grâce aux tissus mous (muscles, tendons et ligaments) qui y sont attachés. Cet ensemble forme l'appareil locomoteur qui, en plus de permettre le mouvement, assure le maintien du corps et la protection des organes (la cage thoracique protège le cœur et les poumons par exemple). Les os ont également pour fonction :

- de stocker les minéraux du corps humain, notamment du calcium et du phosphore (99% du calcium et 80% du phosphore du corps humain sont contenus dans les os, [Bonjour \[2017\]](#)). Ces minéraux sont libérés dans le sang en fonction des besoins du corps de manière à maintenir l'homéostasie² (une concentration de calcium élevée favorise les dépôts de sel de calcium dans l'os et une concentration faible favorise la dégradation de l'os, [Jacquier \[2010\]](#));
- de stocker une partie de la graisse du corps humain dans la moelle jaune contenue dans les os;
- de produire les cellules sanguines (globules rouges, globules blancs, plaquettes et différents types de lymphocytes) dans la moelle osseuse rouge contenue dans l'os par un processus complexe appelé l'hématopoïèse³.

Les os composant le squelette sont généralement classés en différentes catégories :

- les os longs, comme le fémur ou l'humérus;
- les os courts, comme la rotule ou les tarses du pied, de petites tailles sans forme particulière;
- les os plats, comme l'omoplate ou l'os pariétal, possédant deux faces parallèles;
- les os irréguliers, comme les vertèbres ou le bassin.

Les métatarsiens étant classés dans la catégorie des os longs, nous allons décrire leur structure particulière dans la suite de cette partie.

1.1.b Structure à l'échelle macroscopique

Les os longs et plats sont recouverts d'une membrane, appelée périoste, exceptée au niveau des articulations (Fig. III.1). Cette membrane permet la croissance des os et assure le bon fonctionnement du système vasculaire. Les extrémités proximale et distale des os longs sont appelées épiphyses. Elles sont reliées entre elles par une longue partie cylindrique appelée diaphyse. Les épiphyses sont reliées à la diaphyse par les métaphyses.

2. maintien d'un système dans un état bénéfique

3. processus de production des cellules sanguines à partir de cellules souches

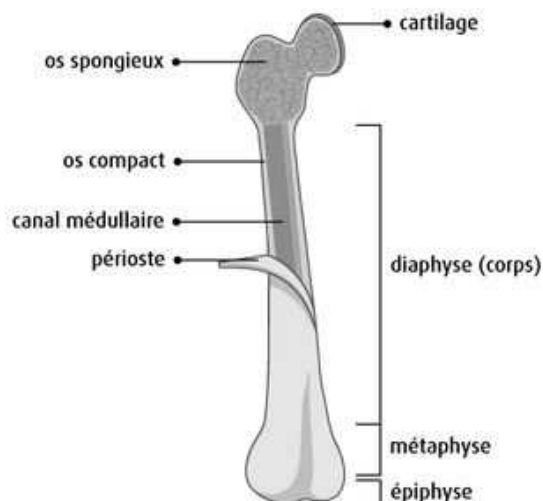


FIG. III.1 – Structure des os longs, Société Canadienne du Cancer [2017]

Les épiphyses sont constituées d'une couche d'os cortical⁴ en périphérie entourant de l'os spongieux⁵. Les cavités de l'os spongieux sont remplies de moelle osseuse rouge nécessaire pour la réalisation de la fonction hématopoïétique. Comme évoqué dans les chapitres précédents, les surfaces articulaires sur les épiphyses sont recouvertes de cartilage articulaire permettant ainsi d'éviter les frottements dans l'articulation et donc de faciliter le mouvement. La diaphyse est constituée d'une couche d'os cortical qui assure la résistance mécanique de l'os. La partie centrale de la diaphyse est une cavité cylindrique appelée canal médullaire, rempli de moelle jaune composée principalement de graisse. La surface du canal médullaire est recouverte d'une membrane appelée endoste, composée d'une couche de cellules permettant la résorption et la formation du tissu osseux.

1.1.c Structure à l'échelle mésoscopique

Pour bien comprendre les phénomènes mis en jeu, il faut également s'intéresser aux échelles inférieures. À l'échelle mésoscopique, l'os cortical est formé d'une succession de structures cylindriques appelées ostéons ou systèmes de Havers (Fig. III.2). Ces structures ont généralement une longueur de plusieurs mm et un diamètre d'environ 0.2 mm. Elles sont orientées le long de la diaphyse. Elles forment l'unité standard constitutive de l'os.

L'ostéon est composé de lamelles osseuses concentriques. La séparation entre deux lamelles adjacentes comporte des lacunes aussi appelées ostéoplastes⁶, dans lesquelles sont logées des ostéocytes qui seront décrits ultérieurement. Chaque lacune est reliée à ses voisines grâce à de petits canaux appelés canalicules. Chaque ostéon est relié à ses voisins grâce à des lamelles interstitielles. Pour finir, près de la surface de l'os compact, les lamelles sont disposées parallèlement à la surface de l'os.

4. os dense

5. os fortement poreux

6. logement creusé dans la cavité osseuse

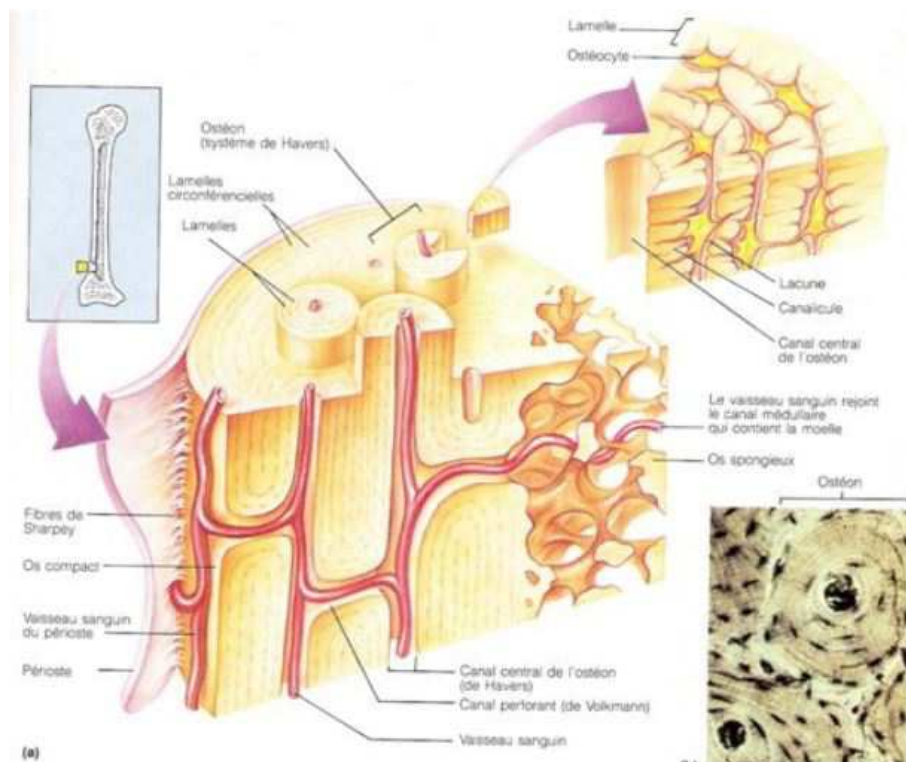


FIG. III.2 – Structure de l'os cortical à l'échelle mésoscopique, [Nutrisport \[2017\]](#)

Au centre des ostéons, un canal creux appelé canal de Havers permet le passage de capillaires⁷ et de fibres nerveuses. Ces vaisseaux pénètrent dans l'os par les canaux de Volkmann.

Contrairement à l'os cortical, l'os spongieux ne comporte pas de structure régulière, mais une structure anisotrope constituée de travées osseuses (Fig. III.3) dont les dimensions sont comprises entre 0.1 et 0.5 mm. Ces travées sont composées d'une succession de lamelles interstitielles suivant les contours des travées. L'endoste, qui tapisse la surface intérieure de la couche d'os cortical, tapisse également la surface extérieure des travées.

1.1.d Structure à l'échelle microscopique

À une échelle microscopique, le tissu osseux compact (composant l'os cortical et les travées osseuses) est constitué d'une partie cellulaire et d'une Matrice ExtraCellulaire (MEC). Cette dernière est composée :

- d'une matrice organique constituée à 90% de fibres de collagène de type I offrant à l'os sa résistance mécanique, et de 10% de protéines non collagéniques (PNC) qui peuvent être classées en trois groupes :
 - les PNC osseuses (les plus nombreuses) qui participent à l'organisation macromoléculaire du tissu osseux et interviennent dans de nombreux processus de la physiologie osseuse (remodelage osseux, ...);
 - les protéines plasmatiques contenues dans le plasma sanguin (généré dans la moelle osseuse) qui permettent le transport des molécules, le maintien de la pression onco-

7. petit vaisseau sanguin permettant l'irrigation sanguine de l'os

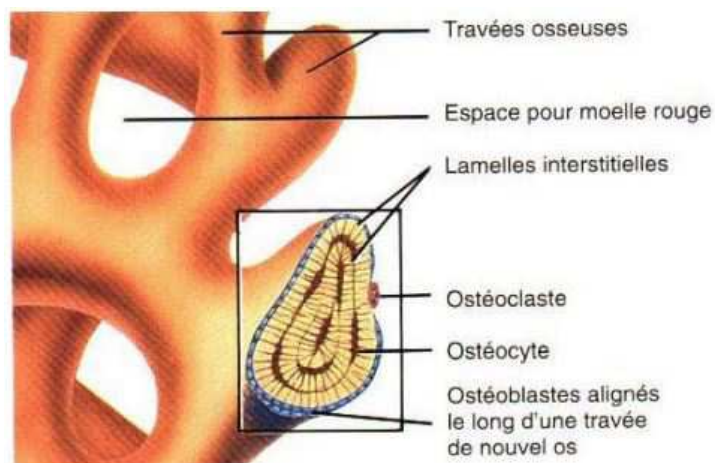


FIG. III.3 – Structure caractéristique de l'os spongieux, Baiotto [2004]

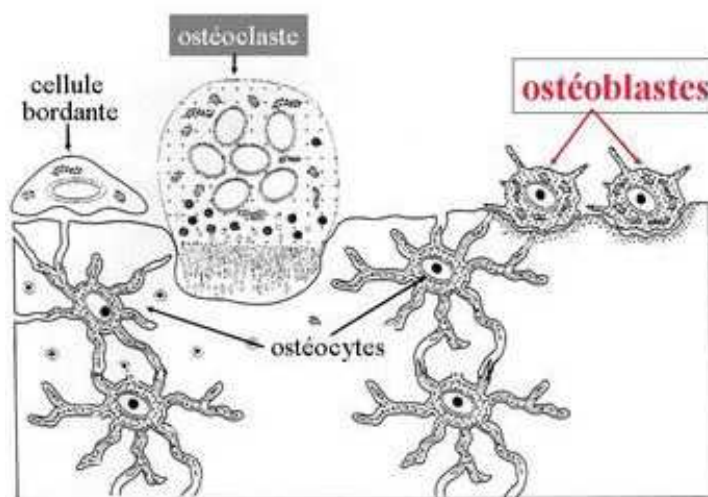


FIG. III.4 – Partie cellulaire de l'os, Nataf [2009]

tique⁸, la coagulation sanguine et la défense immunitaire ;

- les facteurs de croissance qui régulent le nombre de cellules en fonction des besoins.
- d'une fraction minérale composée de tissu d'hydroxyapatite (phosphate de calcium cristallisé $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) orienté en partie par les fibres de collagène.

La partie cellulaire est constituée de quatre types de cellules (Fig. III.4) :

- **les ostéoblastes** qui permettent de synthétiser la matrice organique des os et participent à la minéralisation de cette matrice. Ces cellules sont situées au niveau des surfaces externe et interne du tissu osseux. Elles synthétisent et minéralisent le tissu autour d'elles et deviennent des ostéocytes une fois totalement entourées. Elles sont obtenues par différenciation⁹ de cellules ostéogènes¹⁰ ;

8. pression osmotique qui attire l'eau en direction des protéines

9. transformation d'une cellule pas ou peu spécialisée vers une cellule ayant un rôle spécifique en fonction des besoins

10. cellules souches (pas spécialisées) situées dans la couche interne du périoste, de l'endoste ou dans les canaux

- **les ostéocytes** qui maintiennent la structure de la matrice osseuse, jouent un rôle de mécanorécepteur¹¹, régulent les échanges ioniques et maintiennent l'équilibre phosphocalcique¹². Ces cellules sont liées à leurs voisines grâce aux canalicules précédemment décrits ;
- **les ostéoclastes** qui participent à la résorption osseuse. Ces cellules se situent principalement dans l'endoste à la surface de l'os et sont générées par différenciation de cellules myéloïdes¹³ ;
- **les cellules bordantes** qui couvrent les surfaces du tissu osseux. Ces cellules sont des ostéoblastes quiescents¹⁴ moins actifs. Ces cellules peuvent redevenir actives ou se différencier en ostéoclastes en fonction des besoins.

1.2 Comportement mécanique du tissu osseux

Il ressort que l'os est composé de différents types de structures constituées d'un même matériau « os », mais différenciées par leur organisation. Comme énoncé précédemment, l'os cortical (qui compose la périphérie de la diaphyse) est constitué d'une multitude d'ostéons orientés le long de la diaphyse. Nous pouvons donc faire l'hypothèse que l'os cortical a un comportement mécanique isotrope transverse où la rigidité la plus importante est observée suivant la diaphyse et où les propriétés dans le plan transvers sont identiques. Cette hypothèse est vérifiée dans plusieurs études comme celles de [Reilly and Burstein \[1974\]](#) ou [Dalstra et al. \[1993\]](#). [Dong and Guo \[2004\]](#) montrent également que le comportement de l'os cortical tend à devenir isotrope quand la porosité augmente. Néanmoins, il n'y a pas consensus sur le choix de cette hypothèse et certains auteurs montrent des propriétés anisotropes ([Burskirk et al. \[1981\]](#)).

L'os spongieux est composé d'une multitude de travées osseuses dont l'orientation dépend du chargement. Nous pouvons donc faire l'hypothèse que l'os spongieux a un comportement anisotrope dépendant de l'orientation des travées ([Ashman et al. \[1989\]](#) et [Turner et al. \[1990\]](#)). L'initialisation des propriétés anisotropes nécessite de définir des repères d'anisotropie difficiles à déterminer s'il est impossible d'observer les structures mésoscopiques. Certaines études ont mis en place un protocole permettant d'initialiser des propriétés matérielles anisotropes dans des os macroscopiques sans avoir accès aux structures mésoscopiques ([Liao et al. \[2007\]](#)).

Les études de remodelage macroscopiques reposent souvent sur l'hypothèse que le tissu osseux est un matériau continu avec un comportement élastique linéaire et isotrope ([Corso et al. \[2016\]](#), [Zhang et al. \[2016\]](#) et [Haider et al. \[2015\]](#)). Cette hypothèse sera utilisée dans la suite de ce document, car, bien que simplifiée, elle permet d'avoir une première représentation du remodelage osseux avec un modèle EF.

Le comportement élastique linéaire et isotrope est décrit grâce à un module d'élasticité (E) et un coefficient de Poisson (ν). Le coefficient de Poisson est considéré comme constant sur l'ensemble de la structure comme dans la plupart des études de remodelage ([Wang et al. \[2013\]](#)). De manière à représenter les différences locales de rigidité dues aux différents types de structure osseuse, le module d'élasticité est généralement déterminé localement à partir de la densité

de Havers ou de Wolkmann

11. ils régulent le remodelage osseux

12. ils régulent la quantité de calcium et de phosphate dans le corps

13. cellules provenant d'un type particulier de globule blanc

14. phase de repos des cellules obtenue en fonction des conditions du milieu

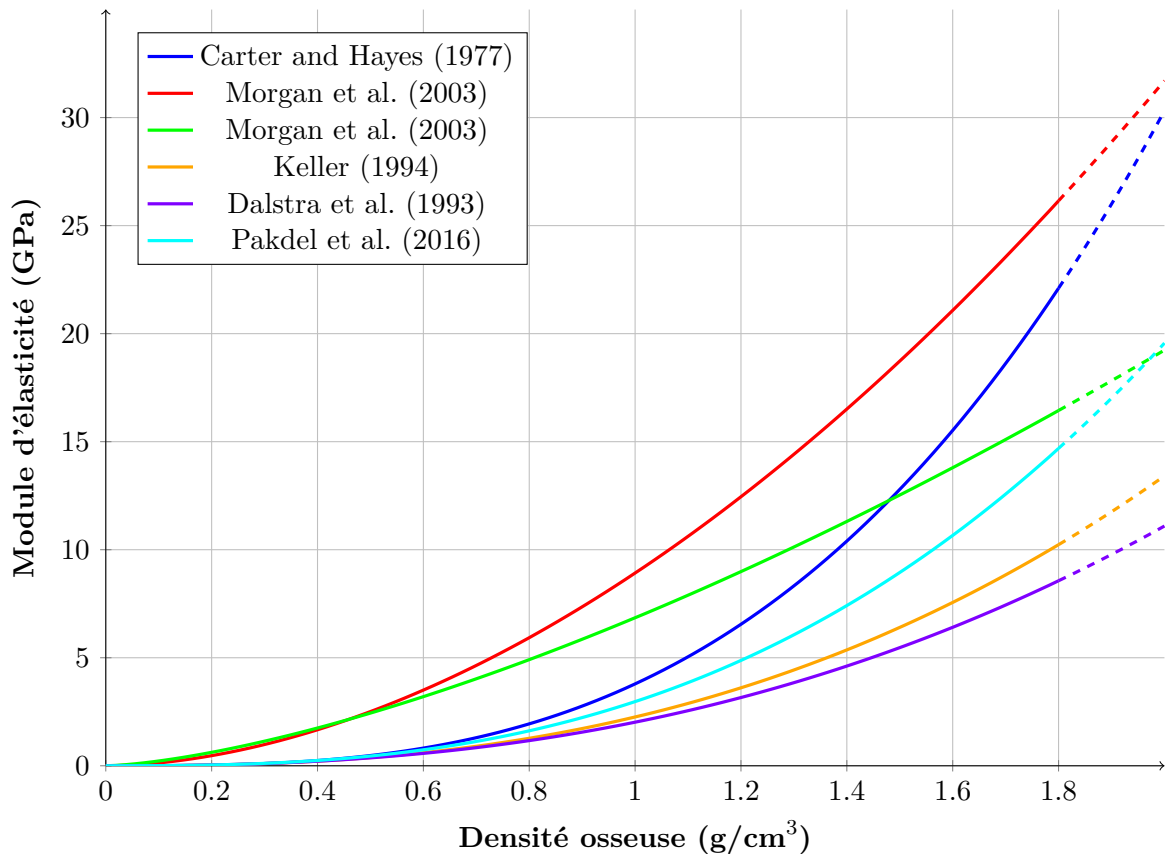


FIG. III.5 – Représentation du module d'élasticité en fonction de la densité volumique

volumique osseuse, qui peut être obtenue à partir de fichiers tomodynamométriques. En effet, les niveaux de gris des images sont directement corrélés à l'indice d'Hounsfield¹⁵ pouvant lui-même être corrélé à la densité osseuse locale (Lee et al. [2013] et Schreiber et al. [2011]). Celle-ci peut alors être utilisée pour calculer le module d'élasticité local à l'aide d'une des nombreuses lois reliant la densité osseuse aux propriétés mécaniques (Morgan et al. [2009], Carter and Hayes [1977], Keller [1994], Dalstra et al. [1993] et Pakdel et al. [2016], Fig. III.5). Ces lois donnent des modules d'élasticité entre 8 GPa et 27 GPa pour une densité osseuse de 1.8 g/cm³. Les modules d'élasticité maximum communément admis se situant généralement entre 20 GPa et 25 GPa, nous avons utilisé la loi de Carter and Hayes [1977] dans la suite de ce document, dans la mesure où c'est la seule qui présente une valeur maximale comprise entre ces bornes.

2 Modélisation du remodelage osseux

Les différents types de structure composant les os longs sont désormais connus. Nous allons maintenant décrire le processus de remodelage osseux, les différents modèles numériques permettant de prévoir ce phénomène et, pour finir, un algorithme mis en place pour intégrer ces modèles dans un solveur EF.

15. échelle de radio-opacité qui est une propriété d'un matériau d'être visible sous l'effet de rayons ionisants

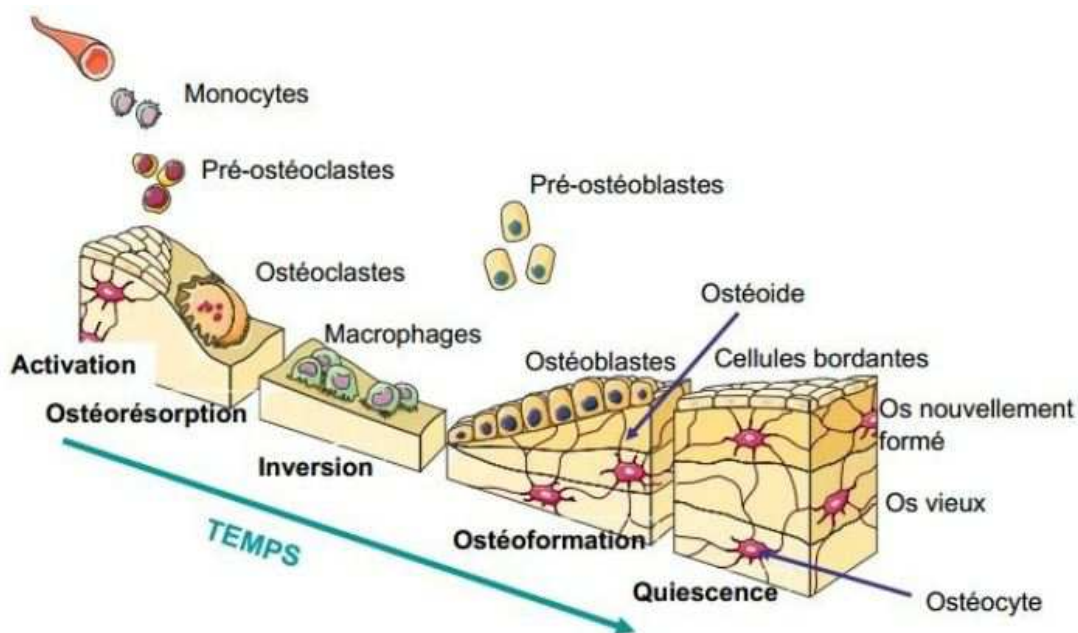


FIG. III.6 – Processus de remodelage osseux, Pearltrees [2017]

2.1 Description du processus de remodelage osseux

L'os est un matériau adaptatif capable de modifier sa structure afin de résister aux efforts qui lui sont soumis du fait de son activité cellulaire. Wolff [1892], chirurgien allemand du 19^e siècle, a émis l'hypothèse que l'os s'adapte aux contraintes qu'il subit lors des activités quotidiennes. Cette adaptation appelée « remodelage osseux » ou « renouvellement osseux » se déroule en continu tout au long de la vie suivant un cycle d'environ quatre mois chez l'adulte. Il est ralenti par le vieillissement et la fragilisation de l'os mais peut également être limité par des pathologies comme l'ostéoporose. Le processus de remodelage se déroule en cinq phases qui sont (Fig. III.6) :

- **la phase d'activation** : les cellules bordantes recouvrant la surface osseuse et empêchant l'accès des ostéoclastes à la MEC se rétractent sous l'action de facteurs ostéorésorbants. L'espace ainsi libéré permet aux ostéoclastes d'adhérer à la matrice osseuse ;
- **la phase de résorption** : la résorption intervient aux endroits où les ostéoclastes ont adhéré à la matrice osseuse. Elle se déroule en deux étapes :
 - une dissolution de la phase minérale par acidification du compartiment de résorption ;
 - une dégradation de la matrice organique sous l'action d'enzymes.
- **la phase d'inversion** : une fois la résorption due aux ostéoclastes terminée, les cellules meurent par apoptose¹⁶. Elles sont remplacées par des cellules mononuclées macrophages qui lissent le fond de la zone résorbée ;
- **la phase d'ostéoformation** : les ostéoblastes obtenus par différenciation des cellules ostéogènes présentes à la surface de l'os résorbé forment une nouvelle MEC non minéralisée. La minéralisation de cette MEC s'effectue alors par l'apposition de cristaux d'hydroxyapatite entre les fibres de collagène ;
- **la phase de quiescence** : elle se caractérise par un retour à la situation initiale où les

16. mort programmée d'une cellule

cellules bordantes recouvrant la majorité de la surface osseuse empêchent l'accès de la surface aux ostéoclastes.

2.2 Lois de remodelage

Il existe une multitude de lois permettant d'étudier le remodelage osseux à différentes échelles et pour des comportements physiques différents (porosité, piezoélectricité, ...). Les études à l'échelle microscopique permettent de comprendre les facteurs influençant l'activité cellulaire (Scheiner et al. [2013]). À l'échelle mésoscopique, elles permettent d'analyser les modifications structurelles des travées osseuses (Lakatos and Botjar [2012]). Enfin, à l'échelle macroscopique, elles permettent d'étudier la modification de la structure globale de l'os symbolisée par sa densité osseuse locale (Sharma et al. [2009]) suite à une modification de son état de chargement (implantation d'une prothèse, surcharge, ...). Notre étude portant sur la modification de la structure interne de métatarsiens suite à l'implantation d'une prothèse de resurfaçage, nous considérons uniquement des modèles macroscopiques. Comme énoncé dans la partie précédente, nous avons émis l'hypothèse que l'os est un matériau continu avec un comportement élastique linéaire et isotrope (Behrens et al. [2009] et Garijo et al. [2017]). Bien que simplifiée, cette hypothèse nous permettra d'estimer les évolutions de densité locale suite à la modification de l'état de chargement de l'os.

Noms	Loi de remodelage	Paramètres
Modèle de Stanford (Corso et al. [2016])	$\dot{r} = \begin{cases} c \times (\psi_b - \psi_{bas}) + c \times w, & \text{si } (\psi_b - \psi_{bas}) < -w \\ 0, & \text{si } -w \leq (\psi_b - \psi_{bas}) \leq +w \\ c \times (\psi_b - \psi_{bas}) + c \times w, & \text{si } (\psi_b - \psi_{bas}) > +w \end{cases}$	<ul style="list-style-type: none"> - \dot{r} : taux de résorption ou d'apposition ; - c : constante empirique ; - $\psi_b = (\sum n_i \sigma_i^m)^{\frac{1}{m}}$: le stimulus représentant les contraintes quotidiennes, avec : <ul style="list-style-type: none"> * n : le nombre de cycle de charge ; * $\sigma = (2EU)^{\frac{1}{2}}$: niveau de contrainte efficace continue, avec : * E, le module d'élasticité continu ; * U, la densité d'énergie de déformation continue ; * m : une constante empirique ; - ψ_{bas} : stimulus de l'état de contrainte de référence ; - w : zone sans remodelage.
Modèle de déformation de Wang (Wang et al. [2016])	$\epsilon_S = \begin{cases} \epsilon_{VMI} - L_1, & \text{si } \epsilon_{VMI} < L_1 \\ 0, & \text{si } L_1 < \epsilon_{VMI} < L_2 \\ \epsilon_{VMI} - L_2, & \text{si } \epsilon_{VMI} > L_2 \end{cases}$	<ul style="list-style-type: none"> - ϵ_S : stimulus de déformation ; - ϵ_{VMI} : déformation de von Mises ; - L_1 et L_2 : constantes de taux de remodelage.
Modèle de Van Rietbergen (Rietbergen et al. [1993])	$\frac{dm(x,t)}{dt} = \tau \times \sum_{i=1}^N e^{\frac{d(x)}{D}} (S_i - k)$	<ul style="list-style-type: none"> - $\frac{dm(x,t)}{dt}$: le taux de minéralisation à un instant et à une position donnée ; - τ : constante représentant le taux de remodelage ; - N : nombre d'ostéocytes ; - $d(x)$: distance entre l'ostéocyte concerné et les autres ; - D : zone d'influence des ostéocytes adjacents ; - S : stimulus à l'ostéocyte i ; - k : stimulus de référence.
Modèle de Doblaré (Doblaré and Garcia [2002])	$\begin{cases} \text{Résorption } \dot{H} = \frac{3\beta k \dot{r} S_\nu}{4tr(H^{-2} J H \hat{\omega})} \frac{\hat{p}}{\rho} J^{-3} \hat{\omega} \\ \text{Apposition } \dot{H} = \frac{3\beta k \dot{r} S_\nu}{4tr(H^{-2} J H \hat{\omega})} \frac{\hat{p}}{\rho} J \hat{\omega} \end{cases}$	<ul style="list-style-type: none"> - H : tenseur de remodelage ; - β : coefficient définissant l'endommagement de l'os ; - k : ratio de surface libre sur la surface interne totale ; - \dot{r} : taux de changement de densité ; - S_ν : surface spécifique où le remodelage se produit ; - J : tenseur dépendant du tenseur stimulus associé au tenseur de remodelage H ; - $\hat{\omega}$: tenseur d'anisotropie ; - \hat{p} : densité maximale atteignable.

TABLE III.2 – Liste non exhaustive des lois de remodelage de la littérature

La table III.2 montre différentes lois de remodelage permettant d'étudier ces variations de densité. Le modèle de Stanford, de Wang et de Van Rietbergen diffèrent uniquement de part le stimulus utilisé (les contraintes équivalentes dans le modèle de Stanford, les déformations dans le modèle de Wang et l'énergie de déformation dans le modèle de Van Rietbergen). En effet, ces modèles comparent toujours un état d'équilibre (ψ_{bas} pour le modèle de Stanford, L_1 et L_2 pour le modèle de Wang, et k pour le modèle de Van Rietbergen) à un nouvel état obtenu, par exemple, par une activité excessive ou par l'implantation d'une prothèse. À l'inverse, le modèle de Doblaré utilise un facteur décrivant l'endommagement que l'os subit quotidiennement pour mesurer un tenseur de remodelage. Cette loi est prévue pour des modèles anisotropes. Dans le cadre de notre étude, nous avons utilisé un modèle équivalent au modèle de Stanford, de Wang et de Van Rietbergen, de manière à faciliter le développement d'un modèle de remodelage. Ce modèle est purement mécanique et utilise la densité volumique d'énergie de déformation (SED pour Strain Energy Density) comme stimulus pour l'activation du remodelage. Ce modèle a été défini par Weinans et al. [1992] et, à notre connaissance, s'avère être la loi de remodelage la plus utilisée dans les modèles EF avec remodelage osseux. Elle est définie comme :

$$\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} B\{S - (1 + s)S_{ref}\}, & \text{si } S > (1 + s)S_{ref} \\ 0, & \text{si } (1 - s)S_{ref} \leq S \leq (1 + s)S_{ref} \\ B\{S - (1 - s)S_{ref}\}, & \text{si } S < (1 - s)S_{ref} \end{cases} \quad (\text{III.1})$$

Avec :

- $\frac{d\rho}{dt}$: la variation de densité osseuse à un instant donné (en $\text{g}/(\text{cm}^3 \cdot \text{U}_{tps})$);
- B : une constante caractérisant le taux de remodelage (en $\text{g}^2 \cdot \text{cm}^{-3}/(\text{J} \cdot \text{U}_{tps})$);
- $S = \frac{U}{\rho}$: l'énergie de déformation massique (en J/g). Cette variable est utilisée comme stimulus de remodelage;
- s : la largeur de la « zone morte » sans remodelage (sans unité);
- S_{ref} : le stimulus volumique de référence représentant un état d'équilibre de l'os (en J/g).

La variation de densité dépend de la différence entre un stimulus obtenu après modification de l'équilibre de la structure osseuse (S) et un stimulus représentant l'état d'équilibre antérieur (S_{ref}) considéré comme constant tout au long de l'étude. Pour représenter le décalage observé entre la modification de l'état d'équilibre de l'os et le remodelage effectif de l'os (Dickinson [2016]), une zone sans remodelage est ajoutée (Fig. III.7). Si le stimulus est compris dans cette zone, la densité osseuse ne subit aucune variation. La largeur de cette zone est choisie en fonction de l'application, et, d'après Dickinson [2014], elle peut représenter l'âge ou la condition du patient. Pour finir, si le stimulus est inférieur au stimulus de référence et en dehors de la zone sans remodelage, la densité osseuse décroît et, si le stimulus de remodelage est supérieur au stimulus et en dehors de la zone sans remodelage, la densité osseuse croît.

2.3 Algorithme général d'intégration de la loi de remodelage dans un solveur EF

La loi de remodelage sélectionnée est utilisée en adéquation avec un solveur EF comme défini sur la figure III.8. Le solveur EF permet de réaliser les calculs de l'énergie de déformation. Le modèle EF comprend la structure à étudier, la densité locale, les cas de chargements et les

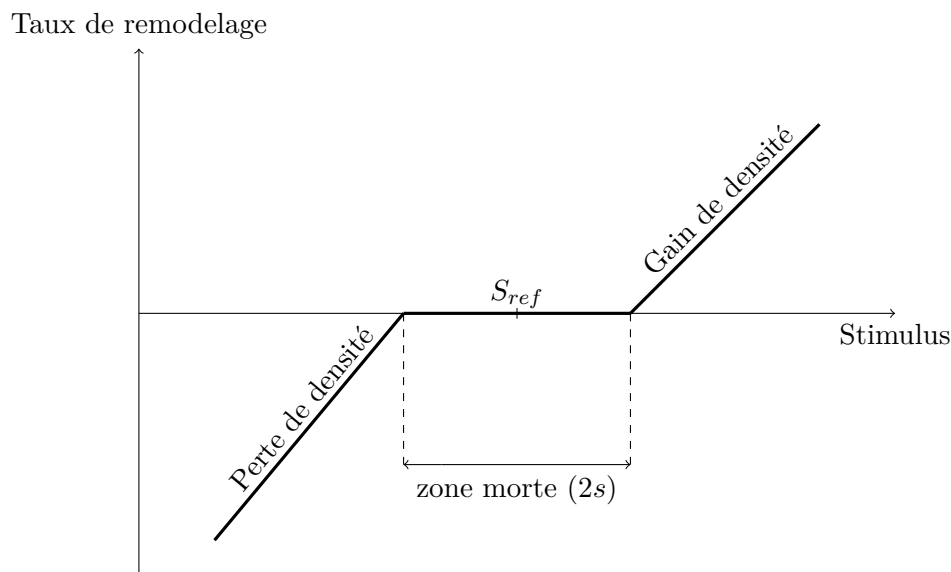


FIG. III.7 – Variation de la densité osseuse en fonction du stimulus, Turner et al. [2005]

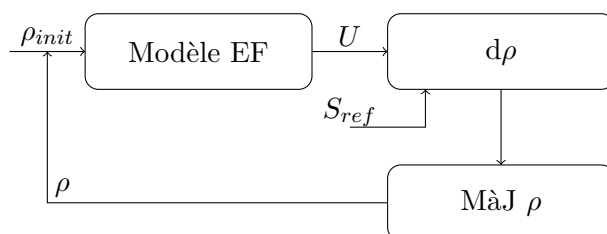


FIG. III.8 – Algorithme général pour l'étude du remodelage

conditions aux limites. L'énergie de déformation volumique obtenue est utilisée pour mesurer la variation de densité locale à l'aide de la loi de remodelage. La densité locale est mise à jour à l'aide d'une méthode de résolution d'équations différentielles. Le processus de remodelage étant itératif, un critère de convergence est ajouté au modèle pour stopper le remodelage. Si la convergence n'est pas atteinte, la distribution de densité résultant de l'itération précédente est utilisée pour la réalisation d'une nouvelle itération.

3 Implémentation et validation de la subroutine de remodelage osseux avec Matlab

L'objectif final est d'implémenter la loi de remodelage osseux décrite précédemment dans une subroutine « UMAT » de Abaqus, afin d'étudier la variation de densité induite par l'implantation d'une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes. Avant d'utiliser un code EF commercial, nous avons étudié la mise en œuvre de la loi de remodelage avec un solveur EF. Pour cela, nous avons réalisé une étude de remodelage sur une plaque carrée en compression non uniforme décrite par Weinans et al. [1992] et utilisée comme référence dans plusieurs autres études (Wu [1998] et Garzon-Alvarado and Linero [2012]). Cette partie va donc nous permettre de retrouver les résultats décrits par Weinans et al. [1992] afin de valider l'algorithme général de remodelage mis en œuvre. Cette étude a été réalisée grâce à un solveur EF codé sous Matlab où la loi

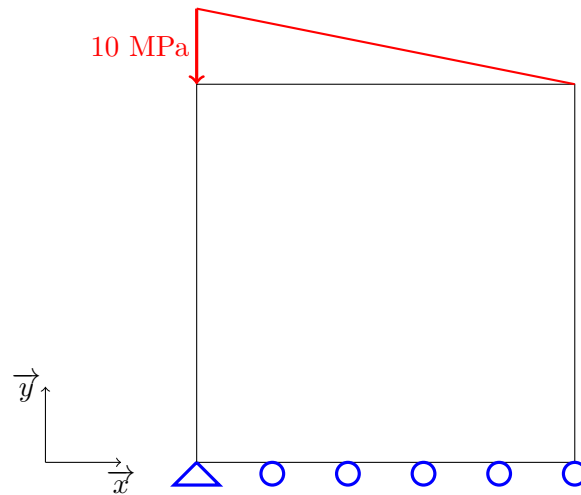


FIG. III.9 – Modèle de plaque bidimensionnelle soumise à un effort de compression, [Weinans et al. \[1992\]](#)

de remodelage est intégrée. Cette section va nous permettre de décrire le modèle étudié, le fonctionnement de la subroutine Matlab et de comparer les résultats obtenus à ceux de la littérature.

3.1 Description du modèle étudié

Le modèle étudié est une plaque bidimensionnelle carrée de $100 \times 100 \text{ mm}^2$ soumise à un effort de compression linéique variant de 10 MPa à 0 MPa (Fig. III.9). Cette plaque est fixée en son point inférieur gauche ($U_1 = U_2 = 0$ et $\theta_3 = 0$) et en appui simple sur le côté inférieur ($U_2 = 0$). Le maillage de cette plaque est réalisé avec des éléments quadrangulaires, et une taille de maille variant de 20 mm à 2.5 mm, soit de 25 éléments à 1 600 éléments. Dans un premier temps, des éléments à interpolation linéaire sont utilisés puis remplacés par des éléments à interpolation quadratique.

L'os respecte les hypothèses précédemment évoquées. Ainsi, il est considéré comme un matériau continu avec comportement élastique linéaire et isotrope avec les propriétés suivantes :

$$\begin{cases} E = 100 \times \rho^2 \\ \nu = 0.3 \end{cases} \quad (\text{III.2})$$

L'équation reliant la densité osseuse au module d'élasticité a été définie par [Weinans et al. \[1992\]](#) pour la réalisation de cette étude. Bien que ne correspondant pas, à notre connaissance, à une équation issue d'une étude sur tissus osseux, elle utilise une fonction puissance qui caractérise la majorité de ces équations (Fig. III.5). Le coefficient de Poisson est égal à celui utilisé lors d'autres études de remodelage osseux ([Idhammad et al. \[2013\]](#)).

Pour finir, les paramètres de la loi de remodelage sont :

- $B = 1 \text{ (g}^2 \cdot \text{cm}^{-3}) \text{ (J} \cdot \text{U}_{tps})$;
- $s = 0$;
- $S_{ref} = 0.25 \text{ J/g}$.

Ces paramètres ont été définis pour l'étude de remodelage sur la plaque carrée de [Weinans et al. \[1992\]](#). Dans l'optique de retrouver les mêmes résultats, nous avons effectué l'étude de remodelage avec ces valeurs. D'autres valeurs seront utilisées pour l'étude de remodelage sur les métatarsiens dans le chapitre suivant.

La distribution de densité initiale pour les éléments de la plaque est de 0.8 g/cm^3 . Les extrêmes de valeurs de densité sont définis par :

$$\begin{cases} \rho_{min} = 0.01 \text{ g/cm}^3 \\ \rho_{max} = 1.74 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (\text{III.3})$$

La limite inférieure réelle est égale à 0 g/cm^3 . Néanmoins, cette valeur engendrerait un module d'élasticité de 0 Pa créant ainsi des erreurs numériques lors des calculs EF. La valeur maximale sélectionnée est une valeur communément utilisée pour les études de remodelage osseux ([Wang et al. \[2013\]](#)).

La méthode de résolution d'équations différentielles utilisée par [Weinans et al. \[1992\]](#) est la méthode d'Euler définie comme :

$$\rho(t + \Delta t) = \rho(t) + \frac{d\rho}{dt} \Delta t \quad (\text{III.4})$$

Où Δt l'incrément de temps est égal à 1 pour l'étude. Le temps effectif réel de remodelage étant très difficile à définir, cet incrément de temps ne reflète pas le temps réel post-implantation.

[Weinans et al. \[1992\]](#) ont défini deux fonctions de convergence permettant d'arrêter le remodelage lorsqu'une tolérance fixée au préalable est atteinte. La première est basée sur le calcul du taux de variation de densité moyenné sur le nombre d'éléments (n) composant la structure. Elle est définie comme :

$$\theta = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{d\rho}{dt} \right| \quad (\text{III.5})$$

La seconde fonction représente la masse globale de la structure. Elle est obtenue en sommant la masse de tous les éléments, mesurée comme le produit du volume (V en cm^3) par la densité volumique de l'élément. La masse finale étant impossible à prédire, la variation de masse entre deux itérations est utilisée pour étudier la convergence du remodelage. La masse globale est définie comme :

$$m = \sum_{i=1}^n V_i \rho_i \quad (\text{III.6})$$

Pour finir, tous les calculs de l'étude de [Weinans et al. \[1992\]](#) ont été réalisés aux centroïdes des éléments. [Jacobs et al. \[1995\]](#) ont étudié l'influence du type d'éléments finis choisi (positionnement des degrés de liberté (ddl) pour le calcul des déplacements et de la densité) sur la moitié proximale d'un fémur 2D. Quatre types d'éléments finis ont été étudiés (Fig. [III.10](#)) :

- **Q4N-C** : élément à quatre nœuds avec ddl de déplacements aux nœuds et ddl de densité au centroïde, comme pour [Weinans et al. \[1992\]](#) ;

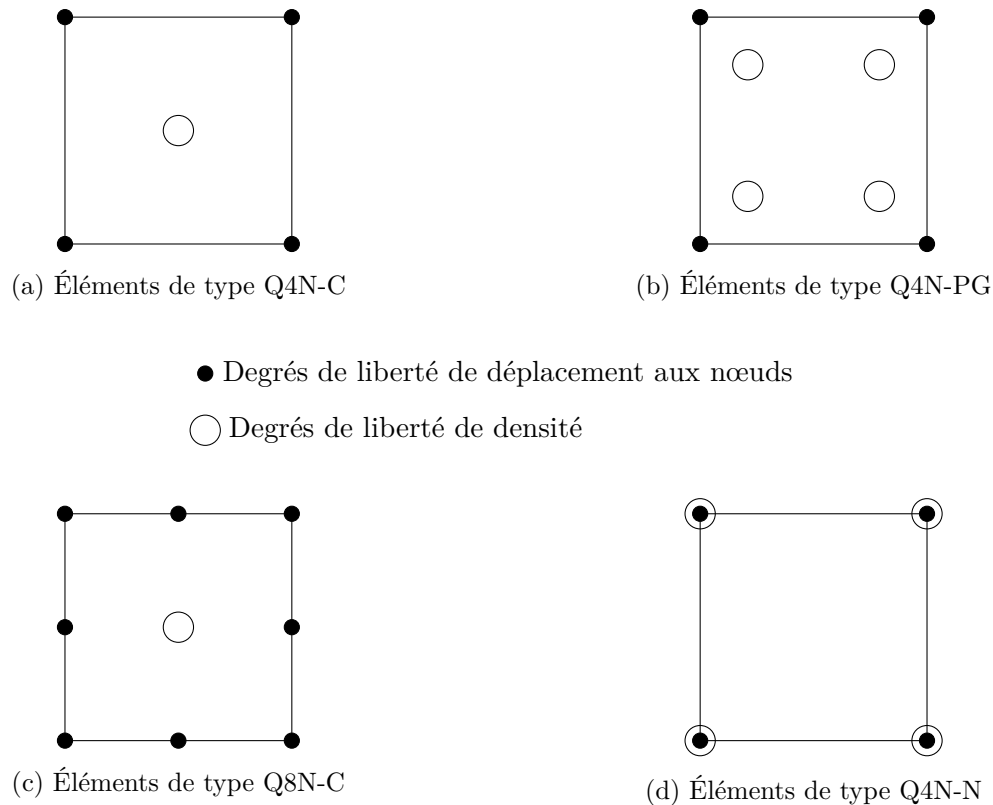


FIG. III.10 – Différents types d'éléments finis, [Jacobs et al. \[1995\]](#)

- **Q4N-PG** : élément à quatre nœuds avec ddl de déplacements aux nœuds et ddl de densité aux points d'intégration ;
- **Q8N-C** : élément à huit nœuds avec ddl de déplacements aux nœuds et ddl de densité au centroïde ;
- **Q4N-N** : élément à quatre nœuds avec ddl de déplacements et de densité aux nœuds.

Dans la suite de ce document, nous allons réaliser la même étude que [Weinans et al. \[1992\]](#) afin de retrouver leurs résultats et de valider l'algorithme de remodelage mis en place. Nous allons également étudier l'influence du pas de temps, de la taille de maille et du type d'éléments finis en vue de la réalisation d'études de remodelage sur les métatarsiens.

3.2 Développement de la routine de calcul EF avec remodelage

La subroutine codée sous Matlab permet de réaliser les calculs par EF en relation avec la loi de remodelage. Cette routine fonctionne suivant l'algorithme de la figure III.11. La première étape consiste à rentrer les informations relatives à la structure et aux types d'éléments finis à utiliser. À partir de ces informations, la liste des nœuds et des éléments est créée et sera utilisée tout au long de l'étude.

La densité est initialisée et exploitée pour calculer la matrice de rigidité propre à chaque élément et ensuite la matrice de rigidité globale ($[K]$) par assemblage. Le vecteur des efforts extérieurs (\vec{F}) est construit pour respecter le cas de chargement défini précédemment. La méthode de pénalisation est utilisée pour imposer les conditions aux limites.

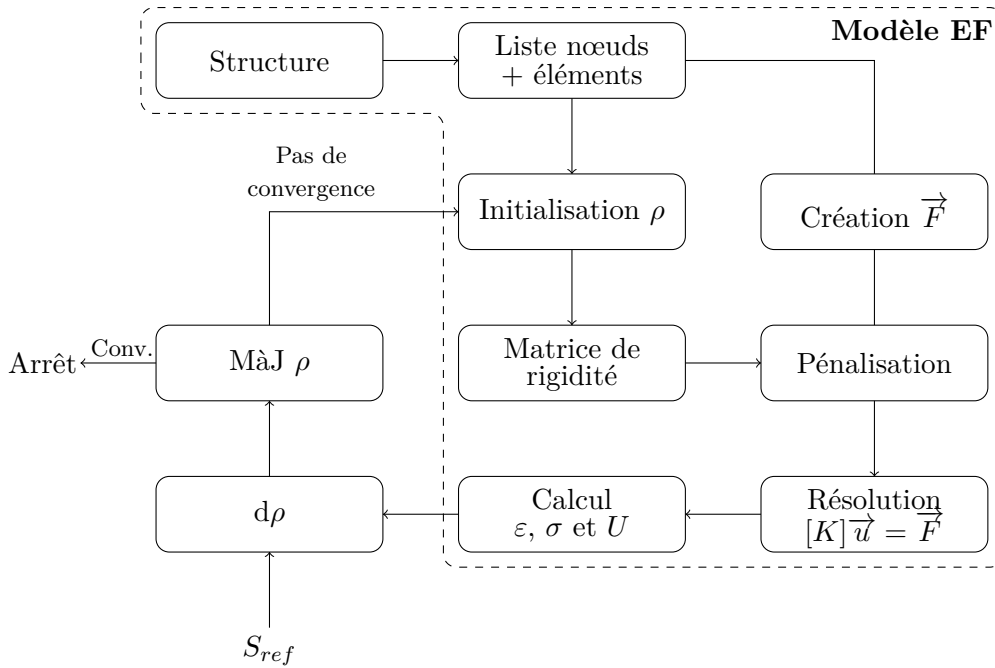


FIG. III.11 – Algorithme de la routine codée sous Matlab

Le solveur EF permet de résoudre le système linéaire suivant :

$$[K]\vec{u} = \vec{F} \quad (\text{III.7})$$

et donc de déterminer les valeurs des déplacements aux nœuds. À partir du champ de déplacement, les champs de déformations (ε), de contraintes (σ) et l'énergie de déformation volumique (U) sont calculés aux points d'intégration. Nous pouvons alors calculer la variation de densité en chaque point d'intégration et actualiser la densité grâce à la méthode d'Euler. La convergence est étudiée grâce à la formule permettant de calculer la variation de densité moyenne pour chaque itération (équation III.5). La distribution de densité est considérée comme stabilisée lorsque la moyenne de variation de densité devient stationnaire.

3.3 Validation de la routine

Après la création de la routine, nous avons comparé nos résultats à ceux de l'étude de Weinans et al. [1992]. Nous avons commencé par réaliser les calculs sur la plaque discrétisée avec 25 éléments avec les éléments finis de type Q4N-C. Nous avons ensuite étudié l'influence du pas de temps, de la taille de maille et enfin du type d'éléments finis.

3.3.a Résultats initiaux

Les résultats obtenus par Weinans et al. [1992] avec 25 éléments montrent une structure dans un état d'équilibre discontinu stable, orientée dans la direction de l'effort visible grâce à une colonne d'une certaine épaisseur (Fig. III.12). L'étude du stimulus de remodelage (U/ρ) montre que les éléments n'ayant pas atteint une densité extrême (ρ_{min} ou ρ_{max}) possèdent un stimulus égal ou proche de la valeur de 0.25 J/g qui correspond au stimulus de référence (S_{ref}).

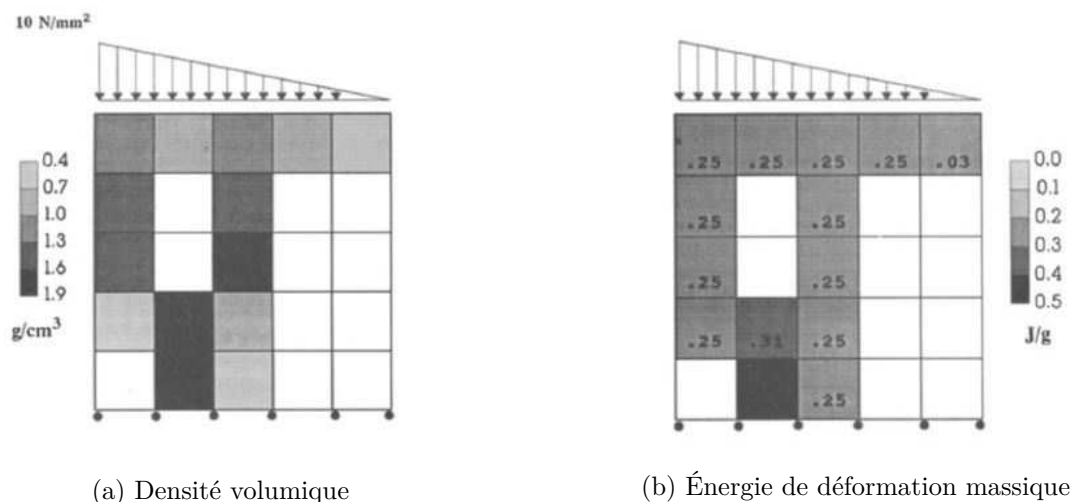


FIG. III.12 – Résultats de Weinans et al. [1992] pour un maillage de 5×5 éléments

À l'aide de la routine de calcul par EF précédemment décrite, nous avons obtenu une structure présentant les mêmes caractéristiques que celle de Weinans et al. [1992] pour une discrétisation de 5×5 éléments avec des éléments de type Q4N-C. Cette structure (Fig. III.13a) présente un état d'équilibre discontinu stable orienté dans l'axe d'application de l'effort. Nous retrouvons des colonnes de forte densité dans la zone inférieure de la structure et une zone discontinue dans la partie supérieure. Néanmoins, une comparaison approfondie des deux structures montre qu'il existe des différences minimales qui peuvent être expliquées par des différences de précision entre les logiciels utilisés. La variation de densité moyenne se stabilise après environ 40 itérations à une valeur d'environ 0.01, valeur non nulle comme cela était attendu. Elle semble cependant représenter un nouvel état d'équilibre. Cela peut s'expliquer par le fait que les valeurs de densité qui n'ont pas convergé oscillent entre deux valeurs ou que les densités évoluent faiblement mais que leur moyenne reste non négligeable.

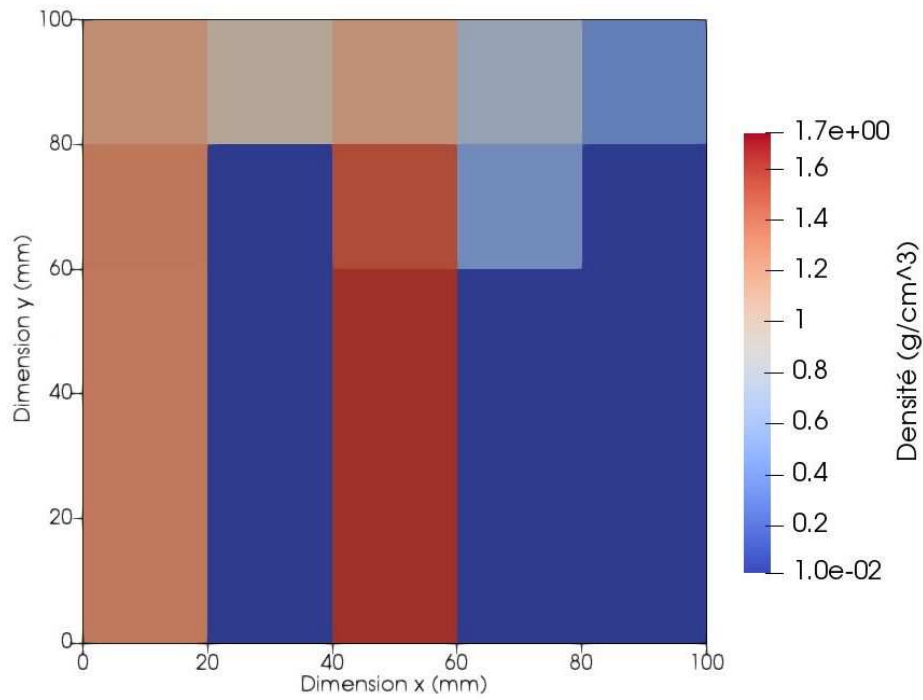
3.3.b Influence du pas de temps

Weinans et al. [1992] ont vérifié l'influence de l'incrément de temps sur la distribution de densité obtenue. En prenant un incrément de temps plus faible, la même distribution de densité a été obtenue. L'incrément de temps n'a donc aucune influence sur la distribution obtenue et a été choisi suffisamment faible pour que l'intégration numérique reste précise.

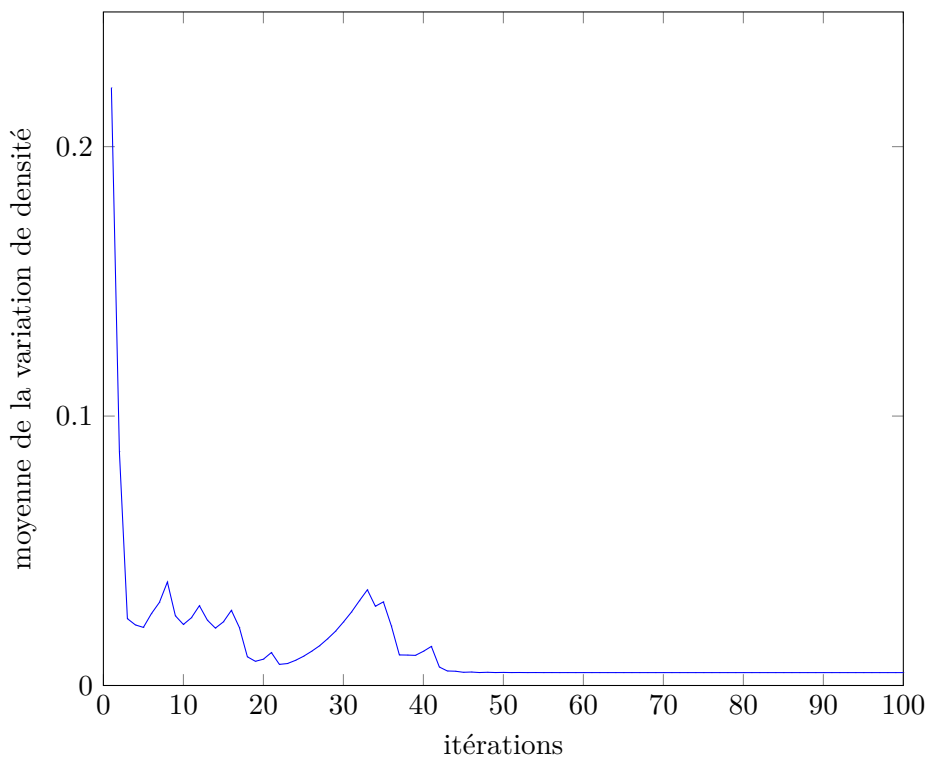
Cette vérification (que l'incrément de temps sélectionné au préalable ($\Delta t = 1.0$) est suffisamment faible pour n'avoir aucun impact sur la structure obtenue) est également réalisée avec notre routine. Les figures III.14 et III.15 montrent que pour des incréments de temps $\Delta t = 0.01$ et $\Delta t = 0.1$, les structures sont identiques alors que pour un incrément de temps $\Delta t = 2$ (Fig. III.16), une nouvelle structure est obtenue. Cela prouve que l'incrément de temps a été choisi de manière optimale pour diminuer le temps de calcul tout en obtenant une précision suffisante.

3.3.c Influence de la taille de maille

Le raffinement du maillage réalisé dans l'étude de Weinans et al. [1992] a peu d'impact sur la structure obtenue. Néanmoins, plus la taille de maille est faible et plus il est possible d'y discerner



(a) Distribution de densité



(b) Moyenne de la variation de densité en fonction des itérations

FIG. III.13 – Résultats de l'étude pour un maillage de 5×5 éléments pour des éléments Q4N-C

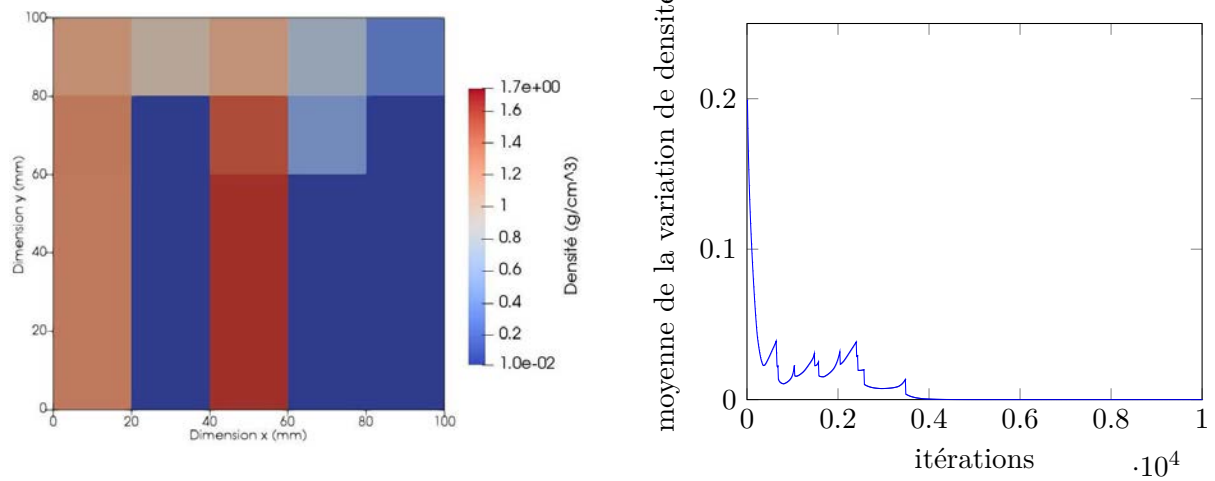


FIG. III.14 – Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.01$

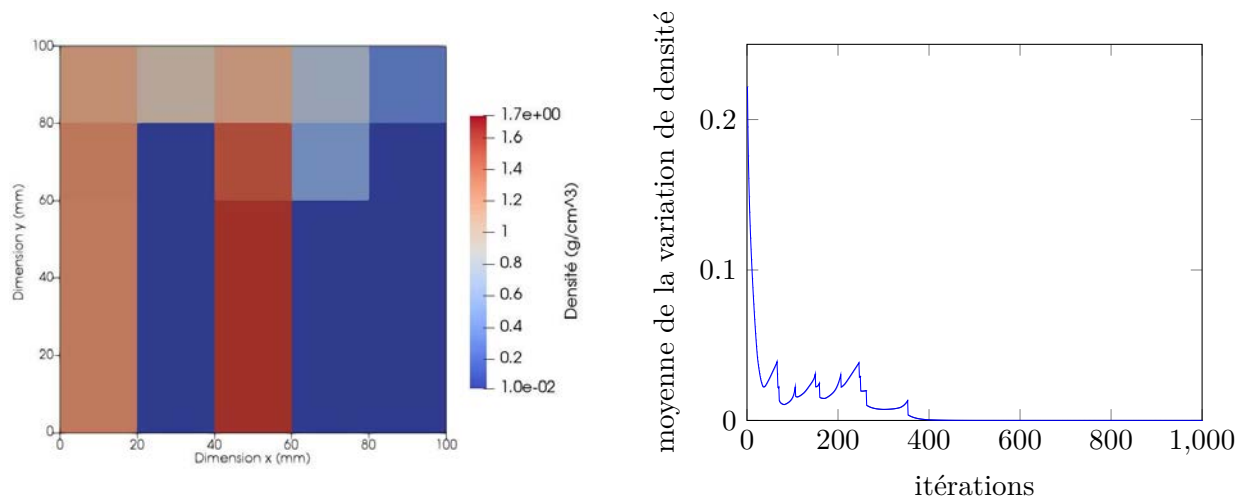


FIG. III.15 – Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.1$

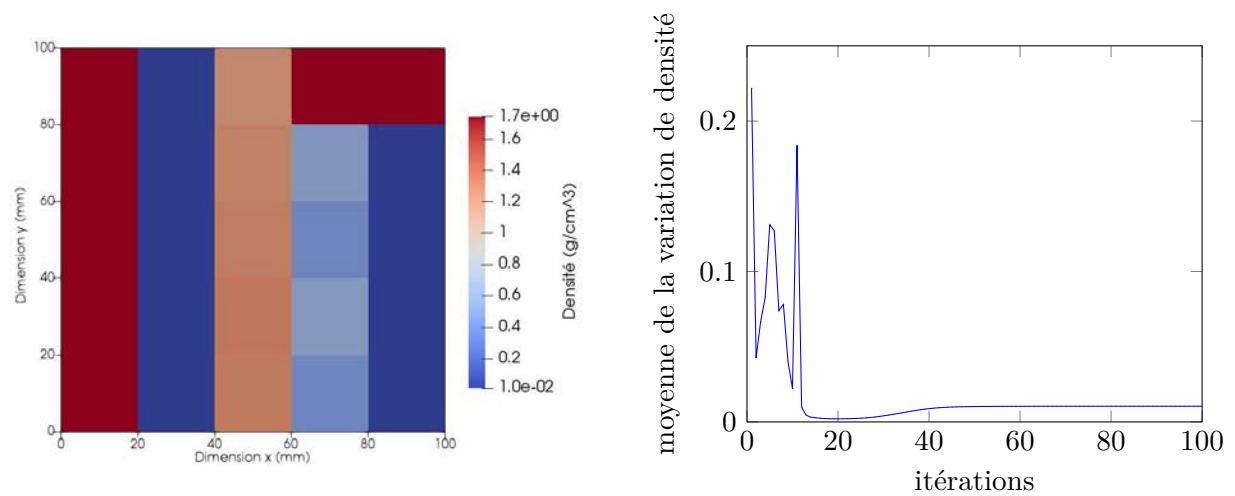


FIG. III.16 – Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 2$

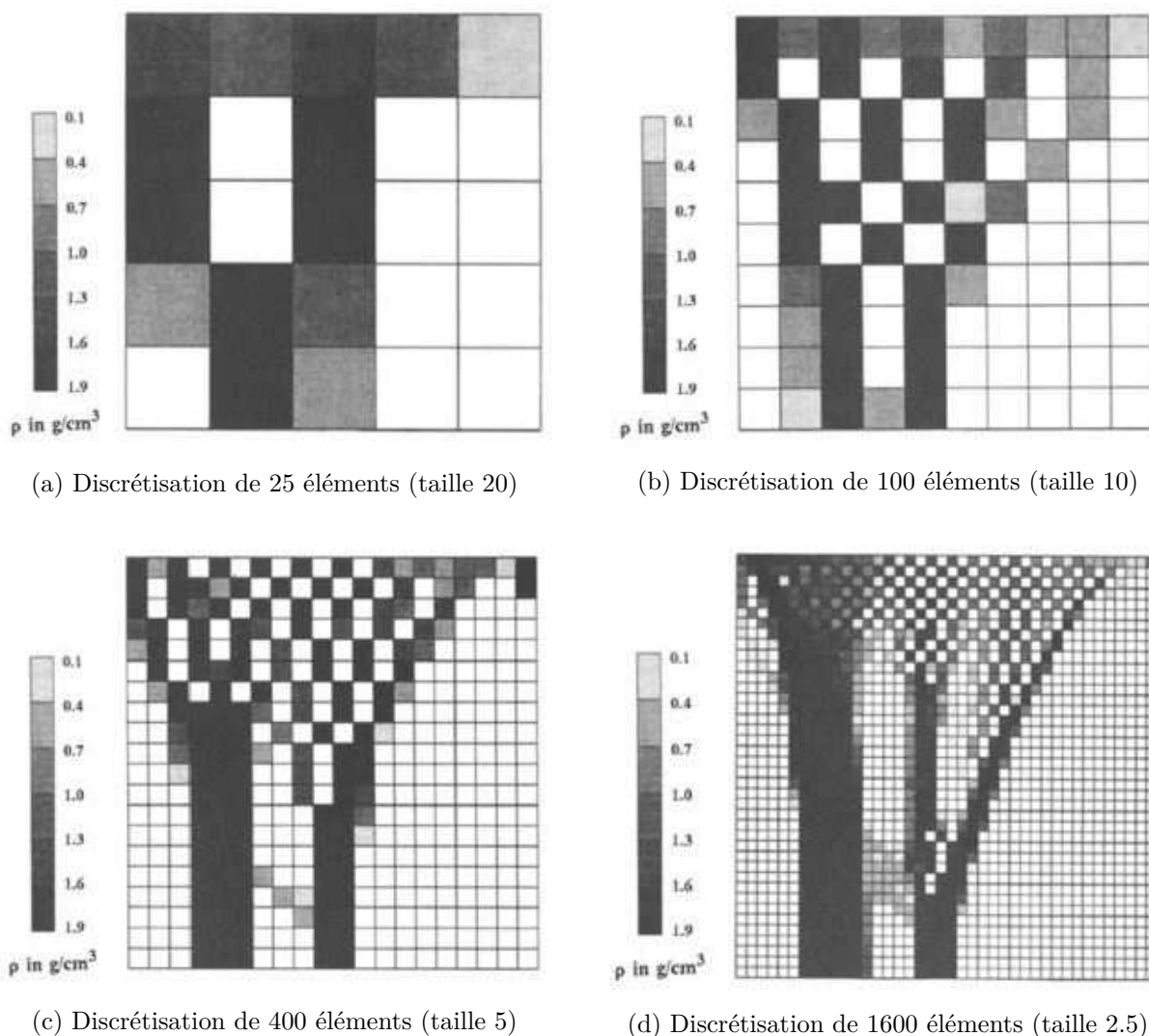
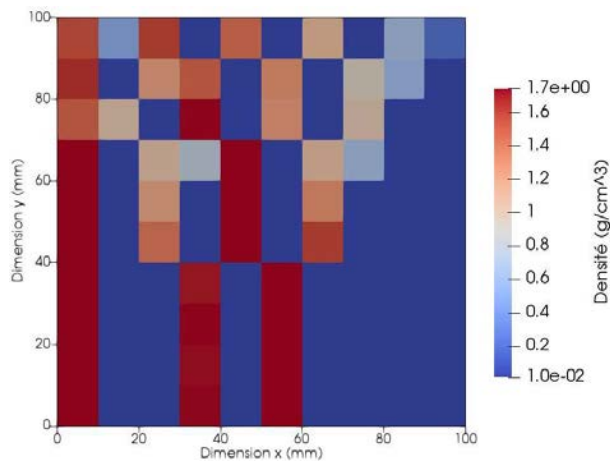


FIG. III.17 – Résultats de Weinans et al. [1992] pour différentes discrétisations

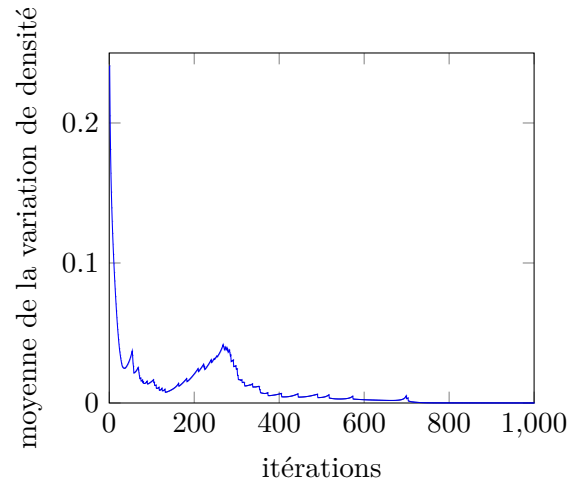
des détails (Fig. III.17). À partir d'une discrétisation avec 100 éléments, la structure montre une deuxième colonne de forte densité sur la partie inférieure et de fortes discontinuités sur la partie supérieure. Weinans et al. [1992] ont donc conclu que les hypothèses de discrétisation choisies n'ont que peu d'impact sur la structure obtenue au final.

Les structures maillées plus finement dans notre étude montrent toujours un état d'équilibre discontinu stable semblable à celui obtenu avec un maillage de 25 éléments. Ces structures comportent trois colonnes de fortes densités dans la partie inférieure et une zone fortement discontinue dans la partie supérieure (Fig. III.18). Ces résultats sont donc équivalents à ceux décrits par Weinans et al. [1992].

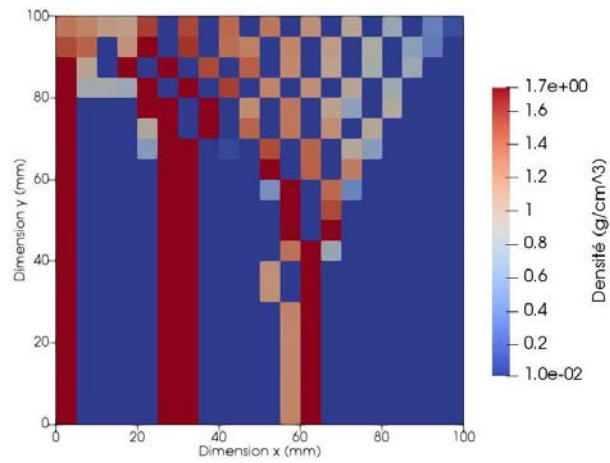
Néanmoins, l'utilisation d'un incrément de temps $\Delta t = 1.0$ donne une distribution de densité différente de celle obtenue avec des incréments de temps plus faibles (contrairement à ce qui a été observé pour la discrétisation de 25 éléments). Un incrément de temps $\Delta t = 0.1$ a donc été utilisé. La structure atteint un état d'équilibre après environ 700 itérations pour une discrétisation avec 100 éléments (taille de maille 10 mm), après 500 itérations pour une discrétisation avec 400 éléments (taille de maille 5 mm) et après 600 itérations pour une discrétisation avec 1600



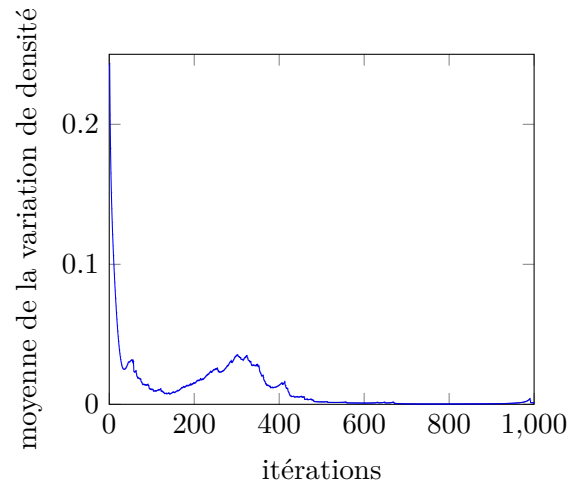
(a) taille de maille de 10 mm



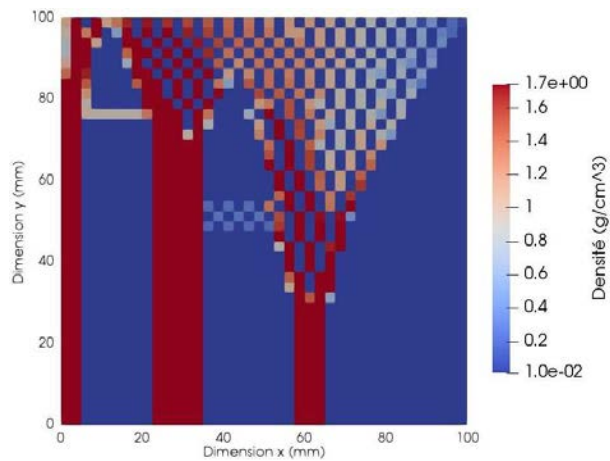
(b) taille de maille de 10 mm



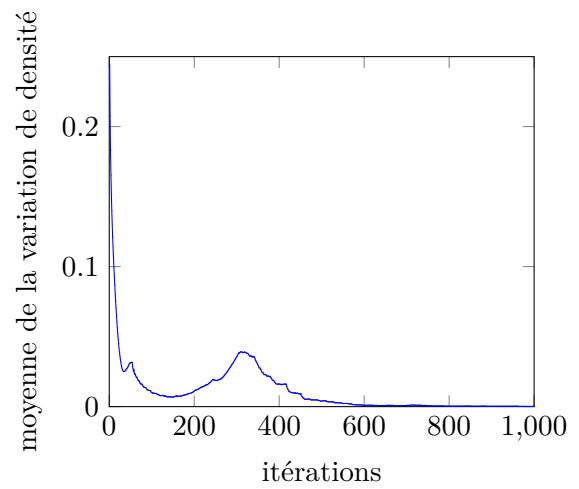
(c) taille de maille de 5 mm



(d) taille de maille de 5 mm



(e) taille de maille de 2.5 mm



(f) taille de maille de 2.5 mm

FIG. III.18 – Distribution de densité et moyenne des variations de densité pour différentes tailles de maille

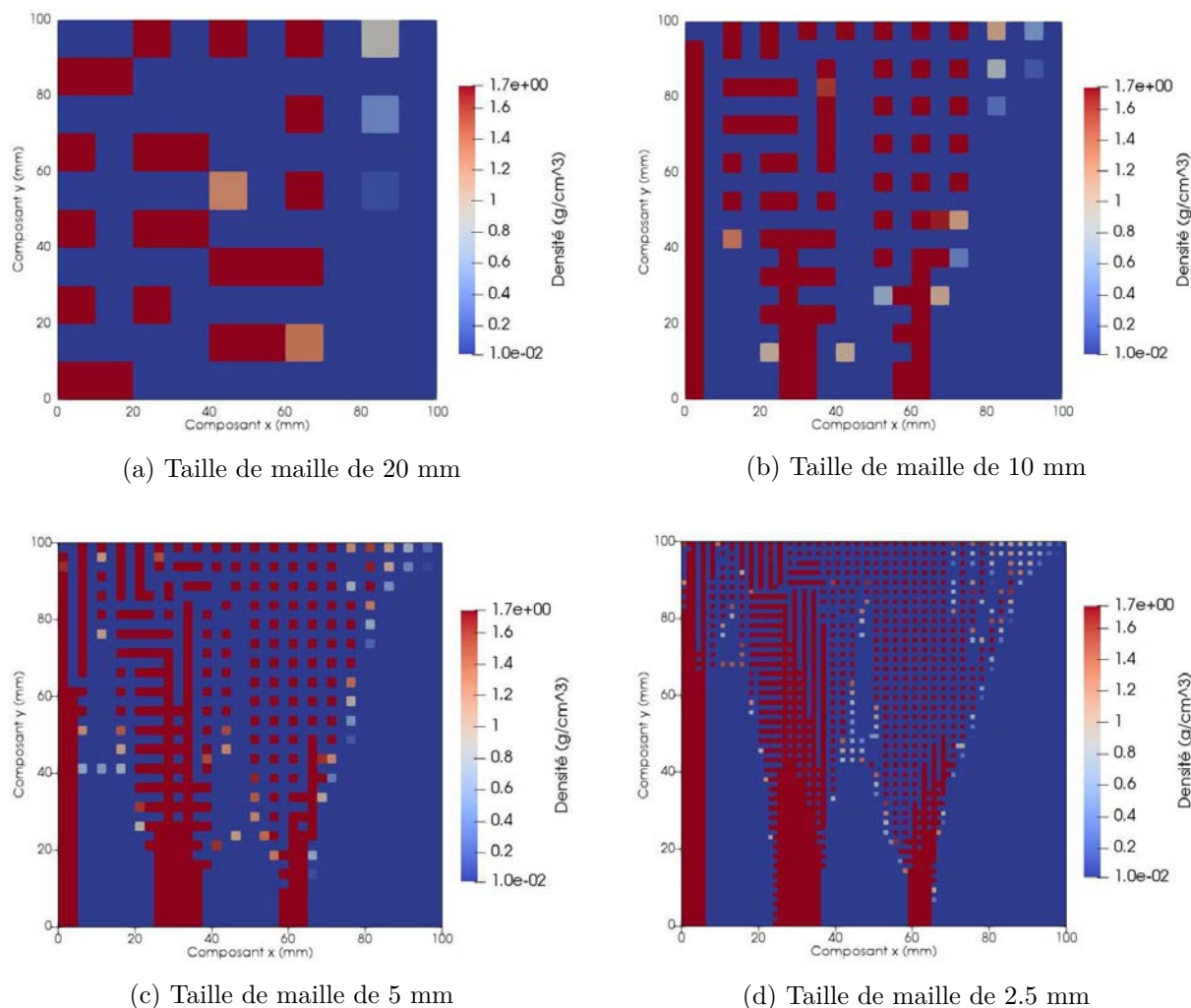


FIG. III.19 – Distributions de densité pour des éléments de type Q4N-PG pour différentes tailles de maille

éléments (taille de maille 2.5 mm). La taille de maille n'a donc aucune incidence sur la forme de la distribution de densité mais, plus la taille de maille utilisée est faible et plus la structure présente des motifs fins, ce qui rejoint les conclusions de [Weinans et al. \[1992\]](#).

3.3.d Influence du type d'éléments finis

Tous les résultats présentés précédemment ont été obtenus en utilisant des éléments finis de type Q4N-C. Les valeurs de densité ont donc été calculées aux centroïdes des éléments. [Jacobs et al. \[1995\]](#) ont cependant montré que l'utilisation d'autres types d'éléments finis désignés par Q4N-PG, Q8N-C et Q4N-N, peut avoir une influence sur les distributions de densité. Leurs résultats, obtenus à partir d'une analyse EF 2D de la partie proximale d'un fémur, montrent que les éléments finis Q4N-C, Q4N-PG et Q8N-C n'ont aucun impact sur la structure obtenue qui présente des distributions fortement discontinues. En revanche, les éléments Q4N-N donnent une structure équivalente, mais avec une distribution de densité continue. Le type d'élément fini ne semble donc pas avoir d'influence sur les distributions de densité, mais influe sur leur continuité.

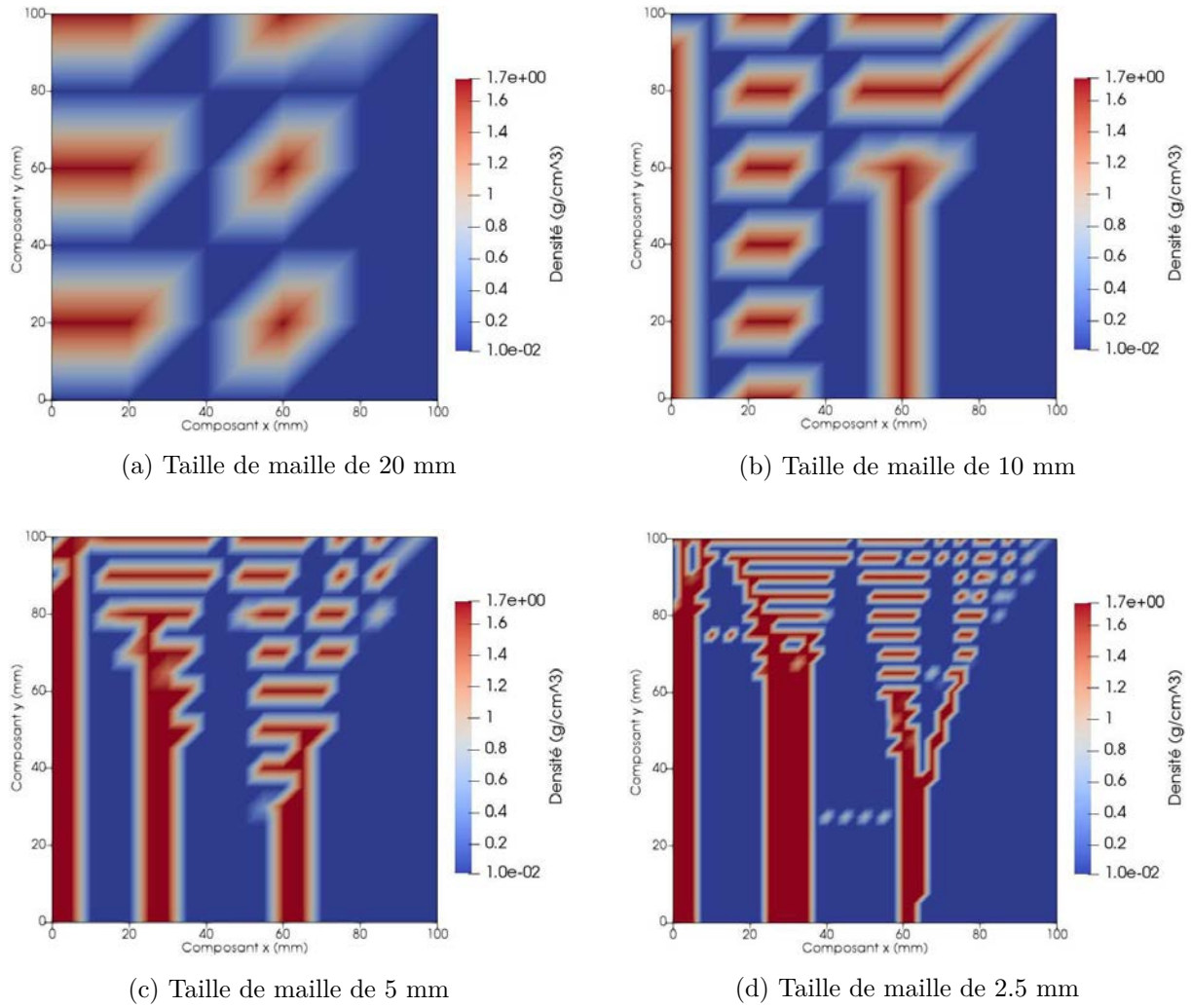


FIG. III.20 – Distributions de densité pour des éléments de type Q4N-N pour différentes tailles de maille

Nos calculs réalisés avec d'autres types d'éléments finis (Q4N-PG et Q4N-N) ont permis d'obtenir des structures proches de celles obtenues avec les éléments Q4N-C (figs. III.19 et III.20). À noter que, dans la figure III.19 les calculs sont effectués aux points de Gauss des éléments, tandis que dans la figure III.20, ils le sont aux nœuds. En conséquence, dans la figure III.19, chaque élément est subdivisé en quatre pour la visualisation. Les éléments de type Q8N-C n'ont pas été testés ici. Les structures obtenues sont dans un état d'équilibre discontinu stable où nous pouvons distinguer trois colonnes de fortes densités orientées dans l'axe d'application de l'effort dans la partie inférieure et fortement discontinue dans la partie supérieure. Un incrément de temps $\Delta t = 0.1$ est nécessaire pour obtenir des résultats précis avec un temps de calcul optimal. Néanmoins, contrairement aux résultats présentés par [Jacobs et al. \[1995\]](#), les distributions de densité obtenues avec des éléments de type Q4N-N ne montrent aucune continuité. Cette différence peut s'expliquer par plusieurs facteurs :

- une méthode de calcul de la densité entre chaque élément adjacent différente de la méthode utilisée par [Jacobs et al. \[1995\]](#) ;
- la structure étudiée. En effet, l'étude de [Jacobs et al. \[1995\]](#) porte sur un fémur, et non pas sur la plaque de [Weinans et al. \[1992\]](#).

3.4 Conclusion

L'étude conduite avec la routine de calcul EF codée sous Matlab a permis de retrouver les résultats de l'article de [Weinans et al. \[1992\]](#). Cette étude nous a permis de valider l'algorithme général d'intégration de la loi de remodelage dans un solveur EF. Nous avons pu également étudier l'influence de plusieurs facteurs notamment : l'influence de l'incrément de temps, du type d'élément fini et de la taille de maille. Les conclusions que nous avons obtenues sont :

- la taille de maille a peu d'influence sur la distribution de densité finale. Cependant, plus la taille de maille est petite et plus la structure obtenue est détaillée ;
- les types d'éléments Q4N-C, Q4N-PG et Q4N-N n'ont aucun impact sur la forme de la distribution de densité, comme conclu par [Jacobs et al. \[1995\]](#). Néanmoins, les calculs avec les éléments Q4N-N ne permettent pas d'obtenir une distribution continue comme celle de [Jacobs et al. \[1995\]](#). Une différence de méthode de calcul ou de structure peut être à l'origine de ces écarts ;
- la stabilité des résultats n'est pas dépendante de l'incrément de temps à condition que la valeur choisie soit suffisamment faible.

4 Implémentation et validation de la routine de remodelage osseux sous Abaqus

L'algorithme général de remodelage ayant été implémenté avec succès dans une routine Matlab, nous présentons, dans cette partie, l'implémentation de cette routine dans un solveur EF commercial, Abaqus. Nous commençons par présenter les modifications nécessaires à l'algorithme de remodelage. Ces modifications sont réalisées de manière à fonctionner avec Abaqus. Nous présentons enfin les résultats de l'étude sur la plaque carrée bidimensionnelle réalisée avec cette nouvelle routine.

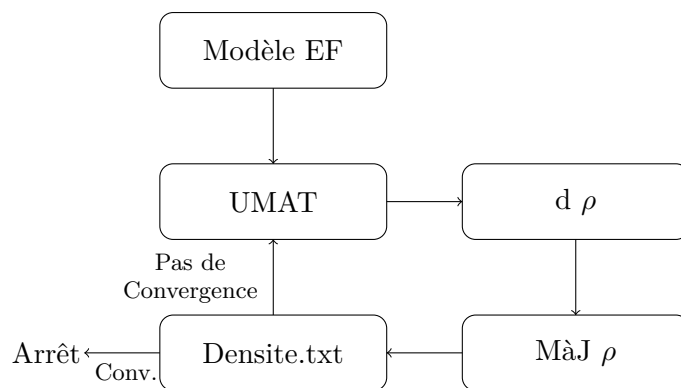


FIG. III.21 – Algorithme de remodelage pour les études réalisées avec le solveur Abaqus

4.1 Adaptation de l’algorithme de remodelage

La base de l’algorithme général présenté en partie III.2.3 reste inchangée pour la préparation de la routine sous Abaqus. Néanmoins, il est nécessaire d’adapter cet algorithme aux particularités du logiciel. En effet, le logiciel ne permet pas d’initialiser la densité osseuse en chaque point automatiquement. Elle est donc lue à partir d’un fichier texte et initialisée à chaque itération. Le modèle est créé de la même façon que pour n’importe quelle étude EF avec Abaqus, sauf pour l’initialisation des propriétés matériaux qui est effectuée via la lecture du document texte. De même que pour l’initialisation de la densité, le stimulus de référence est initialisé grâce à la lecture d’un fichier texte préparé en amont (Fig. III.21).

Une fois que ces données ont été initialisées, les calculs d’énergie de déformation sont réalisés de la même manière que dans la UMAT, ce qui permet de calculer le stimulus de remodelage. Cela permet de calculer la variation et d’actualiser la densité osseuse grâce à la méthode d’Euler. Cette méthode peut se révéler peu précise et lente à converger. Néanmoins, elle est privilégiée dans les études de remodelage osseux (Corso et al. [2016] et Zhang et al. [2016]) compte tenu de sa multiplicité de mise en oeuvre. La distribution de densité actualisée est alors écrite dans un nouveau fichier texte et utilisée comme fichier d’initialisation des propriétés matériaux pour l’itération suivante.

4.2 Implémentation et validation de la routine sous Abaqus

4.2.a Préparation du modèle

Le modèle EF est identique à celui réalisé pour l’étude de remodelage avec la routine Matlab, à savoir, une plaque bidimensionnelle en compression linéique (cf. III.22). La convergence des résultats est étudiée grâce à la formule III.5 permettant de déterminer la variation de densité moyenne de la structure. Comme pour l’étude de remodelage sous Matlab, nous étudions l’influence du pas de temps et l’influence de la taille de maille. L’influence du type d’éléments finis n’a pas été étudiée car cette donnée est difficile à modifier pour des études sous Abaqus dans la mesure où cela nécessiterait la création d’éléments finis spécifiques. Les éléments utilisés sont des éléments quadrilatères à quatre nœuds et quatre points d’intégration en hypothèse de contraintes planes (CPS4). Les résultats obtenus sont comparés avec les résultats obtenus sous Matlab avec les éléments finis de type Q4N-PG.

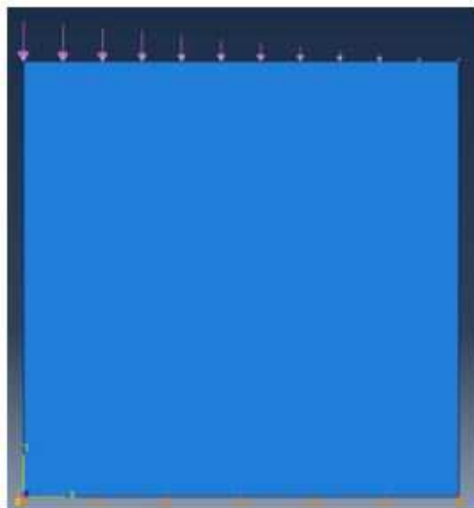


FIG. III.22 – Modèle de plaque carrée bidimensionnelle créé sous Abaqus

4.2.b Résultats initiaux

Comme pour l'étude de remodelage avec la routine Matlab, les premiers calculs sont effectués avec un incrément de temps de $\Delta t = 1.0$ et avec une discrétisation de 25 éléments.

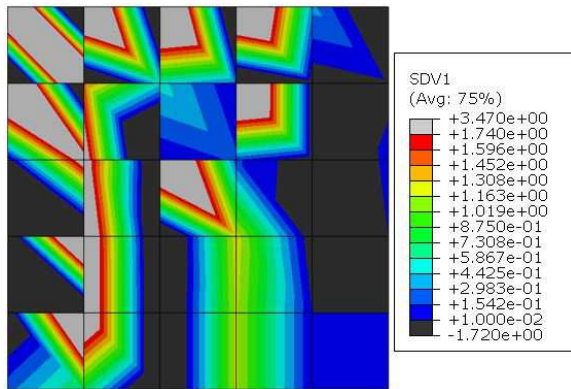
Les résultats obtenus avec la visualisation d'Abaqus semblent anarchiques et sont donc difficilement interprétables (Figs. III.23a). En effet, l'affichage du logiciel sous forme d'isocouleurs est réalisé à partir des valeurs aux nœuds obtenues grâce à une interpolation linéaire des valeurs aux points d'intégration. Cela nous donne parfois des valeurs de densité supérieures aux extrêmes admissibles et, pour les nœuds appartenant à plusieurs éléments adjacents, plusieurs valeurs de densité en un même point, ce qui crée de fortes discontinuités. Nous avons donc pris la décision d'afficher les résultats sous Paraview (Los Alamos National Laboratory) afin d'obtenir un affichage à partir des valeurs aux points d'intégration (fig. III.23b)

Avec la visualisation de Paraview, la distribution de densité obtenue est dans un état d'équilibre discontinu stable orientée dans l'axe d'application de l'effort. Ces résultats sont sensiblement équivalents à ceux obtenus sous Matlab. L'erreur relative entre les résultats obtenus avec la routine Matlab et avec la routine Abaqus est, en tout point, très faible, avec des valeurs inférieures à 1% (Fig. III.23d). L'erreur maximale obtenue est de 0.35% en un point dans le bord supérieur droit. Nous pouvons donc en conclure que, pour cette discrétisation, l'erreur est négligeable et donc, que la routine Abaqus donne des résultats équivalents à la routine Matlab.

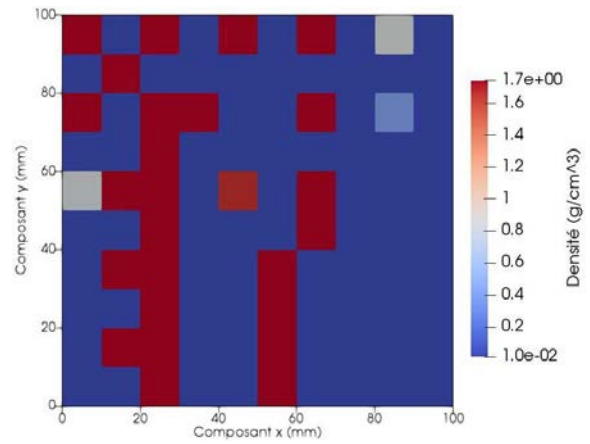
Pour finir, la masse de la structure se stabilise après environ 65 itérations avec une valeur de variation de densité moyenne proche de 0 (fig. III.23c), ce qui valide la convergence de la distribution de densité.

4.2.c Influence du pas de temps

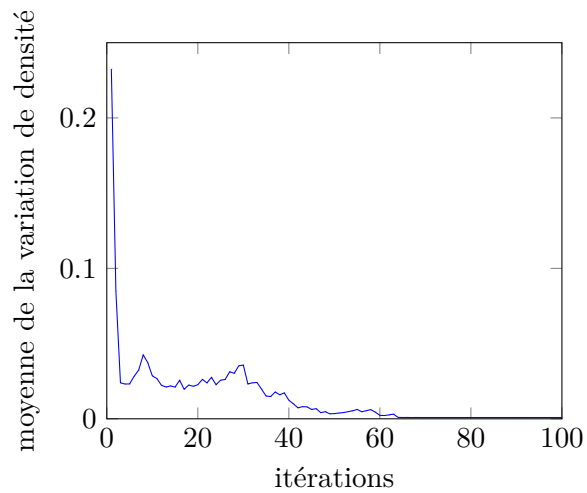
En modifiant le pas de temps à $\Delta t = 0.01$ et $\Delta t = 0.1$, nous retrouvons une structure discontinue et orientée dans l'axe d'application de l'effort (figs. III.24a et III.24b). Ces distributions de densité sont équivalentes à celles obtenues avec Matlab. En effet, nous trouvons une erreur relative maximale inférieure à 0.02% pour un incrément de temps de $\Delta t = 0.1$ et inférieure à



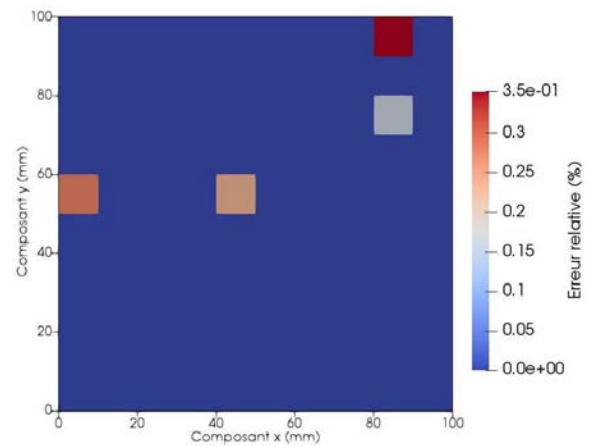
(a) Distribution de densité avec la visualisation Abaqus



(b) Distribution de densité avec la visualisation Paraview

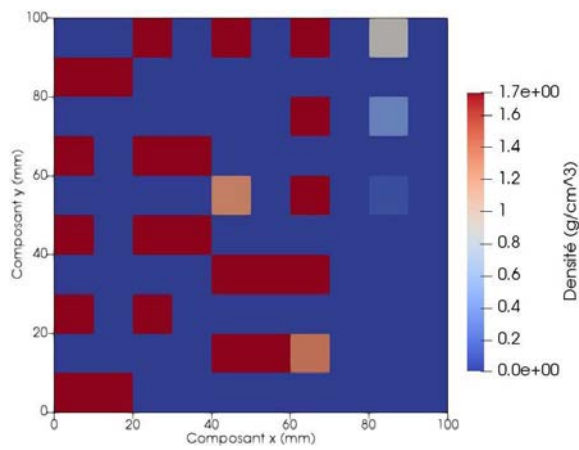


(c) Moyenne des variations de densité

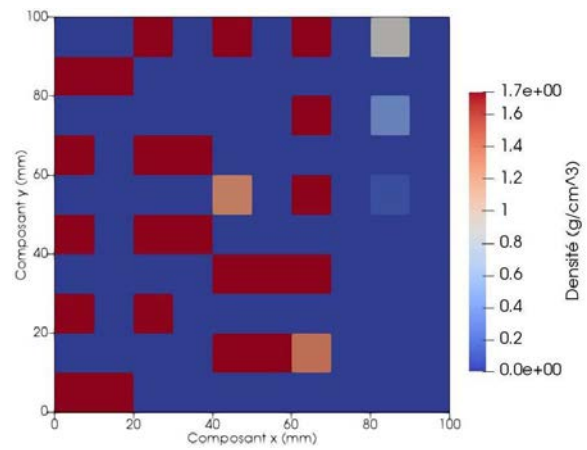


(d) Erreur relative

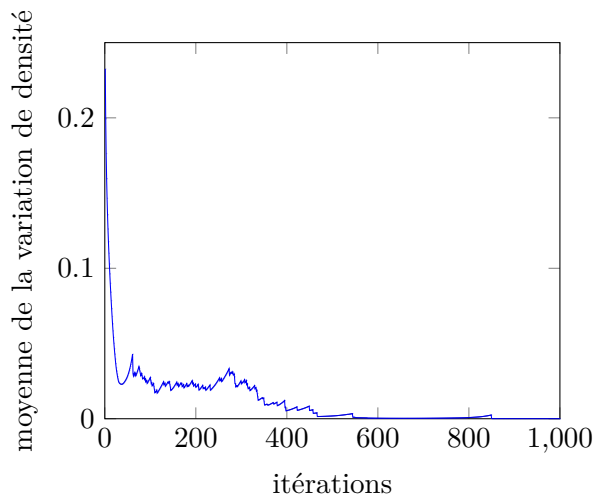
FIG. III.23 – Résultats obtenus pour un maillage de 5×5 éléments et un incrément de temps $\Delta t = 1.0$ avec la routine UMAT Abaqus



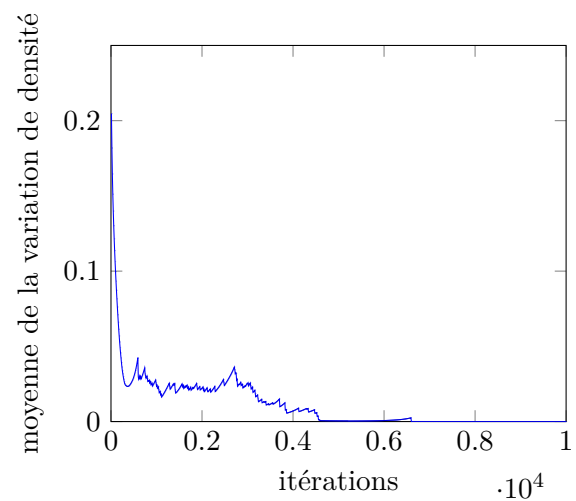
(a) Distribution de densité pour $\Delta t = 0.1$



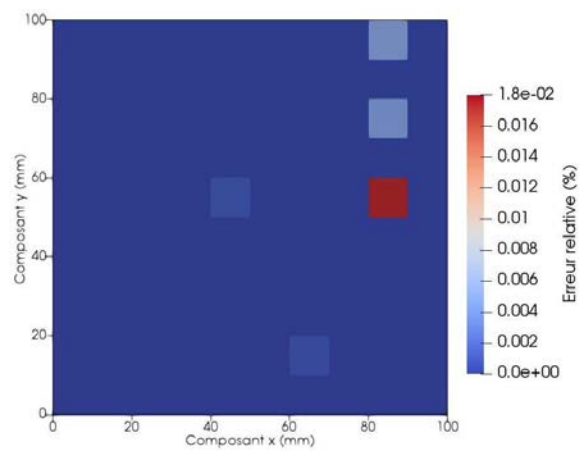
(b) Distribution de densité pour $\Delta t = 0.01$



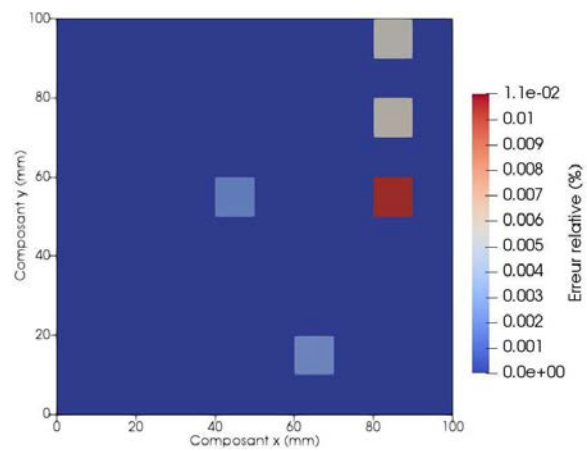
(c) Moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.1$



(d) Moyenne des variations de densité pour $\Delta t = 0.01$



(e) Erreur relative pour $\Delta t = 0.1$



(f) Erreur relative pour $\Delta t = 0.01$

FIG. III.24 – Résultats pour une discrétisation de 5×5 éléments avec différents incréments de temps

0.01% pour un incrément de temps de $\Delta t = 0.01$ (figs. III.24f et III.24e). La convergence est obtenue après 550 itérations pour $\Delta t = 0.1$ avec une valeur de variation de densité proche de 0 et après 4500 itérations pour $\Delta t = 0.01$ avec une valeur proche de 0 (Figs. III.24c et III.24d).

Cette étude montre que les distributions de densité sont identiques pour $\Delta t = 0.1$ et $\Delta t = 0.01$ (Figs. III.24a et III.24b). Cependant, elles sont différentes de celles obtenues pour $\Delta t = 1.0$ (fig. III.23b). Comme pour l'étude de remodelage sous Matlab, il s'avère que l'étude de l'incrément de temps est nécessaire. En effet, un incrément de temps de $\Delta t = 0.1$ est nécessaire pour obtenir des résultats stables et précis.

4.2.d Influence de la taille de maille

Les structures obtenues avec des tailles de maille plus faibles sont identiques à celles précédemment décrites, fortement discontinues et orientées dans l'axe d'application de l'effort (Figs. III.25a, III.25c et III.25e). Comme pour l'étude réalisée avec Matlab, la taille de maille ne semble pas influencer sur la forme de la structure obtenue mais plus la taille de maille est faible, plus il est possible de distinguer les détails dans la structure.

La convergence des calculs a été obtenue après 600 itérations environ pour une taille de maille de 10 mm et de 5 mm (figs. III.25b et III.25d) et après environ 700 itérations pour la structure avec une taille de maille de 2.5 mm (Fig. III.25f). Nous pouvons remarquer que l'allure générale des trois courbes de convergence est identique et que, plus la structure est finement maillée et plus la courbe de convergence est lissée.

Enfin, l'étude de l'erreur relative nous montre que pour la structure avec une taille de maille de 10 mm, l'erreur maximale est inférieure en tout point à 0.12% (fig. III.26a). Cependant, cette erreur atteint 3.1% pour une taille de maille de 5 mm (fig. III.26b) et jusqu'à 85% avec une taille de maille de 2.5 mm (fig. III.26c). Cette valeur peut s'expliquer par le fait que la valeur de densité minimale est très faible et donc que l'erreur relative calculée devient très importante même pour des différences faibles. Néanmoins, cette erreur est très localisée et n'influe pas sur la forme de la structure.

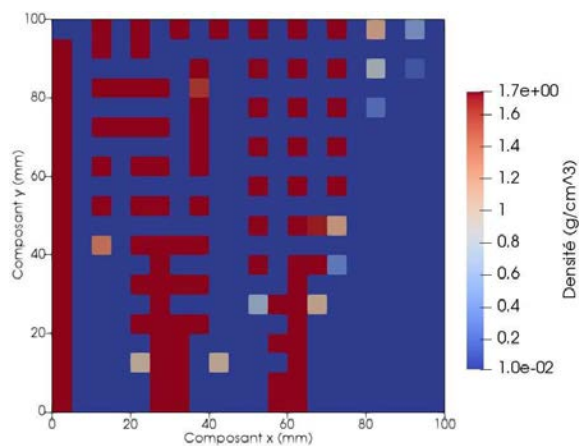
4.3 Conclusion

L'étude conduite avec la routine Abaqus a permis de confirmer les résultats obtenus avec la routine Matlab et de valider l'algorithme de remodelage. Les conclusions obtenues sont :

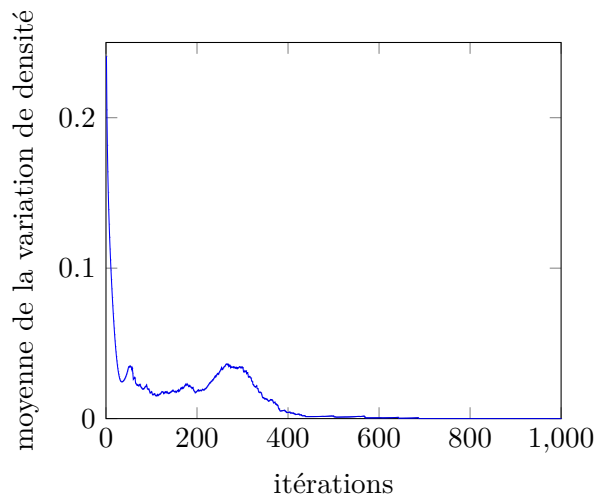
- une dépendance de la stabilité des résultats à l'incrément de temps choisi. Une étude de l'impact du pas de temps est donc nécessaire pour chaque étude ;
- un impact négligeable de la taille de maille sur la structure obtenue au final. Cependant, plus les mailles sont petites et plus la structure est détaillée ;
- de fortes discontinuités engendrées par la méthode d'interpolation linéaire d'Abaqus qui rendent difficile la visualisation des résultats.

Conclusion

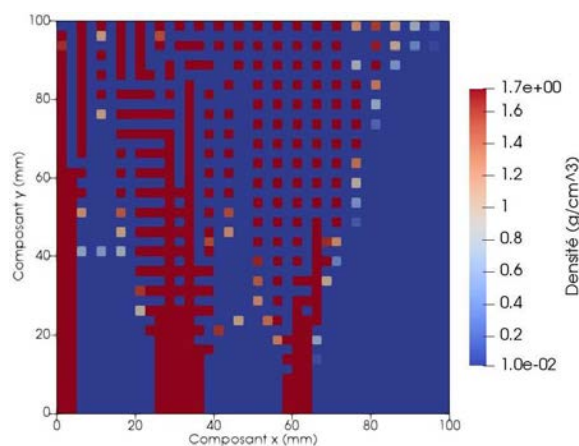
Dans un premier temps, ce chapitre nous a permis de définir la structure de l'os à différentes échelles. Ce matériau est composé de plusieurs types de structures différenciés uniquement par leur architecture. Néanmoins, ces structures sont modifiées constamment pour résister au mieux



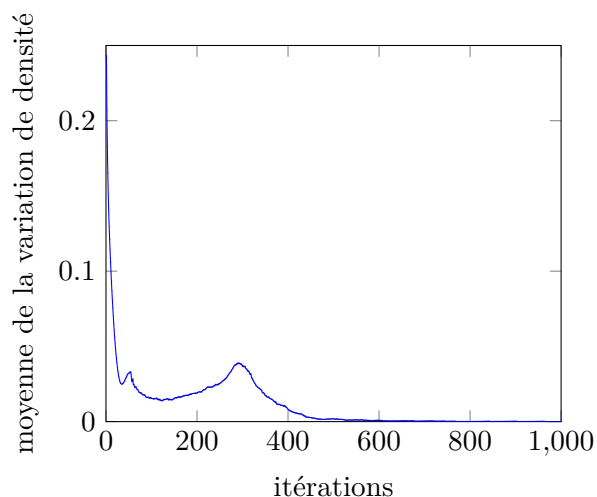
(a) Distribution de densité obtenue pour une discrétisation de 100 éléments



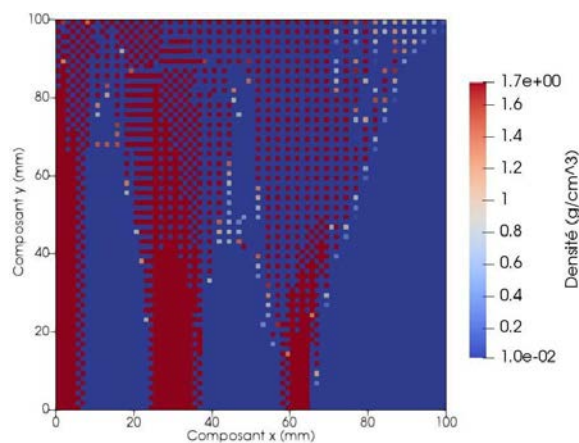
(b) Moyenne des variations de densité pour une discrétisation de 100 éléments



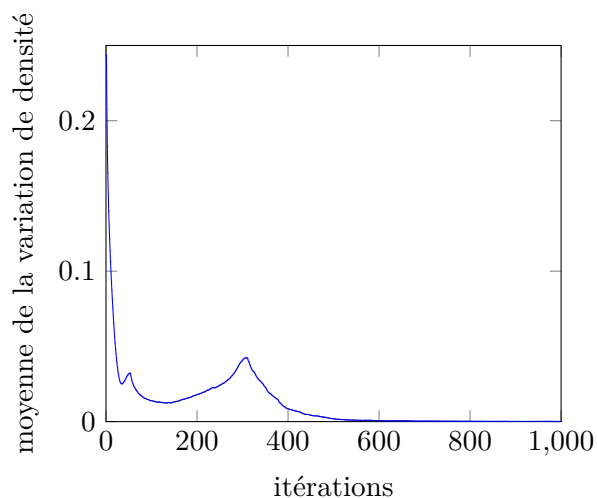
(c) Distribution de densité obtenue avec une discrétisation de 400 éléments



(d) Moyenne des variations de densité pour une discrétisation de 400 éléments

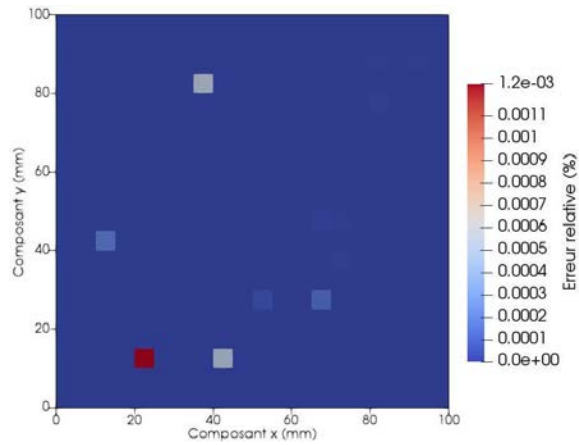


(e) Distribution de densité obtenue avec une discrétisation de 1600 éléments

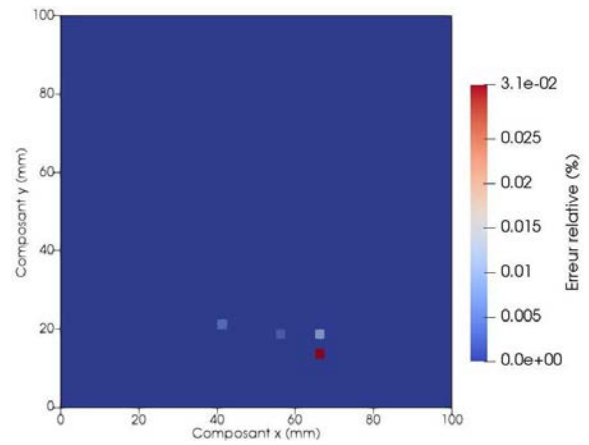


(f) Moyenne des variations de densité pour une discrétisation de 1600 éléments

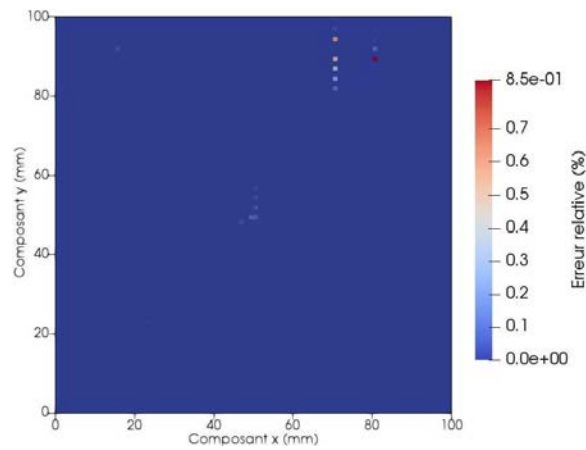
FIG. III.25 – Résultats pour différentes discrétisations avec un incrément de temps $\Delta t = 0.1$



(a) Erreur relative obtenue avec une discrétisation de 100 éléments



(b) Erreur relative obtenue avec une discrétisation de 400 éléments



(c) Erreur relative obtenue avec une discrétisation de 1600 éléments

FIG. III.26 – Résultats obtenus pour différentes discrétisations et un incrément de temps $\Delta t = 0.1$

aux contraintes qu'elles subissent. Ce processus d'adaptation est appelé remodelage osseux et peut être décrit mathématiquement par plusieurs modèles. Nous avons choisi d'utiliser un modèle de remodelage mécanique simple adoptant l'énergie de déformation massique comme stimulus. Un algorithme général pour intégrer cette loi de remodelage dans un solveur par EF a été mis en place

Dans un second temps, de manière à valider cet algorithme, nous avons reproduit l'étude de [Weinans et al. \[1992\]](#) qui nous a servi de cas test. Nous avons étudié le remodelage sur une plaque bidimensionnelle en compression linéique avec une routine Matlab pour tester notre algorithme. Nous avons pu retrouver les résultats de Weinans et valider l'algorithme mis en place. Pour finir, nous avons adapté cet algorithme pour réaliser la même étude de remodelage avec une routine UMAT sous Abaqus. Cette validation de l'algorithme de remodelage a donc été réalisée pour une étude bidimensionnelle. L'étude sur les métatarsiens étant tridimensionnelle, la transformation de la routine bidimensionnelle vers une routine tridimensionnelle est nécessaire mais n'entraîne aucune modification majeure, c'est pourquoi elle n'est pas décrite dans ce document.

L'adaptation de l'algorithme général pour réaliser des études de remodelage avec Abaqus sert de base pour l'étude de l'influence de la prothèse de resurfaçage des métatarsiens dans l'os. Le prochain chapitre va nous permettre de présenter la conception des modèles de remodelage osseux sur les métatarsiens et les études de remodelage réalisées sur les métatarsiens prothésés.

Chapitre IV

Étude du remodelage osseux d'un métatarsien prothésé

Sommaire

1	Protocole de création d'un modèle pour la simulation du remodelage	105
2	Reconstruction géométrique des métatarsiens	106
2.1	Principe de la reconstruction	107
2.2	Obtention du nuage de points	108
2.3	Reconstruction sous Catia	109
2.4	Validation de la reconstruction	111
2.5	Exemple de reconstruction d'un métatarsien	112
2.6	Modèle de métatarsien prothésé	113
3	Préparation des modèles EF	115
3.1	Maillage des modèles EF	116
3.2	Initialisation des propriétés matériaux	116
3.2.a	Matériaux des prothèses	116
3.2.b	Initialisation des propriétés du tissu osseux	117
3.3	Cas de chargements et conditions aux limites	119
3.3.a	Chargements imposés	119
3.3.b	Conditions aux limites et de contact os/prothèse	122
4	Simulation du remodelage osseux sur un métatarsien en présence d'une prothèse	122
4.1	Influence de la zone morte avec la prothèse Novastep	122
4.2	Influence de la zone morte avec la prothèse LMHI	130
4.3	Comparaison et discussion des performances des deux prothèses	136
4.4	Influence de la densité osseuse initiale	137
4.5	Conclusion de l'étude	141

Introduction

Les chapitres précédents ont permis de décrire le processus de conception de la prothèse de resurfaçage des métatarsiens ainsi que l'implémentation et la validation d'une routine de remodelage osseux sous Abaqus. Le cadre pour la réalisation d'une étude de remodelage sur des

métatarsiens ayant subi une héli-arthroplastie des têtes est donc bien défini. Ce dernier chapitre va permettre de définir et de valider un protocole permettant de concevoir des modèles EF de métatarsiens avec intégration de la loi de remodelage osseux. L'objectif final de ce protocole est de prédire la distribution de densité à long terme induite par l'implantation de la prothèse afin de servir d'outil d'aide à la décision pour les chirurgiens et les concepteurs de ce type de prothèses. En effet, comme nous l'avons décrit dans le deuxième chapitre (section 2), les résultats à long terme obtenus après une héli-arthroplastie des têtes ne sont pas entièrement satisfaisants. La prévision numérique de la densité osseuse après ostéointégration pourrait permettre de diminuer les cas d'échecs cliniques encore trop fréquents à l'heure actuelle.

Pour ce faire, l'utilisation de modèles représentant au mieux l'état initial de l'os est indispensable pour obtenir des résultats semblables à ceux observés à long terme. Ce protocole permettra de concevoir des modèles dépendant du patient par deux aspects :

- la reconstruction du métatarsien considéré ;
- l'initialisation de la densité osseuse qui, comme nous l'avons vu dans le troisième chapitre (section 1.2), peut être corrélée aux propriétés matériaux.

Ces deux étapes sont réalisées à partir de données tomодensitométriques obtenues lors d'un scanner en pré-opératoire. De manière à valider ce protocole et à vérifier l'influence de différents facteurs sur les résultats de remodelage, nous avons appliqué ce protocole sur un patient sélectionné aléatoirement.

La première partie de ce chapitre est une description synthétique du protocole mis en place pour l'obtention d'un modèle numérique de simulation du remodelage osseux sur un métatarsien. La deuxième partie est consacrée à la reconstruction géométrique des métatarsiens. Après obtention du modèle de métatarsien d'après des données tomодensitométriques spécifiques au patient, nous préparons le modèle du métatarsien prothésé. La technique d'initialisation des caractéristiques des matériaux, puis les conditions aux limites et de chargements sont présentées dans la 3^e partie. La dernière partie présente plusieurs simulations de remodelage, dans lesquelles nous avons étudié l'influence de la zone morte de la loi de remodelage de même que l'influence d'une variation de la densité initiale. Ces études sont faites sur un métatarsien prothésé, soit avec la prothèse Novastep, soit avec une prothèse concurrente de manière à comparer les modifications structurelles à long terme induites par les prothèses.

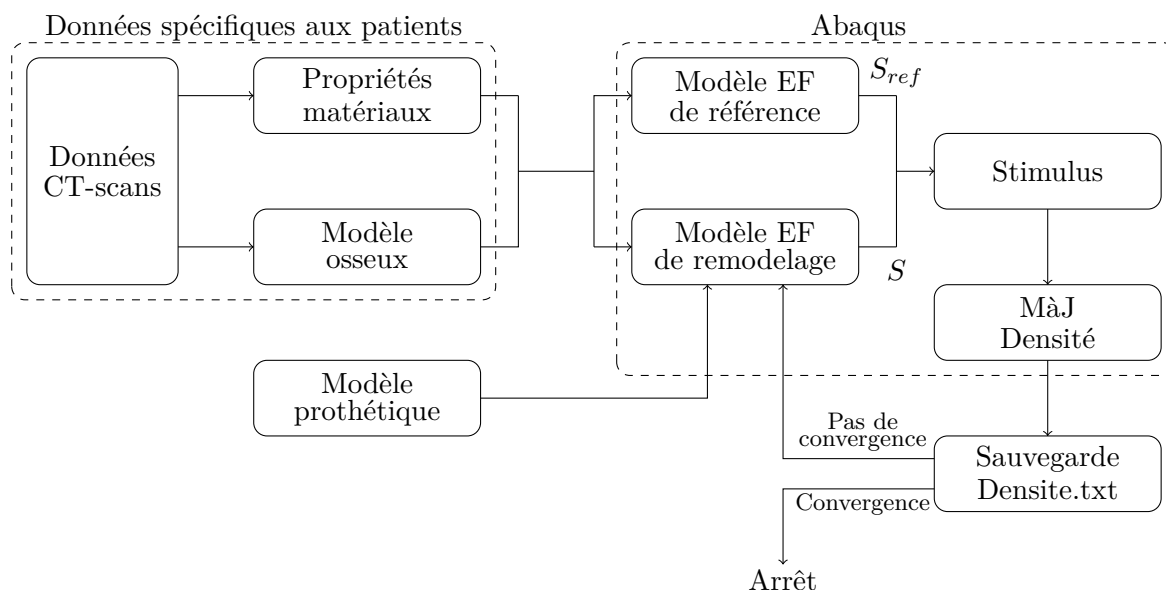


FIG. IV.1 – Algorithme pour la réalisation d'étude de remodelage sur des métatarsiens prothésés

1 Protocole de création d'un modèle pour la simulation du remodelage

Le protocole de simulation du remodelage osseux dont il est question dans ce chapitre est une adaptation de l'algorithme du chapitre 3 (section 3.2). Contrairement aux structures simples étudiées précédemment nécessitant peu de préparation en amont, ce nouveau protocole comprend la préparation des modèles par EF qui sont ensuite utilisés pour la réalisation de simulation de remodelage osseux sur des métatarsiens après implantation d'une prothèse de resurfaçage (Fig. IV.1). La modification de l'état de contrainte due à la mise en place de la prothèse (« stress shielding ») engendre une modification structurelle représentée par une modification de la distribution de densité qui, si elle peut être prédite, pourrait permettre de valider la tenue à long terme de la prothèse. Les modèles développés dans ce chapitre sont conçus à partir de données tomodensitométriques du patient devant subir une héli-arthroplastie des têtes métatarsiennes, ce qui permet d'obtenir des modèles EF spécifiques à chaque patient, proches de l'état réel de l'os. L'utilisation de modèles dépendant du patient nous semble important pour obtenir des résultats proches de ceux susceptibles d'être observés à long terme. Ceci pourrait permettre d'obtenir un outil d'aide à la décision destiné aux concepteurs pour valider les choix technologiques définis lors de la conception des prothèses et aux chirurgiens pour choisir la technique chirurgicale la plus adaptée pour chaque patient (Shim et al. [2012]).

En particulier, l'utilisation de données tomodensitométriques permet :

- de reconstruire des modèles tridimensionnels de métatarsiens proches de l'anatomie réelle de l'os ;
- la recherche et l'implémentation de la densité osseuse locale liée aux propriétés matériaux de l'os.

Les données utilisées sont obtenues au cours d'un scanner réalisé en pré-opératoire.

Contrairement aux paramètres présentés ci-dessus, les cas de chargements et les conditions

aux limites ne sont pas sélectionnés à partir de l'activité physique des patients mais à partir de données obtenues dans la littérature.

L'une des modifications majeures par rapport aux algorithmes présentés dans le chapitre 3 (section 3.2) provient de la nécessité d'utiliser deux modèles EF pour l'étude de remodelage osseux :

- un modèle représentant le métatarsien sans la prothèse, dénommé « modèle sain » ;
- un modèle représentant le métatarsien après l'implantation prothétique, dénommé « modèle de remodelage ».

Le modèle sain est utilisé pour calculer le stimulus de référence (S_{ref}) tandis que le modèle de remodelage est utilisé pour calculer le stimulus de remodelage (S , Fig. IV.1). Contrairement à certaines études où le stimulus de référence est choisi constant pour l'ensemble de la structure (Idhammad et al. [2013] et Gong et al. [2013]), nous considérons que ce stimulus peut être défini localement, décrivant l'état d'équilibre antérieur vers lequel l'os tend à revenir (Tomaszewski et al. [2012] et Suarez et al. [2012]). Ce point est crucial, il constitue l'originalité principale de ce travail de thèse. Il repose sur l'hypothèse forte que la pérennité de la reconstruction prothétique est conditionnée par l'architecture de l'os qui doit subir le minimum de variation par rapport à l'os sain. À notre connaissance, ce travail est le premier portant sur l'étude du remodelage osseux d'un métatarsien prothésé. Ces deux modèles sont soumis aux mêmes cas de chargements, conditions aux limites et densité osseuse initiale. Les calculs itératifs de remodelage sont arrêtés lorsque la masse de la structure osseuse (calculée grâce à la formule III.6) atteint un nouvel état d'équilibre. Ce dernier est considéré atteint lorsque la variation de masse est stabilisée.

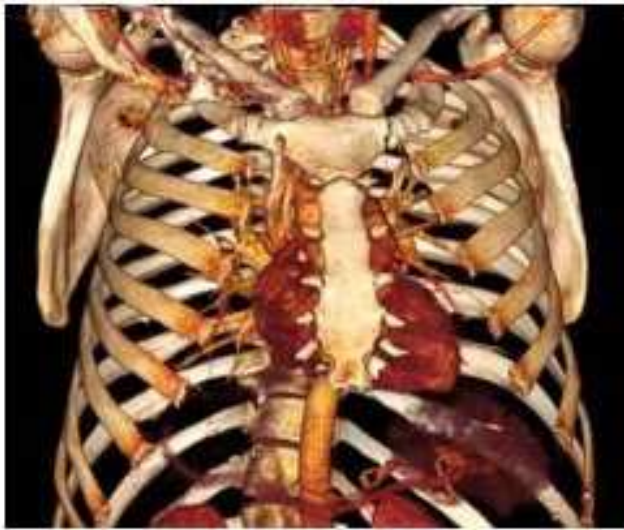
Il est nécessaire de valider ce protocole avant qu'il puisse être utilisé comme outil d'aide à la décision. Il est indispensable d'étudier l'influence des paramètres nécessaires au fonctionnement de la loi de remodelage. Parmi ces paramètres, nous débuterons par une étude de l'influence de la zone morte sur la distribution de densité finale avec la prothèse Novastep. Nous présenterons également l'influence de ce paramètre sur la distribution de densité obtenue avec une prothèse concurrente (LMHI de Wright Medical) dont le design équivalent mais avec des dimensions plus faibles. Cette étude permettra de comparer les résultats obtenus avec ces deux prothèses. Pour finir nous présenterons l'influence de la distribution de densité initiale.

2 Reconstruction géométrique des métatarsiens

De manière à valider le protocole de modélisation EF pour la simulation du remodelage osseux défini dans la partie précédente, les modèles nécessaires à la réalisation d'une étude de remodelage osseux ont été préparés. Avant de présenter les résultats obtenus après remodelage, nous détaillons les éléments nécessaires à la préparation des modèles géométriques, qui sont :

- la reconstruction du modèle tridimensionnel de métatarsien à partir de données tomodensitométriques ;
- la préparation du métatarsien pour y ajouter la prothèse de resurfaçage.

Les modèles présentés dans cette partie ont été préparés à partir des données tomodensitométriques d'un homme de 46 ans faisant partie de la base de données utilisée pour la réalisation de l'étude de mesure du 1^{er} chapitre. Ce patient a été sélectionné aléatoirement parmi les 17 disponibles. Comme le poids de ce patient n'est pas connu, nous considérons qu'il est égal à



(a) Reconstruction d'une cage thoracique sous Osirix



(b) Reconstruction d'un crâne avec Radiant Viewer

FIG. IV.2 – Exemples de reconstruction tridimensionnelle de modèles osseux à partir de données tomodensitométriques

80 kg, ce qui nous servira à l'implémentation des cas de chargement. De manière à se conformer à la technique chirurgicale préconisée, les modèles sont préparés à partir du 2^e métatarsien droit visible sur les données.

2.1 Principe de la reconstruction

La reconstruction des métatarsiens à partir de données tomodensitométriques permet l'obtention d'un modèle tridimensionnel proche de l'anatomie réelle du patient. En effet, l'utilisation d'un modèle représentant l'anatomie réelle dans la réalisation d'une étude de remodelage osseux nous semble importante pour prédire la distribution de densité après implantation de la prothèse avec réalisme. Zosibash et al. [2007] ont, par exemple, montré que l'étude de la résistance mécanique d'un fémur était davantage corrélée aux résultats expérimentaux grâce à l'utilisation d'un modèle osseux issu de données tomodensitométriques.

De nombreux logiciels médicaux permettent le traitement et la modélisation tridimensionnelle des os et des tissus mous de la zone anatomique étudiée (Fig. IV.2a et IV.2b). Ces logiciels sont cependant rarement adaptés à l'utilisation que nous souhaitons en faire car, en plus de leurs tarifs prohibitifs, ils ne permettent pas de transférer les modèles obtenus dans des études EF. Généralement, ces reconstructions ne permettent pas la représentation de volumes mais sont composées de surface d'isovaleurs de niveau de gris représentant les différents types de tissu *in vivo*, dans le but d'établir un diagnostic médical. Nous avons donc fait le choix de réaliser les reconstructions tridimensionnelles à partir d'un protocole personnel. Le modèle obtenu devra représenter le métatarsien concerné par l'implantation prothétique et devra pouvoir être utilisé dans un modèle EF.

Notre protocole de reconstruction tridimensionnelle des métatarsiens comporte deux étapes :

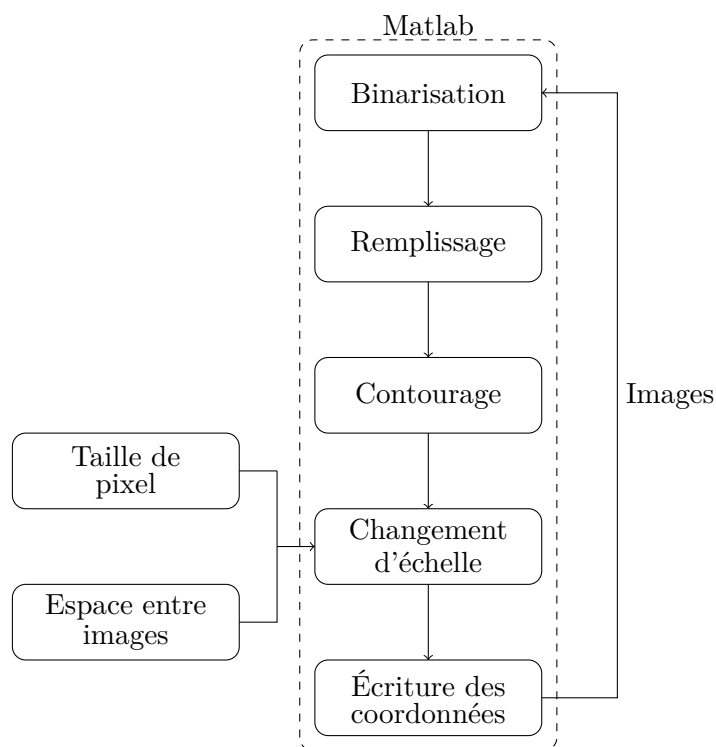


FIG. IV.3 – Algorithme de la routine Matlab développée pour l'obtention du nuage de points

- l'obtention du nuage de points représentant le contour de l'os ;
- la reconstruction du volume de l'os.

Néanmoins, avant de commencer la reconstruction, il est nécessaire de traiter les images pour faciliter la reconstruction du volume sous Catia. Comme énoncé précédemment, la reconstruction est effectuée à partir de données tomodensitométriques au format DICOM. Comme pour le 1^{er} chapitre, les données doivent contenir le fichier natif contenant des images non post-traitées.

Les images montrant l'os à reconstruire sont téléchargées au format .dcm et sauvegardées pour un traitement ultérieur. Cette étape permet d'obtenir uniquement le nuage de points de la zone anatomique contenant l'os à reconstruire. Elle diminue drastiquement le temps de nettoyage du nuage réalisé lors de la reconstruction du volume. La taille des pixels ainsi que l'espace entre images, disponibles dans les paramètres de l'examen, sont également sauvegardés pour effectuer un changement d'échelle nécessaire à l'obtention d'un modèle avec des dimensions conformes à l'anatomie réelle. La suite de cette partie décrit les différentes étapes nécessaires pour l'obtention des modèles tridimensionnels.

2.2 Obtention du nuage de points

Les images téléchargées sont utilisées pour obtenir le nuage de points représentant les contours des os. Elles sont chacune traitées à l'aide d'une routine Matlab (Fig. IV.3) comme suit :

- l'image est binarisée¹ grâce à un seuil permettant de faire la différence entre le tissu osseux et les autres types de tissu (muscles, tendons, ligaments ou cartilages). Ce seuil

1. transformation des images en niveau de gris en images binaires à l'aide d'un seuil défini au préalable. Les images binaires sont composées du même nombre de pixels que l'image initiale mais leurs valeurs est égale à 1 si le niveau de gris est supérieur au seuil et égale à 0 sinon

- est sélectionné lors de l'étape de préparation des images ;
- les zones creuses visibles sur les images binarisées sont comblées grâce à la fonction *imfill* incluse dans la bibliothèque Matlab ;
- les contours des différents os sont obtenus grâce à la fonction *imcontour* incluse dans la bibliothèque Matlab. Le contour est obtenu grâce à l'algorithme « Marching squares » ;
- les coordonnées des contours (X,Y) subissent alors le changement d'échelle grâce à la taille de pixel et la coordonnée Z est obtenue grâce au numéro de l'image traitée et l'espace entre images ;
- ces coordonnées sont ensuite sauvegardées dans un fichier texte qui sert de base à la reconstruction sous Catia.

2.3 Reconstruction sous Catia

La reconstruction tridimensionnelle est réalisée sous Catia V5, à partir du nuage de points obtenu précédemment, de manière à obtenir un modèle utilisable pour la réalisation d'une étude par EF. Elle se compose de trois parties :

- la préparation et le nettoyage du nuage de points avec l'outil *Digitized Shape Editor* ;
- la conception d'une surface fermée avec l'outil *Quick Shape Design* ;
- le remplissage de la surface pour obtenir le volume final avec l'outil *Generative Shape Design*.

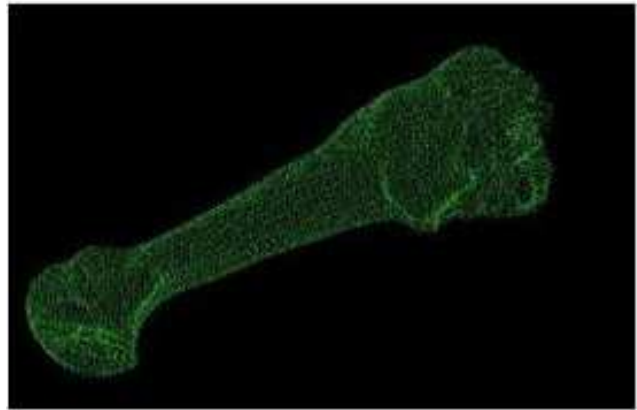
Le nuage de points obtenu comporte les contours de tous les os visibles sur les images (Fig. IV.4a). Un nettoyage du maillage est entrepris de manière à ne conserver que le contour de l'os à reconstruire. La suppression du cunéiforme en contact avec le métatarsien peut s'avérer difficile car le nuage montre un assemblage entre ces deux os. En effet, l'espace inter-articulaire est généralement du même ordre de grandeur que la taille de pixel, la binarisation des images engendre donc des erreurs lors de la création des contours. Néanmoins, l'obtention d'une surface articulaire métatarso-cunéiforme précise ne porte pas à conséquence pour l'étude EF de remodelage car elle se situe loin de la zone d'implantation de la prothèse et devrait donc être peu impactée par le remodelage. L'espace inter-articulaire entre le métatarsien et la phalange étant beaucoup plus important, le nettoyage de cette zone s'en trouve simplifiée. Le nuage de points du métatarsien est finalement obtenu (Fig. IV.4b).

L'obtention d'un nuage de points avec l'ensemble des contours des os oblige à un nettoyage relativement long. La réalisation d'un cadrage des images uniquement sur l'os à reconstruire permettrait de diminuer le temps de nettoyage. Néanmoins, le temps nécessaire au nettoyage du nuage global ou du nuage concentré sur l'os est sensiblement équivalent car les zones les plus longues à nettoyer sont présentes quel que soit le nuage considéré. En effet, l'orientation des métatarsiens sur les images natives implique que des contours appartenant aux cunéiformes et aux métatarsiens adjacents soient forcément inclus dans le nuage.

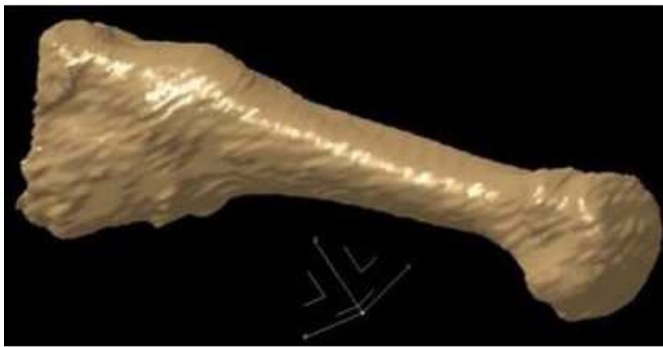
Un maillage est ensuite créé à partir du nuage du métatarsien de manière à obtenir la surface extérieure de l'os (Fig. IV.4c). Ce maillage est composé d'éléments triangulaires formés à partir de points adjacents du nuage. Un nettoyage, un rebouchage des zones non connexes et un lissage sont réalisés pour obtenir un modèle propre. Le nettoyage est effectué principalement au niveau des épiphyses des métatarsiens. En effet, ces zones sont constituées d'une fine couche d'os cortical sur de l'os spongieux. L'os spongieux étant caractérisé par des zones fortement



(a) Nuage de points complet obtenu grâce à la routine Matlab



(b) Nuage de points du métatarsien après nettoyage sous Catia



(c) Maillage du métatarsien obtenu avec Catia



(d) Métatarsien reconstruit

FIG. IV.4 – Principe de la reconstruction tridimensionnelle sous Catia V5

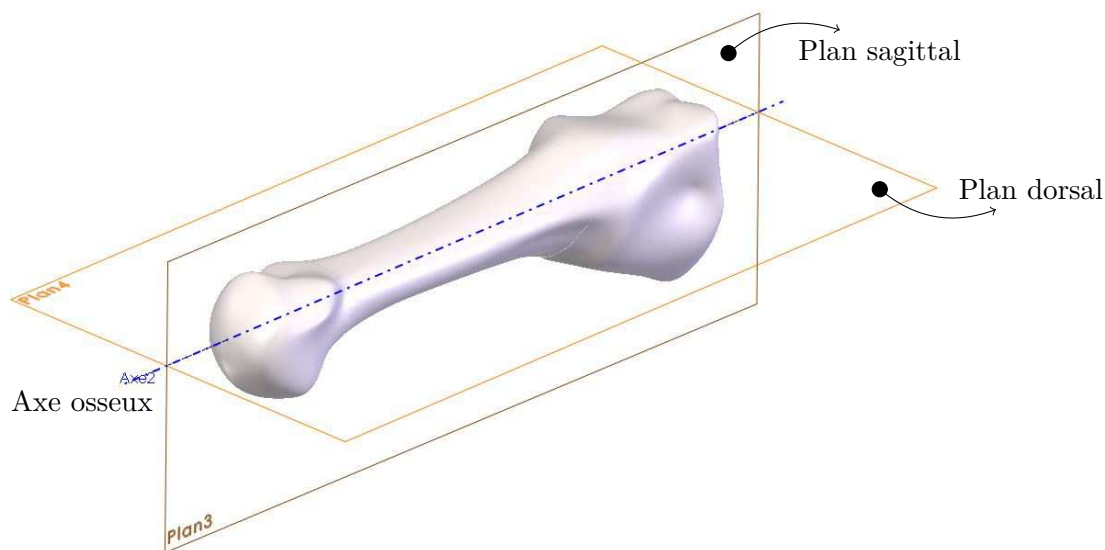


FIG. IV.5 – Plans anatomiques définis sur un métatarsien reconstruit

poreuses, la binarisation de ces zones engendre des erreurs de contour qui se retrouvent sur le maillage. Le maillage est alors transformé en une surface fermée puis en un volume utilisable dans un modèle EF (Fig. IV.4d).

2.4 Validation de la reconstruction

De manière à valider la reconstruction obtenue, des mesures sont réalisées sur les os reconstruits et sur les données tomodensitométriques selon le protocole présenté dans le 1^{er} chapitre (section 3). Ces mesures sont comparées, ce qui permet d'étudier la précision de la reconstruction. Ces mesures sont :

- la longueur des métatarsiens ;
- l'épaisseur de la tête, de la base et de la diaphyse.

La mesure du rayon des têtes métatarsiens a été retirée car cette zone sera sacrifiée pour l'implantation de la prothèse.

Concernant les mesures sur l'os reconstruit, la première étape consiste à rechercher des repères anatomiques (axe métatarsien, plans dorsal et sagittal, Fig. IV.5). L'axe osseux est obtenu de la même manière que pour les études de mesures (chapitre 1 sections 2 et 3). L'os est coupé au niveau des métaphyses et l'axe est tracé en reliant les centres des deux faces obtenues. Le plan sagittal est alors déterminé à partir de l'axe métatarsien et un point dans la direction d'inertie maximale de l'os. Pour finir, le plan dorsal est choisi perpendiculaire au plan précédent sécant au niveau de l'axe.

La reconstruction est considérée comme bonne pour une erreur relative inférieure à 5% sur les épaisseurs de tête et de diaphyse. L'erreur relative sur la longueur et sur les épaisseurs de la base sont également calculées mais ne peuvent être utilisées pour qualifier la précision de la reconstruction car, comme expliqué précédemment (section 2.1), l'espace inter-articulaire de l'articulation métatarso-cunéiforme est du même ordre de grandeur que la taille de pixel, ce qui engendre des problèmes de reconstruction se répercutant sur la valeur de la longueur du métatarsien

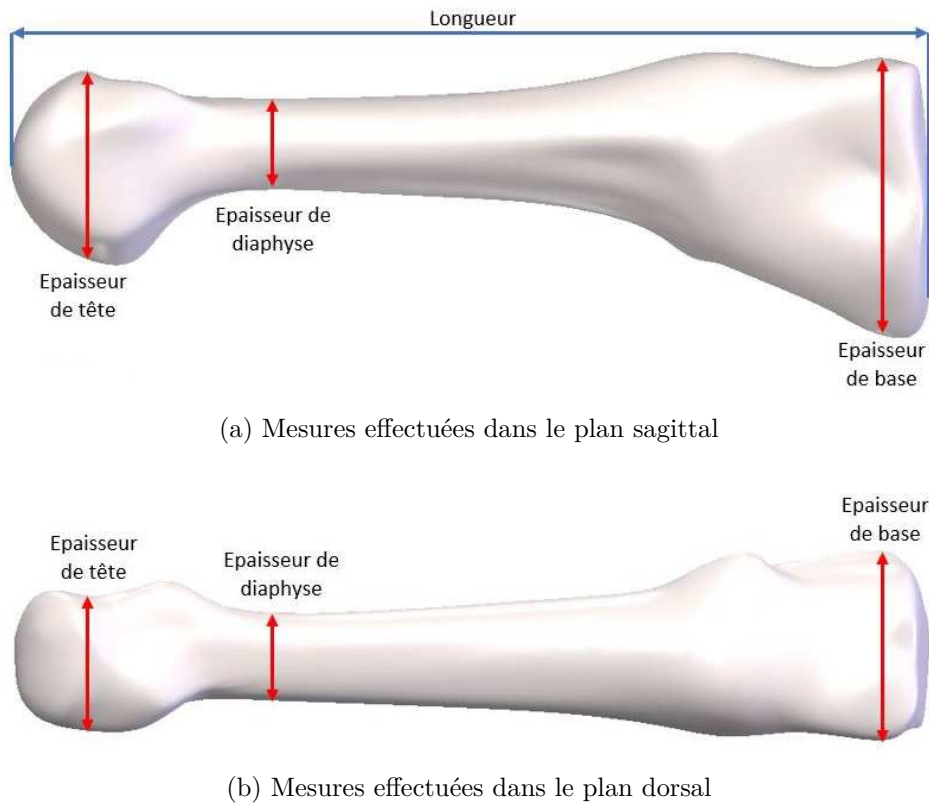


FIG. IV.6 – Réalisation des mesures sur un métatarsien reconstruit

2.5 Exemple de reconstruction d'un métatarsien

Pour la réalisation de l'étude de remodelage décrite dans la suite de ce document, nous avons réalisé la reconstruction du 2^e métatarsien. Cette reconstruction a été effectuée à partir de données tomodensitométriques faisant partie d'une base de données de patients ayant des troubles vasculaires de la clinique Saint-Charles à Lyon. Cette reconstruction a été effectuée en environ 5 heures à partir des données provenant du pied gauche d'un homme de 46 ans.

Les erreurs relatives du modèle reconstruit sont définies en table IV.1. Pour chaque valeur mesurée, nous obtenons une erreur relative inférieure à 5%. Les mesures d'épaisseur de la diaphyse sont plus importantes pour la reconstruction que pour les données tomodensitométriques. Cela peut induire des erreurs pour l'initialisation de la densité osseuse, mais, tant que la différence entre ces valeurs reste inférieure à la taille des pixels, la valeur de densité osseuse dans cette zone reste conforme aux observations cliniques.

Pour conclure, la méthode mise en place pour la reconstruction des métatarsiens semble adaptée pour l'obtention du modèle tridimensionnel utilisable dans une étude EF. Cette méthode a plusieurs avantages qui sont :

- l'utilisation de données tomodensitométriques permettant au mieux d'être représentatif de l'anatomie réelle ;
- l'adaptabilité de cette méthode aux autres os et même à d'autres types de tissus ;
- l'obtention de modèles tridimensionnels représentant le volume de l'os de manière homogène ;

Données	Mesure CT	Mesure reconstruction	Erreur
Plan sagittal			
Longueur	76.42 mm	76.01 mm	0.54%
Épaisseur de la tête	16.93 mm	16.47 mm	2.72%
Épaisseur de la diaphyse	7.52 mm	7.66 mm	1.86%
Épaisseur de la base	22.39 mm	21.57 mm	3.66%
Plan sagittal			
Épaisseur de la tête	11.18 mm	11.57 mm	3.49%
Épaisseur de la diaphyse	7.45 mm	7.77 mm	4.30%
Épaisseur de la base	14.29 mm	14.72 mm	3.01%

TABLE IV.1 – Validation de la reconstruction effectuée pour l'étude de remodelage

- le modèle prévoit une méthode permettant d'évaluer la précision de la reconstruction. Si le modèle est jugé trop imprécis, une nouvelle reconstruction sous Catia peut être effectuée.

Signalons également quelques inconvénients :

- la réalisation de la reconstruction nécessite une personne qualifiée ayant une bonne pratique de l'analyse de données médicales et de la reconstruction sous Catia ;
- le temps de reconstruction sous Catia peut s'avérer long (3 à 4 heures) et fastidieux, notamment lors des étapes de nettoyage du nuage et du maillage ;
- la reconstruction sous Catia a une très mauvaise répétabilité. Les études de remodelage étant dépendantes de la structure étudiée, la modification de la structure induite par la reconstruction peut avoir un impact sur les résultats obtenus.

L'objectif de concevoir des modèles tridimensionnels à partir de données tomographiques est rempli. Néanmoins le protocole défini précédemment nécessite d'être amélioré afin de diminuer le temps de traitement, d'améliorer la répétabilité des modèles obtenus et de diminuer l'influence des opérateurs

2.6 Modèle de métatarsien prothésé

La mise en place de la prothèse de resurfaçage de Novastep dans le modèle de métatarsien reconstruit est effectuée avec le logiciel SolidWorks en accord avec la technique opératoire. La première étape consiste à réséquer la tête métatarsienne à la longueur souhaitée (Fig. IV.7a) grâce au guide de coupe prévu dans l'ancillaire. Les modèles de tête de resurfaçage et de tige d'ancrage sont ensuite intégrés et placés de manière adéquate (Fig. IV.7c). La position est jugée adéquate lorsque la tête de resurfaçage n'a pas d'aspect dorsal, latéral ou plantaire proéminent (Fig. IV.7d). Le volume de la tige d'ancrage est alors retiré du modèle grâce à une opération booléenne (Fig. IV.7b). Les volumes représentant la tige d'ancrage et la tête de resurfaçage sont conservés pour l'obtention du modèle de métatarsien sain. Cette étape nous permet d'obtenir un maillage identique entre les deux modèles (modèle sain et de remodelage). Cela est nécessaire pour que les stimuli de référence issus du modèle sain puissent être implémentés dans le modèle de remodelage.

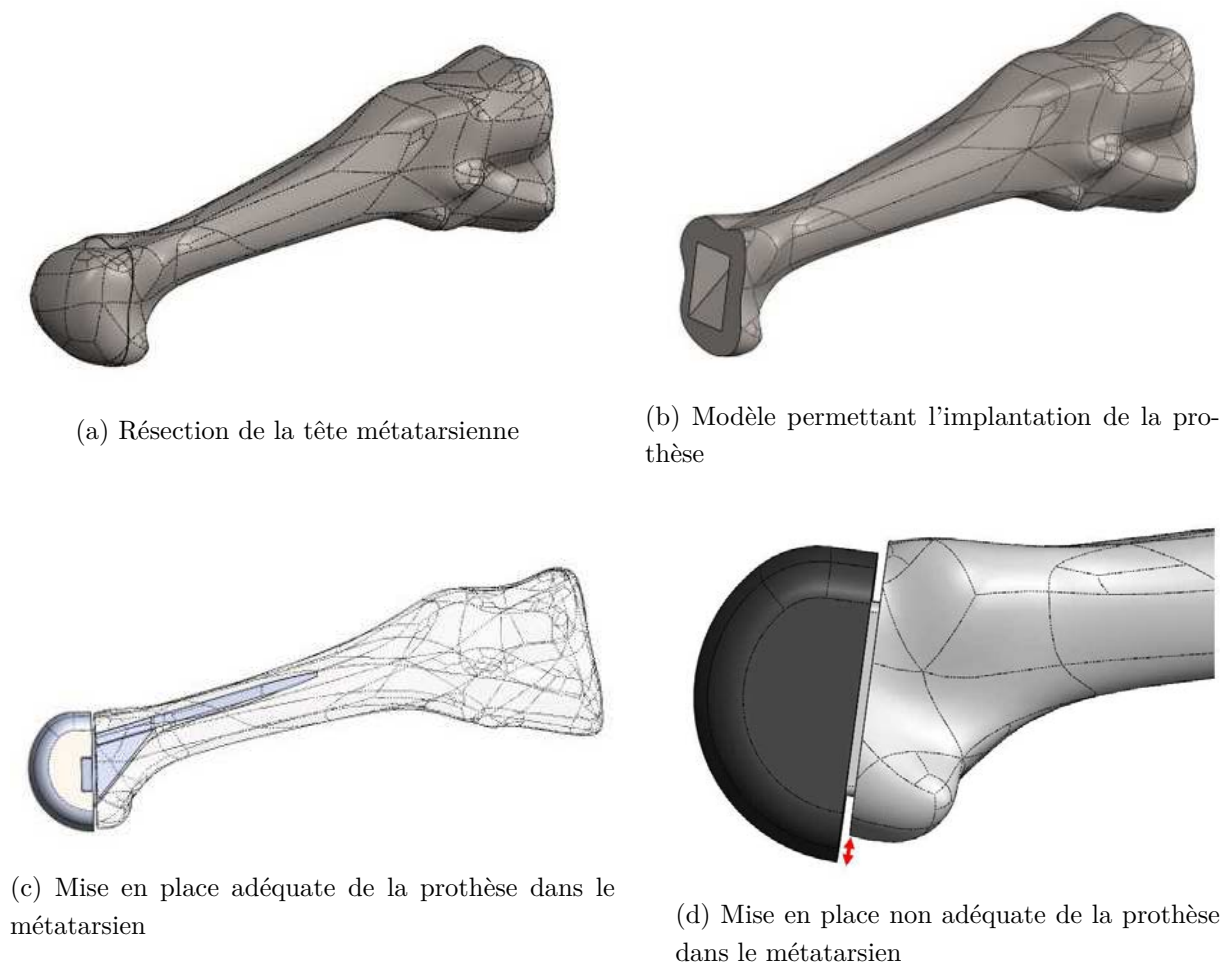


FIG. IV.7 – Étapes de préparation du métatarsien conformément à la technique opératoire

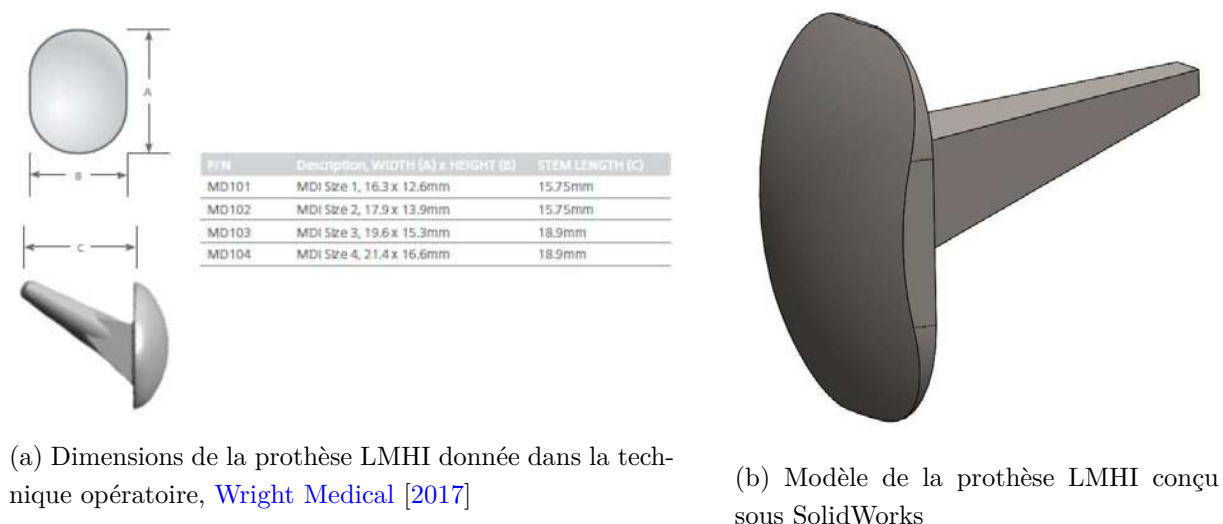


FIG. IV.8 – Conception du modèle de prothèse LMHI de Wright Medical

Pour cette étude de remodelage, le modèle a été préparé en environ une heure. La tête de resurfaçage et la tige d'ancrage sélectionnées parmi la gamme de Novastep sont de la taille M.

Le modèle CAO de la prothèse LMHI de Wright Medical a été conçu à partir de la technique opératoire fournie par le constructeur qui donne quelques dimensions importantes (Fig. IV.8a). Les dimensions manquantes sont choisies en adéquation avec les résultats des études de mesure du 1^{er} chapitre (sections 2 et 3). Pour faciliter le maillage de ce modèle prothétique, nous avons simplifié la forme de la tige d'ancrage (Fig. IV.8b). En effet, la tige sur le modèle réel commence par une partie pyramidale se transformant en une partie conique. Pour le modèle conçu, nous considérons que la tige a une forme pyramidale uniquement. Bien que ce modèle ne soit pas parfaitement équivalent à la prothèse LMHI de Wright Medical, il nous permettra de comparer l'impact de l'implantation de la prothèse pour deux types de prothèses différentes.

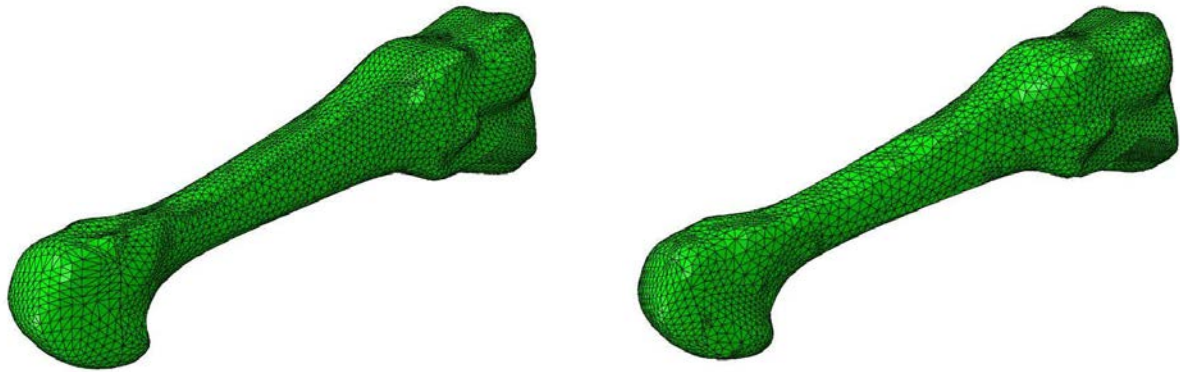
L'étude du remodelage osseux avec la prothèse LMHI de Wright Medical requiert également une préparation similaire du métatarsien pour l'implantation de la prothèse. Nous avons représenté la résection osseuse comme indiqué dans la technique opératoire. L'empreinte pour l'insertion de la tige est réalisée grâce à une opération booléenne de la prothèse LMHI. De même que pour la prothèse Novastep, les volumes obtenus lors de la résection de la tête et de l'opération booléenne sont conservés pour la création du modèle sain et du modèle de remodelage.

3 Préparation des modèles EF

L'obtention du modèle géométrique des métatarsiens est l'étape préparatoire indispensable à la préparation des modèles EF qui vont nous permettre d'étudier le remodelage osseux induit par l'implantation de la prothèse. La préparation des modèles éléments finis passe par plusieurs étapes qui sont :

- le maillage des différentes pièces des modèles ;
- l'initialisation des propriétés matériaux ;
- l'implémentation des cas de chargements et des conditions aux limites.

Nous allons, dans cette partie, décrire ces différentes étapes. Pour la réalisation de l'étude



(a) Maillage avec le modèle de la prothèse Novastep

(b) Maillage avec le modèle de la prothèse Wright Medical

FIG. IV.9 – Maillages obtenus à partir des modèles de métatarsien avec la prothèse Novastep et LMHI de Wright Medical

de remodelage osseux sur un 2^e métatarsien, nous avons réalisé ces étapes sur le modèle prévu précédemment qui provient, pour rappel, du pied droit d'un homme de 46 ans, dont le poids est estimé à 80 kg.

3.1 Maillage des modèles EF

Les modèles de métatarsiens préparés pour la mise en place des prothèses (Novastep et LMHI) sont maillés avec des éléments tétraédriques à interpolation linéaire comportant quatre nœuds et un point d'intégration (Fig. IV.9a et IV.9b). La taille de maille sélectionnée est de 2 mm sur la moitié proximale et de 1 mm sur la partie distale. La moitié proximale étant éloignée de la zone d'implantation de la prothèse, nous faisons l'hypothèse qu'elle est moins impactée par la modification de structure que la zone proche de la prothèse. Cette hypothèse semble parfaitement adaptée pour les études de remodelage sur les fémurs ayant subi une arthroplastie de la tête (Machado et al. [2014] et Martinez-Reina et al. [2014]).

Les prothèses de resurfaçage de Novastep et de Wright Medical sont également maillées avec des éléments tétraédriques à interpolation linéaire. Les nombres de nœuds et d'éléments du maillage des différentes pièces sont indiqués en table IV.2.

3.2 Initialisation des propriétés matériaux

3.2.a Matériaux des prothèses

Comme énoncé dans le 2^e chapitre section 3, la prothèse de Novastep est composée d'une tige d'ancrage et d'une tête de resurfaçage. La tige d'ancrage est fabriquée en titane TA6V et la tête de resurfaçage est fabriquée en Chrome-Cobalt. La prothèse de Wright Medical est une prothèse monobloc en Chrome Cobalt. Le comportement mécanique de ces matériaux est considéré comme élastique linéaire avec les propriétés définies en table IV.3.

Pièce	Nœuds	Éléments
Modèle Novastep		
Modèle sain	15429	73036
Modèle de remodelage	11111	53830
Tige d'ancrage	878	3153
Tête de resurfaçage	1535	7030
Modèle Wright Medical		
Modèle sain	11417	55263
Modèle de remodelage	10615	52231
Prothèse	943	3344

TABLE IV.2 – Nombre d'éléments et de nœuds composant les maillages des différentes pièces.

Matière	Module d'Young	Coefficient de Poisson
Titane	110 GPa	0.3
Chrome-cobalt	220 GPa	0.3

TABLE IV.3 – Propriétés matériaux des métaux composant les prothèses implémentées dans les modèles EF

3.2.b Initialisation des propriétés du tissu osseux

Le fichier .inp créé par Abaqus contient (entre autres) deux tableaux permettant de définir le maillage :

- le premier tableau comprend le numéro des nœuds et leurs coordonnées ;
- le second tableau comprend le numéro des éléments et la liste des nœuds correspondant.

Ces tableaux sont copiés dans des fichiers texte de manière à être lus par une routine Matlab nécessaire à la recherche de la densité osseuse à partir des données tomodensitométriques.

Cette routine Matlab parcourt les nœuds et utilise leurs coordonnées pour obtenir la densité osseuse. Les coordonnées des nœuds de la structure subissent le changement d'échelle inverse à celle réalisée pour la reconstruction du métatarsien. Ce changement d'échelle permet de passer des coordonnées anatomiques au numéro du pixel grâce à la taille des pixels et l'espace entre images. Cette transformation permet de retrouver le numéro de l'image ainsi que les coordonnées des pixels sur ces images. Ces coordonnées servent ensuite à lire la valeur de niveau de gris dont est déduite la valeur de l'indice d'Hounsfield. Le niveau de gris est relié à l'indice d'Hounsfield grâce à une relation linéaire du type :

$$HU = \alpha \times Pi + \beta \quad (\text{IV.1})$$

avec :

- HU : l'indice d'Hounsfield du pixel ;
- α : la pente du changement d'échelle (paramètre de l'examen, « rescale slope ») ;
- Pi : le niveau de gris du pixel ;
- β : l'ordonnée à l'origine du changement d'échelle (paramètre de l'examen, « rescale intercept »).

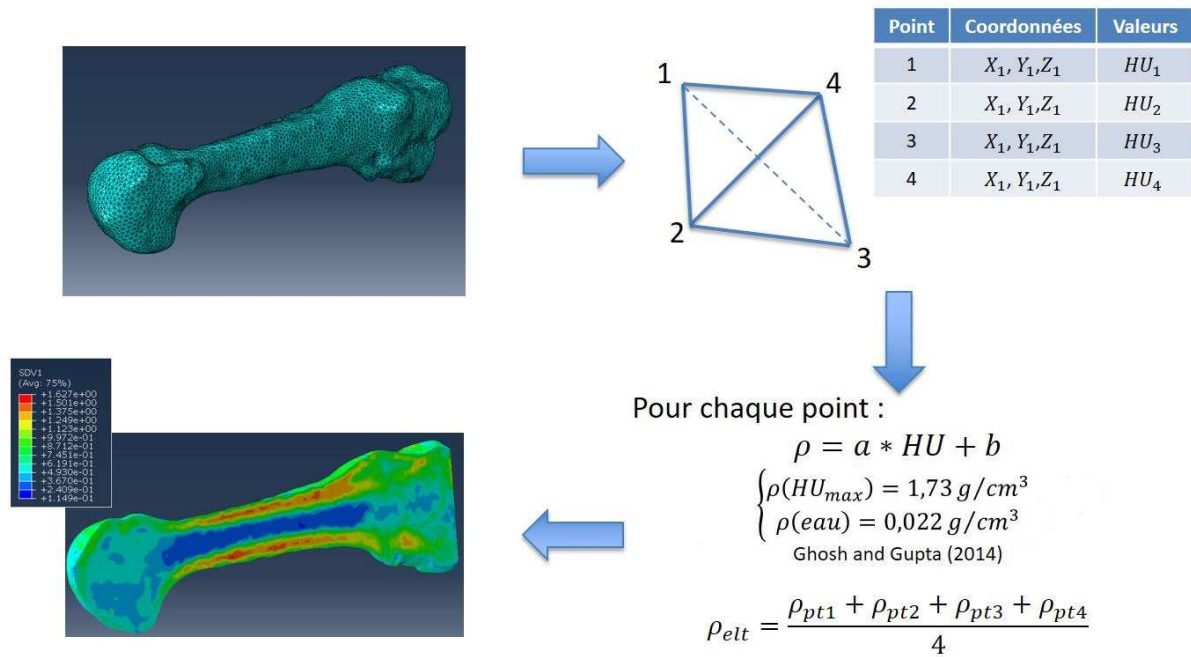


FIG. IV.10 – Fonctionnement de la routine Matlab permettant la recherche des densités des éléments

Enfin, la densité volumique est obtenue à partir de l'indice d'Hounsfield grâce à une relation du type :

$$\rho = a \times HU + b \quad (IV.2)$$

avec :

- ρ : la densité volumique ;
- a et b : des paramètres constants.

Les paramètres a et b peuvent être déterminés avec précision en plaçant des fantômes d'un liquide de concentration connue avec le patient lors de l'examen. Néanmoins, la mise en place de ces fantômes se révèle difficile à réaliser en routine clinique (autorisation préalable d'un comité d'éthique). Comme dans l'étude de Ghosh and Gupta [2014], nous considérons que le pixel avec l'indice d'Hounsfield le plus important correspond à la densité osseuse maximale ($\rho_{max} = 1.74 \text{ g/cm}^3$) et que l'indice d'Hounsfield correspondant à de l'eau pure ($HU = 0$) représente une densité de $\rho_{eau} = 0.022 \text{ g/cm}^3$. Les paramètres utilisés dans cette étude sont alors :

$$\begin{cases} \alpha = 1 \\ \beta = -1024 \\ a = 7.24 \times 10^{-4} \text{ g/cm}^3 \\ b = 0.022 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (IV.3)$$

Pour chaque élément, la densité est considérée comme la moyenne arithmétique des densités des nœuds de l'élément (Fig. IV.10). La liste des densités obtenues est sauvegardée dans un fichier texte lisible par la routine de remodelage pour l'initialisation des propriétés matériaux du tissu osseux.



FIG. IV.11 – Initialisation de la densité osseuse (g/cm^3) dans le modèle de remodelage

L'initialisation de la densité osseuse pour la structure utilisée pour la réalisation de l'étude de remodelage donne des résultats en accord avec les observations structurales décrites précédemment. En effet, nous discernons une zone de forte densité à l'extrémité de la diaphyse représentant la zone corticale, une zone de très faible densité représentant le canal médullaire et une zone fortement discontinue aux épiphyses correspondant à l'os spongieux (Fig. IV.11).

3.3 Cas de chargements et conditions aux limites

3.3.a Chargements imposés

De manière à obtenir des stimuli de remodelage proches de ceux subis réellement par l'os, il semble important de représenter au mieux les efforts physiologiques. N'ayant pas d'informations sur l'activité physique des patients, nous considérons qu'elle se limite principalement à la marche normale. Nous considérons donc les chargements subis par les métatarsiens lors du cycle de marche, le cas étudié représentant l'effort le plus important subi pendant ce cycle.

Lors de la marche, le pied est mis en mouvement comme défini dans le chapitre 2. Lors de la phase d'appui du pied, juste avant d'entrer en phase d'oscillation, la totalité du poids du corps est soutenue par l'avant-pied, les efforts transmis au squelette sont, pour leur part, soutenus par le point d'appui sur la tête métatarsienne et sur les phalanges proximales. Cela génère les deux premiers efforts sur le 2^e métatarsien qui sont :

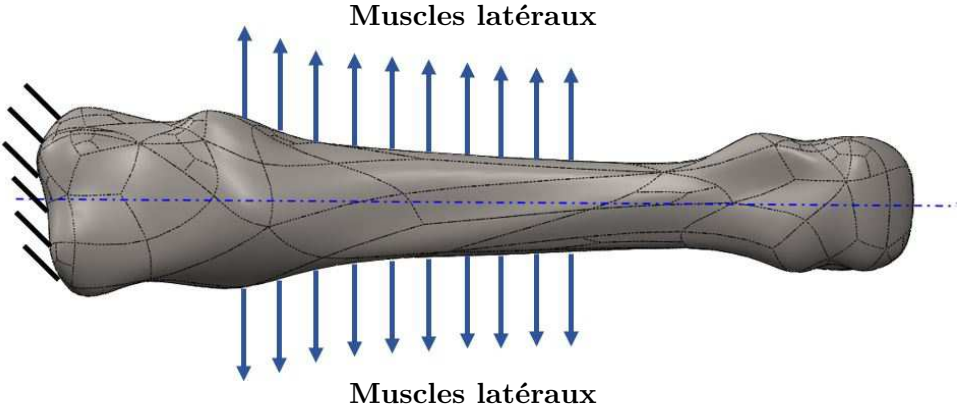
- l'effort dû au sol sur la tête métatarsienne ;
- l'effort de réaction de l'articulation MTP.

Le maintien de la stabilité du pied lors du mouvement est réalisé par le système capsulo-ligamentaire et le système musculo-tendineux qui génèrent deux autres efforts :

- l'effort dû aux ligaments, principalement les ligaments fléchisseurs (long et court) des orteils ;
- l'effort dû aux muscles interosseux.



(a) Vue sagittale



(b) Vue dorsale

FIG. IV.12 – Cas de chargement et conditions aux limites appliqués aux métatarsiens

L'effort de réaction du sol sur la tête métatarsienne est considéré comme un effort ponctuel dont la direction est perpendiculaire au plan représentant le sol (Fig. IV.12a). Comme définie dans le chapitre 2, la flexion dorsale du pied pour la réaction du sol la plus importante est égale à 5° , ce qui donne une flexion dorsale du 2^e métatarsien de 20° par rapport au plan du sol. Ce plan est défini comme étant perpendiculaire au plan sagittal, orienté par rapport à l'axe du métatarsien et coïncidant avec le point le plus plantaire de la tête métatarsienne sur le plan sagittal. Un plan parallèle espacé de 2 mm par rapport au plan du sol est créé et le point précédemment utilisé est projeté sur ce nouveau plan. Le point obtenu servira de point d'application pour l'effort de réaction du sol. Ce point est alors relié à la tête métatarsienne grâce à une contrainte de type collage (« tie » sur Abaqus).

L'effort dû à la réaction de l'articulation est orienté à 8° par rapport à l'horizontale (Jacob [1989], Fig. IV.12a). De même que pour l'application de l'effort de réaction du sol, cet effort est considéré comme un effort ponctuel espacé de 2 mm par rapport au point le plus distal de la tête métatarsienne.

Les efforts dûs aux ligaments sont appliqués au même point que l'effort de réaction du sol (Fig. IV.12a). L'effort dû au ligament court fléchisseur des orteils est considéré comme étant parallèle au sol tandis que l'effort dû au ligament long fléchisseur des orteils est considéré comme étant orienté de 10° par rapport au sol.

Les efforts dûs aux muscles interosseux sont considérés comme étant une traction surfacique appliquée à une surface équivalente proche de l'attache réelle de ces os (Fig. IV.12b).

Dans une étude statique de la stabilité du pied, Jacob [1989] a exprimé l'intensité de certains efforts s'exerçant sur les métatarsiens, en pourcentage du poids du corps. Pour l'individu considéré dans cette étude, on obtient les intensités mentionnées en table IV.4.

Force	Valeurs	
	Pourcentage	Effort
Réaction du sol	31%	248 N
Réaction articulation MTP	27%	216 N
Fléchisseur long des orteils	11.4%	91.2 N
Fléchisseur court des orteils	16.8%	134.4 N

TABLE IV.4 – Valeurs en pourcentage du poids du corps des efforts sur les métatarsiens, Jacob [1989]

Les efforts musculaires sont définis comme :

$$F_{\text{musculaire}} = PCSA \times ST \quad (\text{IV.4})$$

avec :

- $F_{\text{musculaire}}$: l'effort musculaire (en N) ;
- $PCSA$: la section transverse physiologique (en cm^2) ;
- ST : la contrainte isométrique maximale des fibres musculaires (en N/cm^2).

L'effort dû aux muscles interosseux sur les faces latérales du métatarsien est défini par la section transverse physiologique qui, d'après Kura et al. [1997], est égale à 1.70 cm^2 pour le 1^{er} muscle interosseux et à 1.68 cm^2 pour le 2^e. La contrainte isométrique maximale est prise égale à $100 \text{ N}/\text{cm}^2$, valeur maximale communément admise dans la littérature (Li et al. [2006]).

Cela nous donne des efforts égaux à 170 N et 168 N respectivement pour le 1^{er} et le 2^e muscle interosseux.

3.3.b Conditions aux limites et de contact os/prothèse

Un encastrement est implémenté sur la surface de l'articulation métatarso-cunéiforme représentant l'immobilité de cette articulation lors de la mobilité du pied (Fig. IV.12).

Une hypothèse importante concerne les conditions de contact entre le tissu osseux et la prothèse implantée : nous supposons que les conditions de stabilité primaire ont permis d'assurer l'ostéointégration. En conséquence, les contraintes imposées à l'interface prothèse / os sont de type collage parfait (« tie » sous Abaqus).

4 Simulation du remodelage osseux sur un métatarsien en présence d'une prothèse

Nous avons conduit plusieurs simulations du remodelage osseux à partir des modèles préparés dans les sections précédentes (sections 2 et 3). Dans cette partie, nous présentons les résultats de ces simulations qui ont pour but d'analyser l'influence de deux facteurs prépondérants pour la prédiction de la densité osseuse finale :

- la largeur de la zone morte, paramètre essentiel de la loi de remodelage ;
- la densité osseuse initiale issue des données tomodynamométriques.

L'influence de la largeur de la zone morte a été étudiée avec un modèle de métatarsien avec la prothèse Novastep et avec une prothèse concurrente (LMHI de Wright Medical), de manière à comparer les résultats obtenus avec ces deux prothèses. Enfin, l'influence de la densité osseuse initiale a été étudiée uniquement avec un modèle de métatarsien avec la prothèse Novastep.

Au préalable, nous avons étudié l'impact de l'incrément de temps sur la distribution de densité obtenue. Nous avons donc lancé des séries de calcul de remodelage avec la prothèse Novastep avec une largeur de zone morte de $s = 5\%$ et des incréments de temps de $\Delta t = 1$, $\Delta t = 0.1$, $\Delta t = 0.01$, $\Delta t = 0.001$ et $\Delta t = 0.0001$. Nous avons trouvé qu'un incrément de temps $\Delta t = 0.01$ est suffisant pour obtenir un bon compromis entre la stabilité des distributions de densité et un temps de calcul limité.

4.1 Influence de la zone morte avec la prothèse Novastep

La figure IV.13 représente la variation de la masse de la structure obtenue avec les différentes valeurs de largeur de zone morte. Après 250 itérations, toutes les séries ont atteint leur nouvel état d'équilibre. Après analyse des premières séries de calculs de remodelage lancées, nous avons défini que le nouvel état d'équilibre est atteint lorsque la variation de masse de la structure atteint une valeur inférieure à $10^{-4}\%$. Bien que cette valeur paraisse faible, engendrant un nombre d'itérations important et donc, un temps de calcul important, elle permet d'atteindre le nouvel état d'équilibre avec une très bonne précision.

Pour toutes ces séries, la masse globale de l'os a décliné (table IV.5). La perte de masse la plus importante a été observée pour une largeur de zone morte de $s = 10\%$ avec une perte

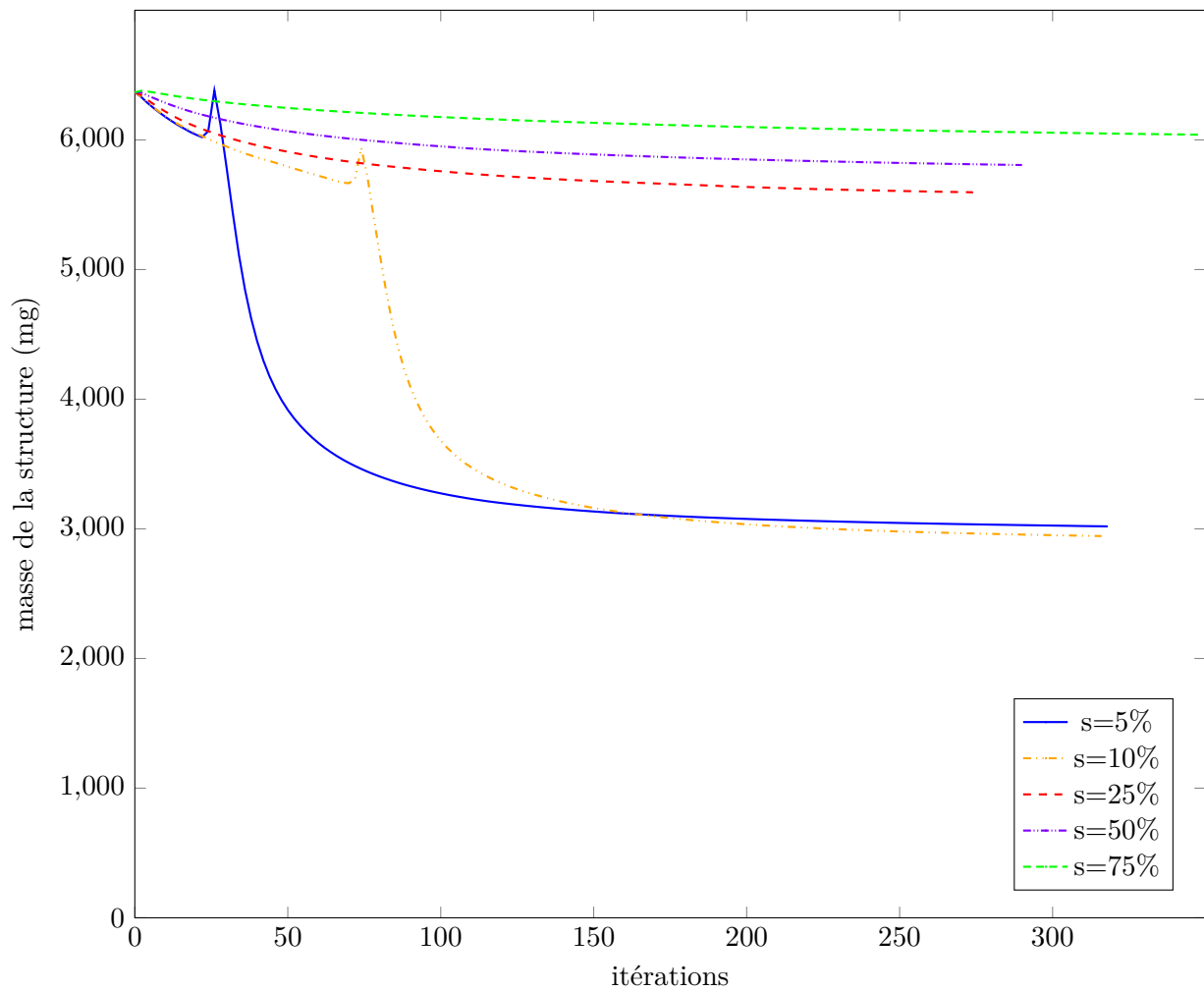


FIG. IV.13 – Évolution de la masse du métatarsien en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)

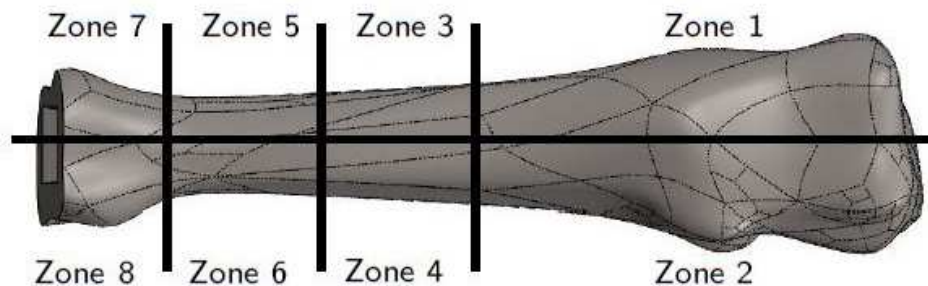


FIG. IV.14 – Définition des huit zones définies selon le modèle de Gruen

globale d'environ 53.38% (masse passant de 6.37 g à 2.97 g). Pour une valeur $s = 5\%$, nous obtenons également une perte de masse importante, de l'ordre de 53.06% (masse passant de 6.37 g à 2.99 g). La variation de la masse au cours des calculs pour ces deux séries montre des instabilités après une trentaine d'itérations pour $s = 5\%$ et après une soixantaine d'itérations pour $s = 10\%$. Pour ces séries, nous pouvons penser que la perte de masse est trop importante pour que le métatarsien conserve des propriétés mécaniques suffisantes pour supporter les efforts quotidiens soumis au pied. Il semble que l'utilisation d'une largeur de zone morte trop faible conduise à des résultats aberrants.

s	Masse initiale	Masse finale	Variation
5%	6.37 g	2.99 g	53.06%
10%		2.97 g	53.38%
25%		5.61 g	11.93%
50%		5.81 g	8.79%
75%		6.04 g	5.18%

TABLE IV.5 – Variation de masse osseuse dans le métatarsien pour différentes valeurs s de zone morte (prothèse Novastep)

Pour des valeurs de largeur de zone morte plus importantes ($s = 25\%$, $s = 50\%$ et $s = 75\%$), la perte de masse est beaucoup plus faible, ce qui est davantage en adéquation avec les résultats attendus (table IV.5). En effet, la perte de masse est d'environ 11.93% pour $s = 25\%$ (masse passant de 6.37 g à 5.61 g), d'environ 8.79% pour $s = 50\%$ (masse passant de 6.37 g à 5.81 g) et d'environ 5.18% pour $s = 75\%$ (masse passant de 6.37 g à 6.04 g). Les variations de masse pour ces valeurs ne montrent pas d'instabilités et semblent plus proches des résultats obtenus dans d'autres études de remodelage osseux réalisées sur des fémurs (Corso et al. [2016] et Behrens et al. [2008]).

De manière à étudier la variation de masse dans diverses zones du métatarsien, nous avons créé huit zones (sur le même modèle que les zones de Gruen (Neumann et al. [2010]) utilisées pour l'étude de l'impact de prothèses de hanche). Comme indiqué sur la figure IV.14, les huit zones ont été définies comme suit :

- les zones 1 et 2 représentent les aspects latéraux de la moitié proximale du métatarsien (où la prothèse Novastep est absente) ;

- la moitié distale est découpée en trois parties. Les zones 3 et 4 représentent les aspects latéraux du tiers le plus proximal, les zones 5 et 6 représentent les aspects latéraux du tiers médial et les zones 7 et 8 représentent les aspects latéraux du tiers le plus distal (proche de la tête de resurfaçage). La tige d'ancrage de Novastep prend place dans ces 6 zones.

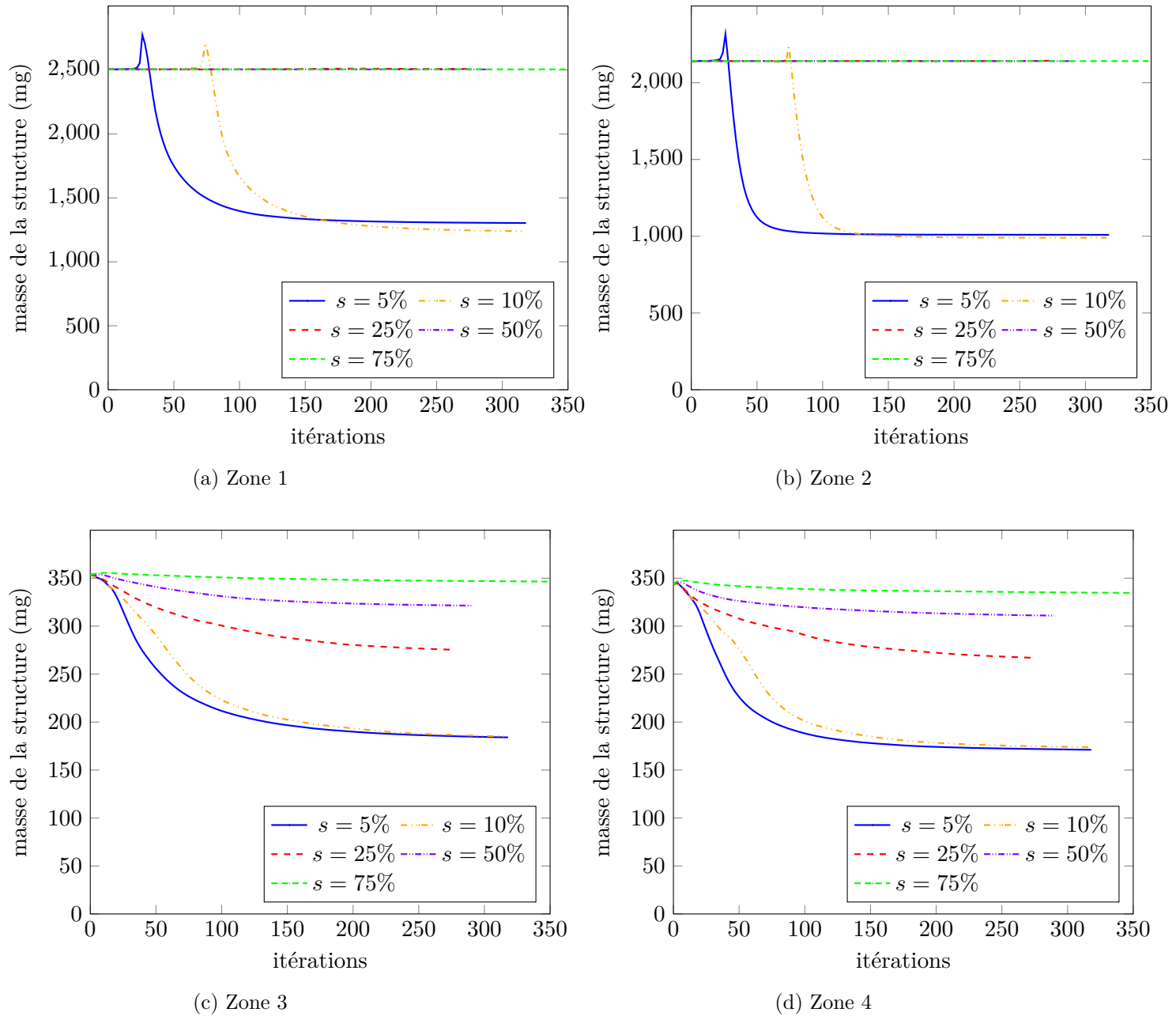


FIG. IV.15 – Évolution de la masse dans les zones 1 à 4 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)

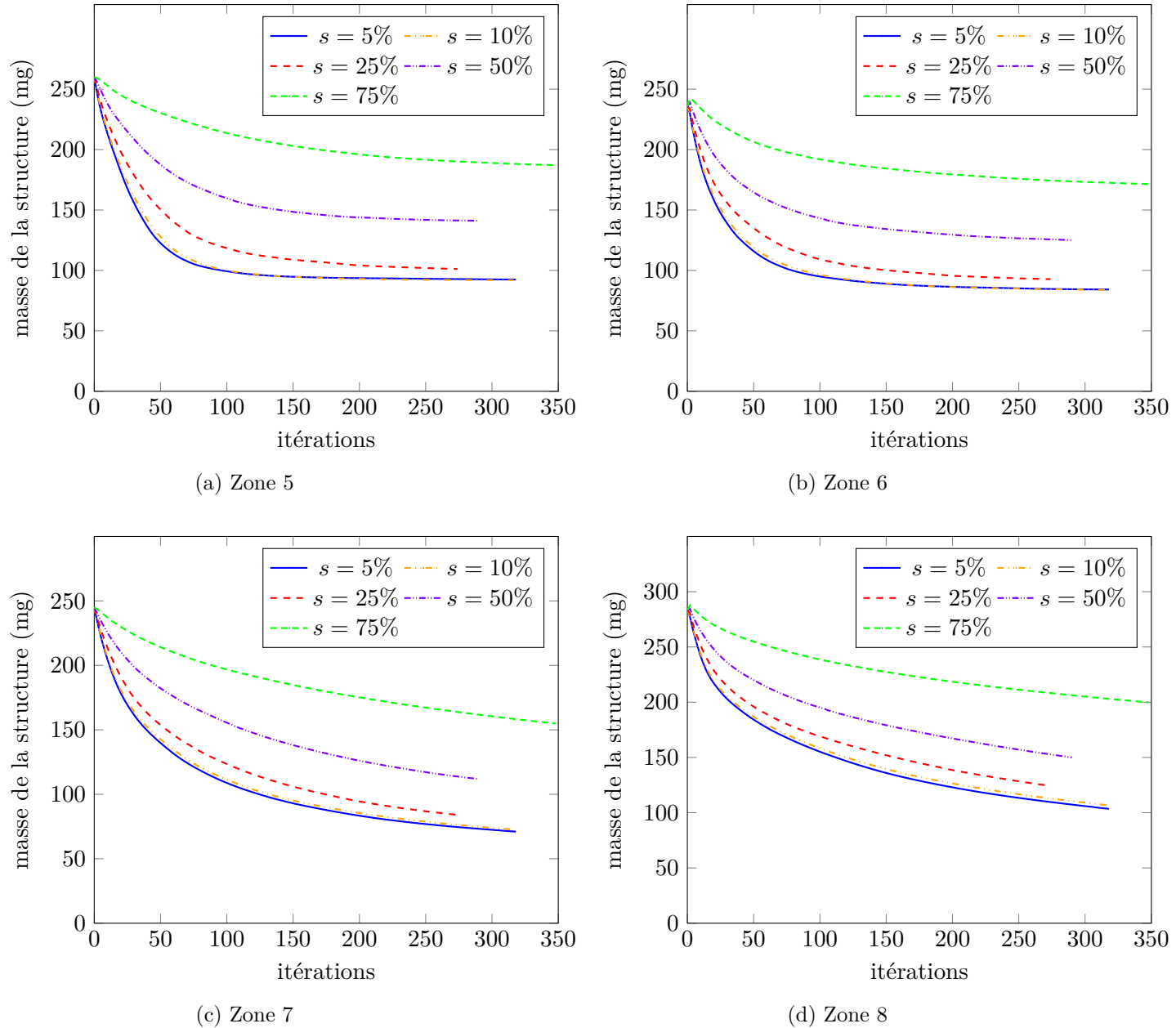


FIG. IV.16 – Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse Novastep)

Les figures IV.15 et IV.16 montrent l'évolution de la masse osseuse dans ces huit zones, selon la largeur de la zone morte de la loi de remodelage. Nous observons que pour $s = 5\%$ et $s = 10\%$, la perte est localisée dans tout le métatarsien. Néanmoins, il semble que plus nous nous rapprochons de la zone d'implantation de la prothèse et plus la perte est importante. En effet, les zones 1 et 2 montrent des pertes respectives de 47.96% et 53.87% pour $s = 5\%$, de 50.5% et 53.75% pour $s = 10\%$; contre 70.99% et 63.47% pour $s = 5\%$, 70.36% et 62.30% pour $s = 10\%$ en zones 7 et 8. La table IV.6 synthétise ces résultats.

Zone	$s = 5\%$	$s = 10\%$	$s = 25\%$	$s = 50\%$	$s = 75\%$
1	-47.96%	-50.51%	+0.14%	0%	0%
2	-52.87%	-53.75%	+0.08%	0%	0%
3	-47.96%	-47.70%	-22.13%	-9.12%	-2.05%
4	-50.12%	-49.31%	-22.20%	-9.35%	-2.45%
5	-64.44%	-64.67%	-61.09%	-45.74%	-28.04%
6	-64.27%	-64.41%	-60.65%	-46.93%	-27.29%
7	-70.99%	-70.36%	-65.75%	-54.34%	-36.78%
8	-63.47%	-62.30%	-56.21%	-47.04%	-29.51%

TABLE IV.6 – Variation de masse osseuse dans les différentes zones pour différentes valeurs de zone morte (prothèse Novastep)

Pour une valeur de largeur de zone morte plus importante ($s = 25\%$, $s = 50\%$ et $s = 75\%$), une très faible variation de masse est observée pour les zones 1 et 2, allant même jusqu'à un très léger gain de masse en zone 1 pour $s = 25\%$ (table IV.6). Pour les zones les plus proches de la prothèse, une forte perte osseuse est observée, mais plus s est grand et plus la perte de masse est faible. De même que pour $s = 5\%$ et $s = 10\%$, la perte de masse est plus importante pour les zones les plus proches de la prothèse (zones 7 et 8). Nous pouvons donc en conclure que plus la valeur de s est grande, et plus la perte est faible et localisée autour de la prothèse.

En analysant la distribution de densité finale pour les différentes séries, nous confirmons les résultats présentés précédemment (Fig. IV.17). Tout d'abord, pour $s = 5\%$ et $s = 10\%$, la distribution de densité finale est fortement modifiée par rapport à l'état initial. Cette modification globale était attendue, au vu de la perte de masse globale importante observée en figures IV.13, IV.15 et IV.16. Ces résultats peuvent être dûs à l'utilisation d'une largeur de zone morte non adaptée et sont difficilement acceptables physiquement. En effet, cette distribution de densité laisse à penser que le métatarsien ne pourra plus supporter les efforts auxquels il est soumis quotidiennement (Figs. IV.17b et IV.17c). Pour des valeurs de s plus importantes, nous obtenons une perte osseuse plus localisée autour de la prothèse (Figs. IV.17d, IV.17e et IV.17f). Bien que plus en adéquation avec les résultats attendus, cette perte osseuse est importante dans la partie médullaire, surtout dorsalement à la tige, ce qui s'explique par le fait que la tige s'appuie sur la corticale dorsale lors de son implantation. Pour toutes les valeurs de zone morte, les diaphyses dorsale et plantaire semblent avoir diminué d'épaisseur voire avoir totalement disparu (pour $s = 25\%$ par exemple). Néanmoins, les corticales latérale et médiale semblent être moins impactées et sont même conservées pour $s = 75\%$.

Les résultats pour $s > 25\%$ étaient attendus du fait de la géométrie de la tige d'ancrage et des efforts appliqués aux modèles, contrairement aux résultats pour $s = 5\%$ et $s = 10\%$, qui

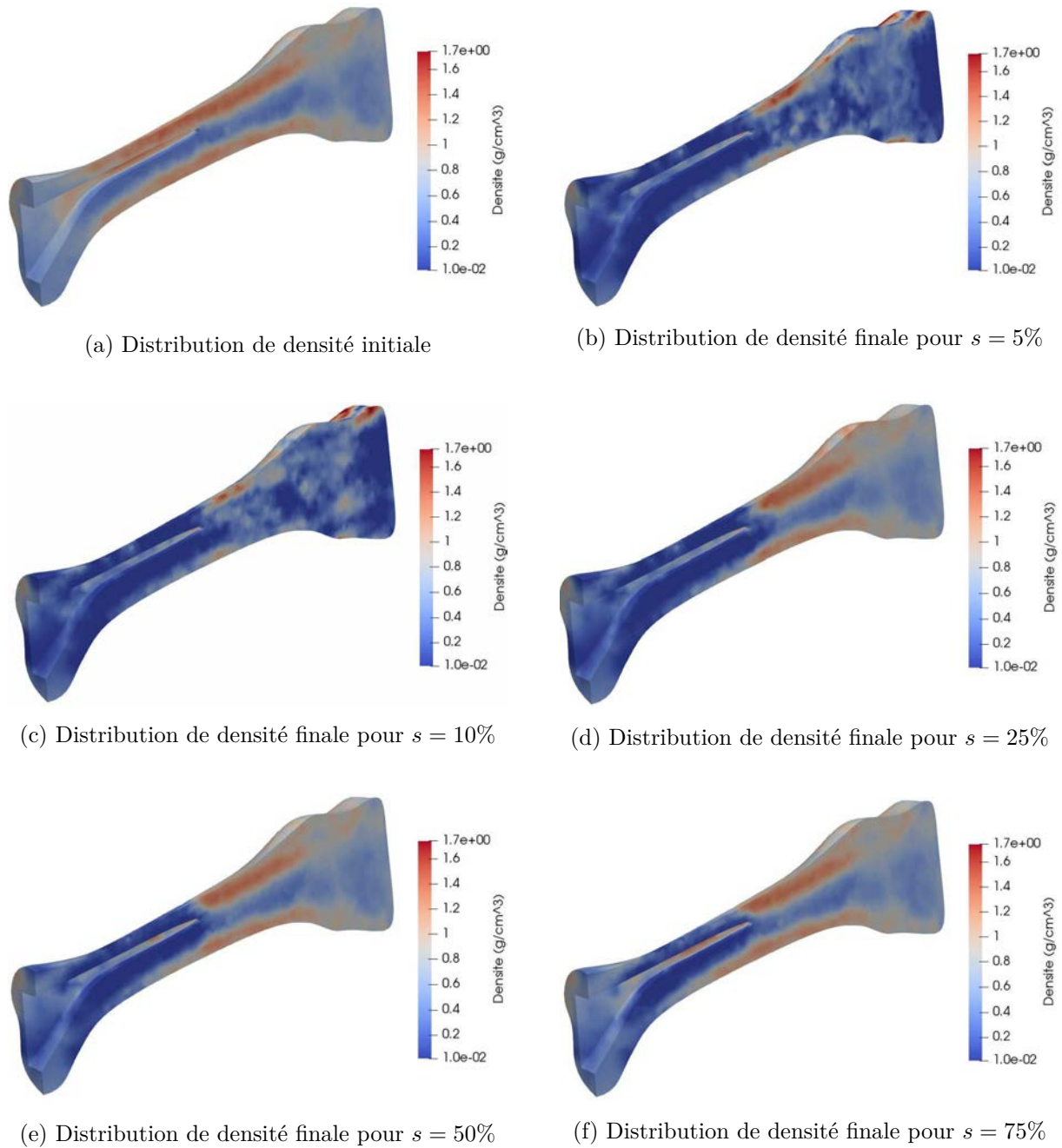


FIG. IV.17 – Distribution de densité pour les différentes largeurs de zone morte (prothèse Novastep)

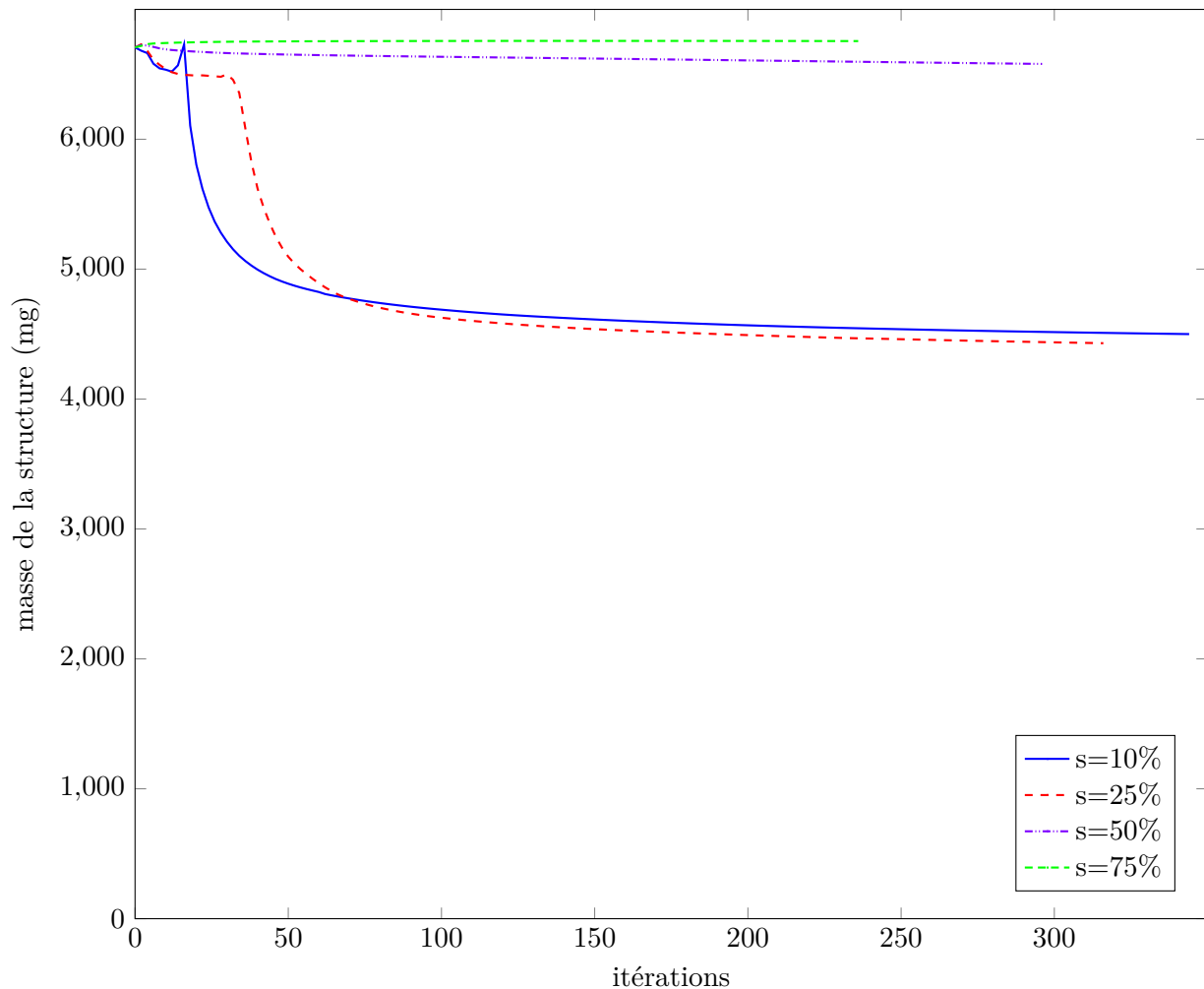


FIG. IV.18 – Évolution de la masse du métatarsien en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)

semblent être dus à un choix inadapté de largeur de zone morte. Si la réduction d'épaisseur des corticales dorsale et plantaire est vérifiée cliniquement, cela pourrait attester de la diminution de la résistance de l'os et être à l'origine de fractures osseuses en cas de surcharge. Pour conclure, l'utilisation d'une valeur de $s > 25\%$ nous semble nécessaire pour obtenir des résultats susceptibles d'être observés cliniquement.

4.2 Influence de la zone morte avec la prothèse LMHI

L'évolution de la masse du métatarsien avec la prothèse LMHI est représentée en figure IV.18, pour s variant de 10% à 75%. Au vu des résultats obtenus avec la prothèse Novastep, nous n'avons étudié que quatre valeurs de zone morte pour la prothèse LMHI (10%, 25%, 50% et 75%).

Nous observons une variation de masse osseuse importante pour $s = 10\%$ et $s = 25\%$ de l'ordre de 32.94% et 33.98% respectivement (masse passant de 6.71 g à 4.5 g et à 4.43 g, table IV.7). Des instabilités interviennent après une vingtaine d'itérations pour $s = 10\%$ et après une cinquantaine d'itérations pour $s = 25\%$. Le choix de ces valeurs de largeur de zone morte semble donc inapproprié pour l'étude du remodelage sur la prothèse LMHI. Pour $s = 50\%$ et

$s = 75\%$, la variation de masse osseuse est beaucoup moins importante, avec une perte de 1.94% pour $s = 50\%$ et un gain de 0.65% pour $s = 75\%$. Une largeur de zone morte supérieure à 25% semble donc à préconiser pour éviter des pertes de masse trop importantes. Cependant, le gain global observé pour $s = 75\%$ nous semble contradictoire avec l'implantation d'une prothèse de resurfaçage car la rigidité du matériau constituant la prothèse, bien supérieure à l'os (220 GPa contre 25 GPa maximum pour l'os cortical), devrait engendrer une perte osseuse autour de la prothèse. Ce gain peut être dû à une différence dans l'application des efforts entre le modèle sain et le modèle de remodelage. En effet, l'implantation de la prothèse nous oblige à modifier les points d'application des efforts.

s	Masse initiale	Masse finale	Variation
10%	6.71 g	4.5 g	-32.94%
25%		4.43 g	-33.98%
50%		6.58 g	-1.94%
75%		6.76 g	+0.65%

TABLE IV.7 – Variation de masse osseuse dans le métatarsien pour différentes valeurs de zone morte (prothèse LMHI)

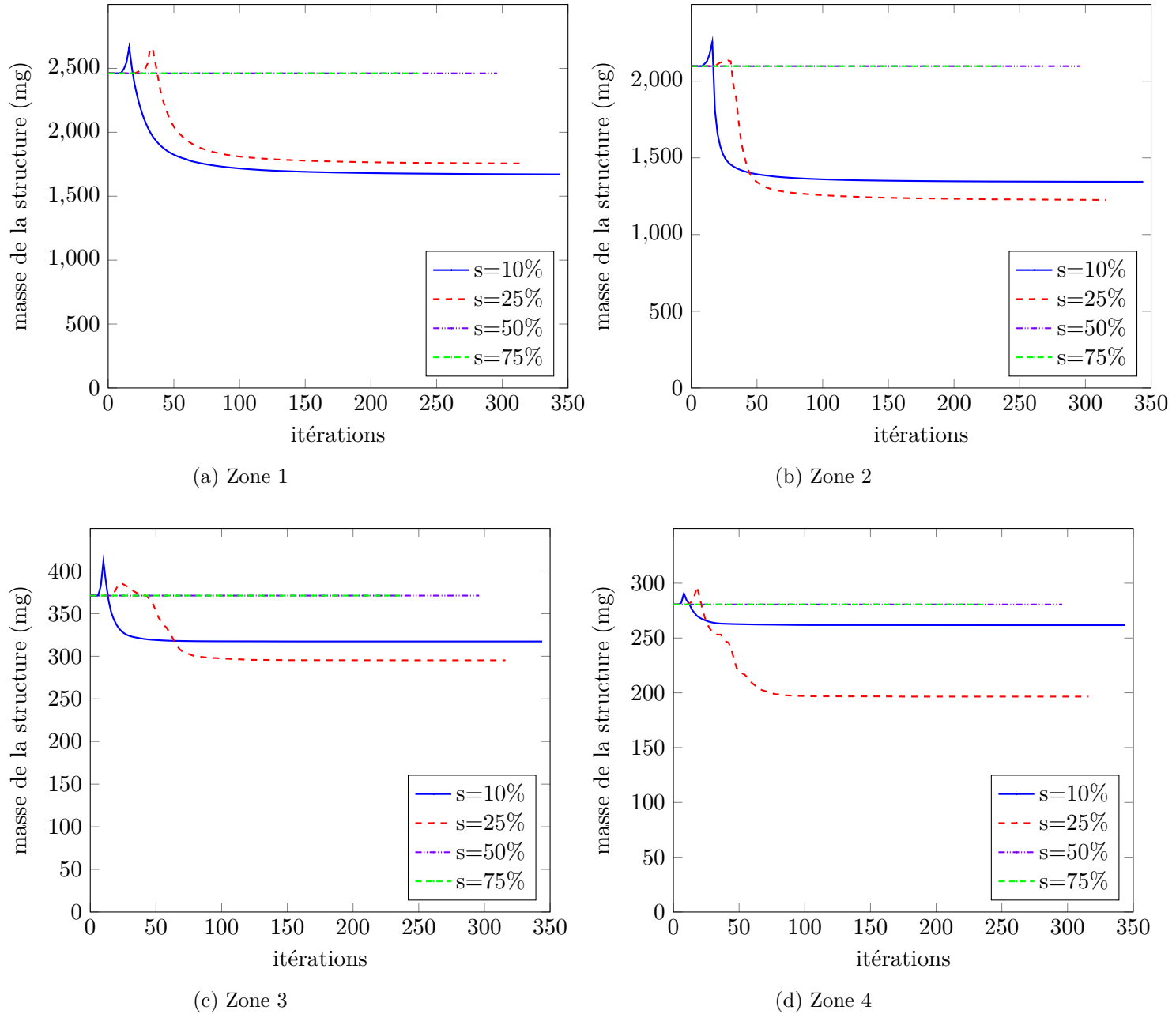


FIG. IV.19 – Évolution de la masse dans les zones 1 à 4 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)

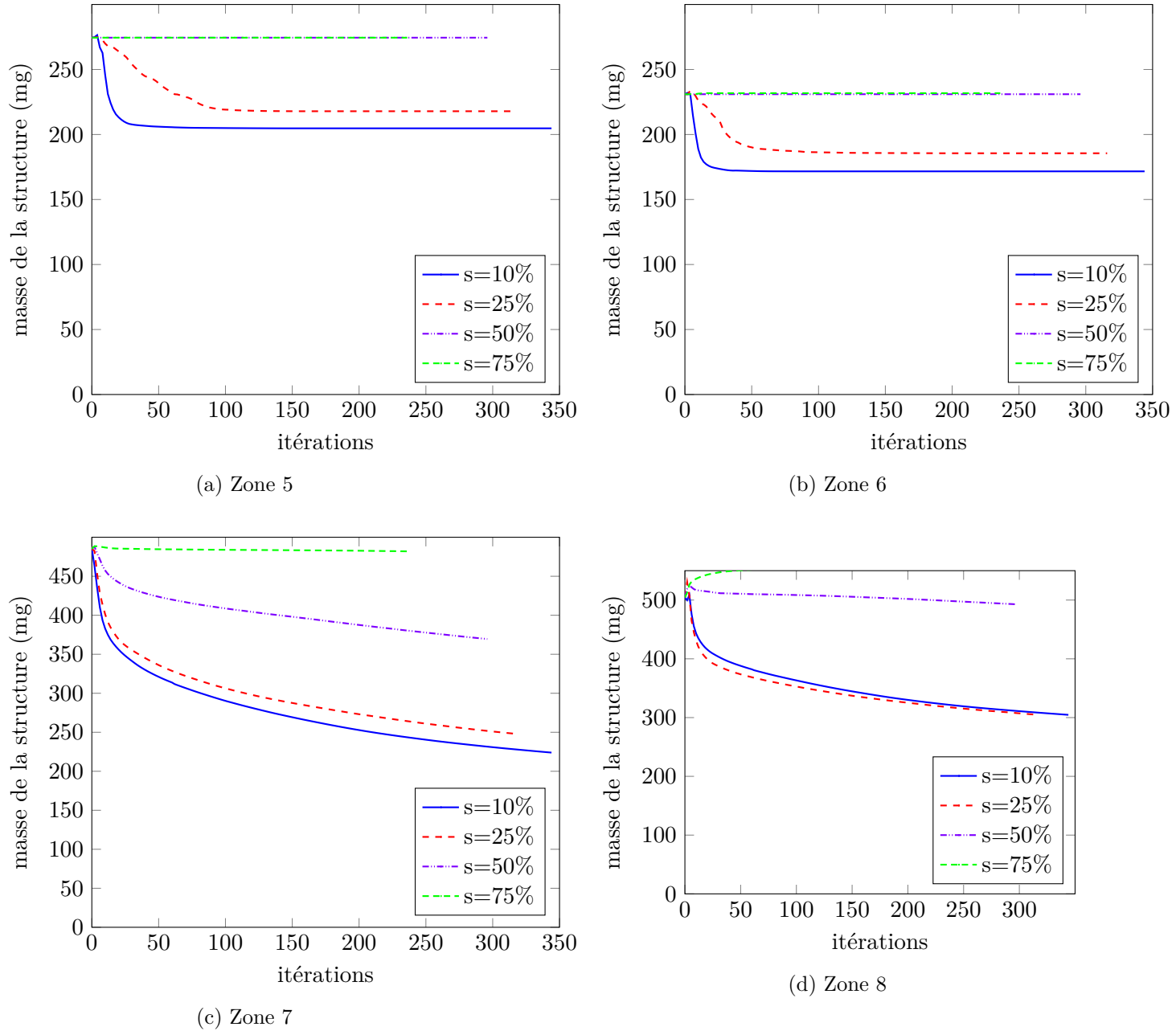


FIG. IV.20 – Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la largeur de la zone morte (prothèse LMHI)

Les figures IV.19 et IV.20 montrent l'évolution de la masse obtenue dans les huit zones du métatarsien, selon la largeur de la zone morte de la loi de remodelage. Pour $s = 10\%$ et $s = 25\%$, nous remarquons que la perte osseuse est localisée dans tout le métatarsien et que, plus la zone d'implantation de la prothèse est proche, et plus cette variation est localisée. Les zones 1 et 2 montrent des pertes respectives de 32.12% et 35.93% pour $s = 10\%$, de 28.67% et 41.56% pour $s = 25\%$. Pour les zones 7 et 8, ces pertes sont de 53.88% et 39.62% pour $s = 10\%$ et 48.88% et 39.60% pour $s = 25\%$. Ces résultats sont synthétisés en table IV.8.

Zone	$s = 10\%$	$s = 25\%$	$s = 50\%$	$s = 75\%$
1	-32.11%	-28.67%	0%	0%
2	-35.93%	-41.56%	0%	0%
3	-14.50%	-20.45%	0%	0%
4	-6.73%	-29.97%	0%	0%
5	-25.41%	-20.62%	0%	0%
6	-25.69%	-19.67%	0%	+0.35%
7	-53.88%	-48.88%	-23.87%	-0.68%
8	-39.62%	-39.60%	-2.28%	+10.14%

TABLE IV.8 – Variation de masse osseuse dans les différentes zones pour différentes valeurs de zone morte (prothèse LMHI)

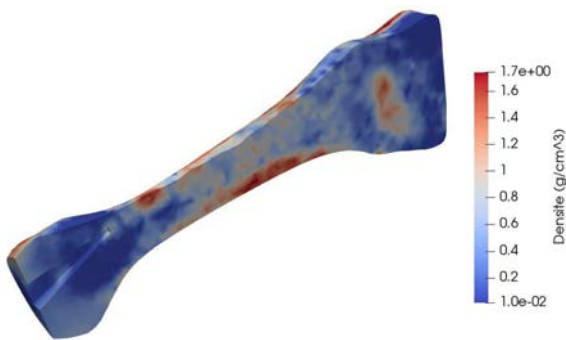
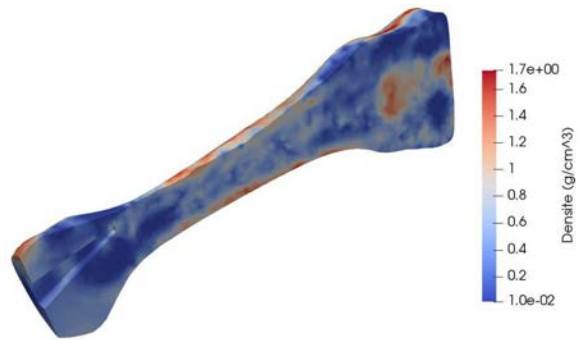
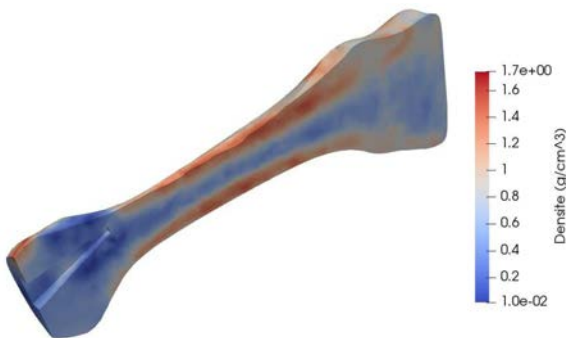
Pour $s = 50\%$ et $s = 75\%$, une variation de masse osseuse est observée uniquement autour de la prothèse, donc en zones 7 et 8 (Figs. IV.19 et IV.20 et table IV.8) : nous constatons une perte de 23.87% et 2.28% pour $s = 50\%$, une perte de 0.68% et un gain de 10.14% pour $s = 75\%$, respectivement. Nous pouvons en conclure que l'évolution de la masse osseuse pour la prothèse LMHI intervient uniquement autour de la prothèse et que, plus la largeur de zone morte est importante et plus cette évolution est favorable.

Les distributions de densité finales confirment les résultats présentés précédemment (Fig. IV.21). Pour $s = 10\%$ et $s = 25\%$, la distribution de densité finale semble totalement anarchique. Il est difficile de retrouver les caractéristiques de la distribution de densité initiale : par exemple, la diaphyse n'est plus composée d'une zone corticale et du canal médullaire, mais d'une zone de densité disparate (figs. IV.21b et IV.21c). Ces nouvelles distributions de densité sont difficilement acceptables physiquement et semblent prouver que le choix de $s = 10\%$ ou $s = 25\%$ est inadapté pour l'étude du remodelage osseux avec la prothèse LMHI. Pour des valeurs de largeur de zone morte plus importantes ($s = 50\%$ et $s = 75\%$), nous retrouvons la distribution de densité caractéristique des métatarsiens (Figs. IV.21d et IV.21e). La corticale semble, pour ces deux séries, ne pas avoir été impactée par l'implantation de la prothèse. Pour $s = 50\%$, la zone à proximité de la prothèse semble avoir perdu de la masse, tandis que la zone dorsale en contact de la prothèse en a gagné, ce qui est confirmé par les figures IV.18, IV.19 et IV.20. Pour $s = 75\%$, la zone autour de la prothèse semble avoir été très peu impactée par l'implantation de la prothèse et la zone dorsale en contact avec la prothèse montre un gain identique à $s = 50\%$.

Pour conclure, la prothèse LMHI semble avoir un impact mineur sur la distribution de densité après implantation de la prothèse, dans la mesure où la largeur de zone morte est choisie suffisamment grande. La modification de densité intervient à proximité de la prothèse, ce qui est conforme à nos attentes. Néanmoins, le gain de masse osseuse intervenant dans la zone dorsale



(a) Distribution de densité initiale

(b) Distribution de densité finale pour $s = 10\%$ (c) Distribution de densité finale pour $s = 25\%$ (d) Distribution de densité finale pour $s = 50\%$ (e) Distribution de densité finale pour $s = 75\%$ **FIG. IV.21** – Distribution de densité pour les différentes largeurs de zone morte (prothèse LMHI)

de la tête métatarsienne semble en contradiction avec le phénomène de « stress shielding », qui après implantation d'une prothèse rigidifiante, devrait diminuer l'énergie de déformation autour de la prothèse.

4.3 Comparaison et discussion des performances des deux prothèses

La variation de masse osseuse dans le métatarsien montre généralement une perte moins importante pour la prothèse LMHI, pour toutes les séries, sauf pour $s = 25\%$ où cette dernière montre des instabilités (contrairement à la même série pour la prothèse Novastep). Il semble donc que les instabilités observées pour des faibles largeurs de zone morte apparaissent pour des valeurs différentes en fonction de la prothèse étudiée.

Les modifications de densité dans les différentes zones confirment ces résultats avec une perte globale beaucoup plus importante pour la prothèse Novastep dans les zones 3 à 8 pour toutes les séries, excepté pour $s = 25\%$. Pour des valeurs de largeur de zone morte suffisamment importantes ($s > 10\%$ pour la prothèse Novastep et $s > 25\%$ pour la prothèse LMHI), les modifications n'interviennent que dans les zones d'implantation de la prothèse. Donc, du fait des plus faibles dimensions de la prothèse LMHI, seules les zones 7 et 8 sont impactées pour la prothèse LMHI, alors que les zones 3 à 8 sont impactées pour la prothèse Novastep. Pour chaque prothèse, il semble que plus la largeur de zone morte est grande et plus les modifications sont faibles.

Les distributions de densité finale pour chaque série confirment les résultats précédents. Les distributions obtenues avec la prothèse Novastep pour $s > 10\%$ montrent une forte variation de densité osseuse autour de la tige d'ancrage. De même, les distributions obtenues avec la prothèse Novastep pour $s > 25\%$ montrent une variation de densité osseuse autour de la prothèse, surtout pour $s = 50\%$. Pour $s = 75\%$, la distribution de densité autour de la prothèse semble ne pas avoir été modifiée, excepté dans la zone dorsale de la tête métatarsienne où l'os a gagné en masse. Pour des valeurs de largeur de zone morte trop faibles, les distributions de densité sont disparates et ne permettent pas de retrouver l'architecture osseuse caractéristique d'un métatarsien.

Ainsi, il semblerait que la prothèse LMHI soit beaucoup moins préjudiciable à la variation de densité du métatarsien au vu de la perte osseuse importante observée avec la prothèse Novastep. Cependant, ces choix sont conformes à nos attentes, du fait des choix techniques réalisés lors du processus de création de la prothèse Novastep. En effet, le choix d'une tige d'ancrage de longueur beaucoup plus importante que pour les prothèses concurrentes (22.5 mm contre 12 mm pour la prothèse LMHI) a été effectué pour garantir une bonne stabilité primaire, grâce à un blocage entre les corticales latérale et médiale et prenant appui sur la corticale dorsale. La prothèse LMHI semble peu adaptée pour obtenir un ancrage primaire important. En effet, la tige est conçue pour être implantée dans l'épiphyse distale uniquement, donc dans la zone spongieuse, ne permettant pas d'obtenir un blocage efficace. De plus, la tige d'ancrage de la prothèse Novastep offre une large zone revêtue par un dépôt de titane poreux dans le but de favoriser l'ostéointégration.

Pour conclure, bien que les résultats de l'étude de remodelage osseux soient a priori à l'avantage de la prothèse LMHI, les choix techniques effectués pour la prothèse Novastep, en partenariat avec des chirurgiens orthopédiques expérimentés, garantissent une bonne stabilité primaire, condition *sine qua non* d'une bonne ostéointégration, qui pourrait limiter la perte de masse observée numériquement. Il faut noter que, dans les modèles numériques, l'ostéointégration est

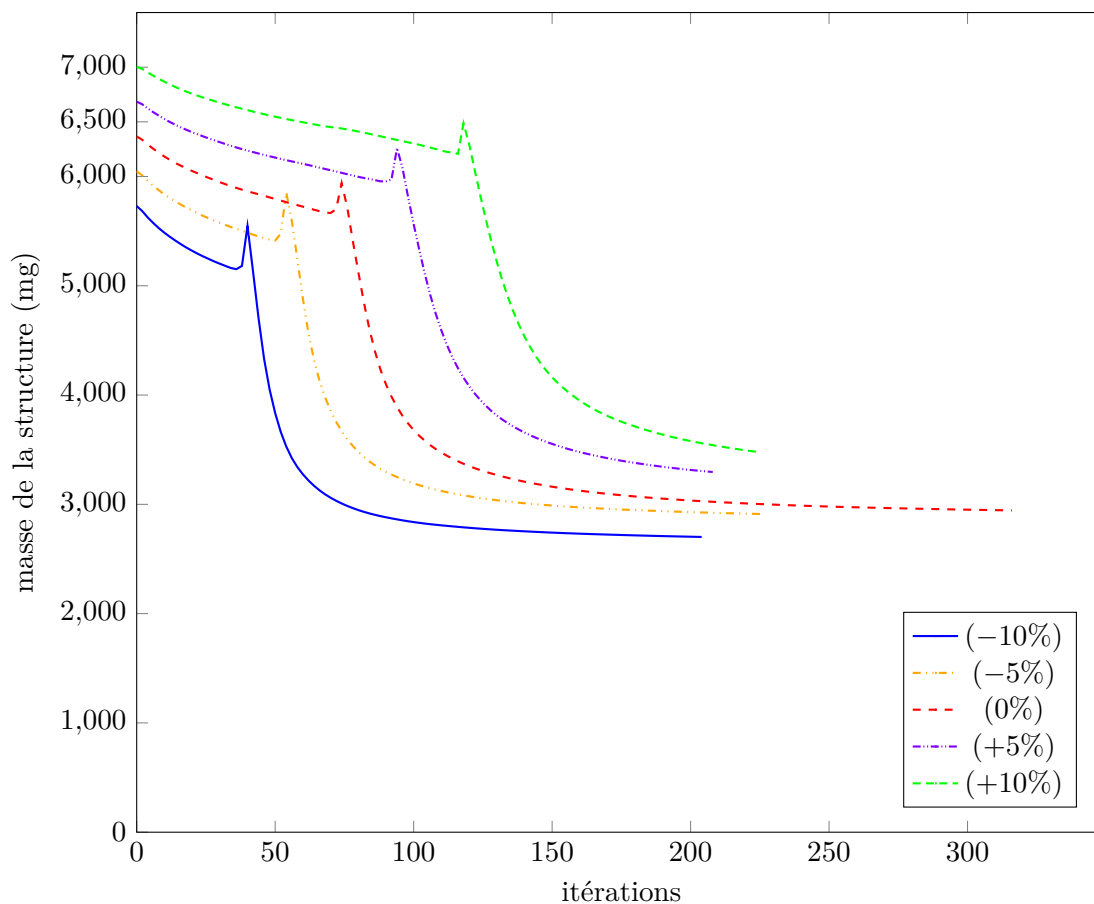


FIG. IV.22 – Évolution de la masse osseuse en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)

supposée être effective, de part les conditions de contact imposées entre la prothèse et l'os. Le modèle numérique avec la prothèse Novastep est donc sensiblement plus proche de la réalité que celui avec la prothèse LMHI. Seules des observations cliniques après les premières poses de la prothèse Novastep permettraient de valider les résultats numériques.

4.4 Influence de la densité osseuse initiale

Nous avons modifié la distribution de densité initiale du métatarsien en l'augmentant ou en la diminuant de manière uniforme sur toute la structure de $\pm 5\%$ ou $\pm 10\%$. Les calculs de remodelage ont été effectués avec une largeur de zone morte $s = 10\%$. Cette modification va permettre d'étudier l'influence de la densité initiale sur les distributions de densité finales. En effet, la distribution de densité initiale dans les métatarsiens est propre à chaque patient mais la même architecture osseuse globale reste observable (corticales et canal médullaire dans la diaphyse, os spongieux dans les épiphyses). Cette étude pourrait donc constituer une première étape pour analyser l'influence des différents facteurs propres à chaque patient (dimensions et forme du métatarsien, densité initiale, ...) sur les résultats de remodelage osseux.

Pour la suite, nous noterons (-10%) , (-5%) , (0%) , $(+5\%)$, $(+10\%)$ les différentes séries de calculs réalisées avec des variations de densité initiales respectives de -10% , -5% , 0% , $+5\%$, $+10\%$ appliquées de manière uniforme sur tout le métatarsien.

La figure IV.22 présente l'évolution de la masse osseuse dans la structure pour ces différentes séries. Au moment où ce manuscrit est rédigé, seules les séries (-10%), (-5%) et (0%) ont atteint leur nouvel état d'équilibre. Toutefois, pour toutes les séries, l'évolution de la masse osseuse suit une courbe semblable. L'instabilité observée après environ 80 itérations sur la série (0%) est visible pour toutes les autres séries, mais avec un décalage. En effet, cette instabilité intervient après environ 40 itérations pour la série (-10%) et après environ 120 itérations pour la série ($+10\%$). Au dernier incrément de calcul réalisé, nous obtenons les variations présentées en table IV.9, qui montrent que la variation de masse initiale ne se retrouve pas au final. Parmi les séries ayant atteint leur convergence ((-10%), (-5%) et (0%)), on constate que la variation relative de masse globale par rapport à la série de référence est réduite pour la série (-5%) et augmentée pour la série (-10%).

Série	Initial	Final	Variation relative
+10%	7.00 g	3.56 g	14.89%
+5%	6.68 g	3.31 g	8.46%
0%	6.37 g	3.03 g	0%
-5%	6.05 g	2.93 g	-3.41%
-10%	5.73 g	2.70 g	-12.22%

TABLE IV.9 – Variations relatives de masse par rapport à la série initiale (0%) pour les différentes séries ((-10%), (-5%), ($+5\%$) et ($+10\%$))

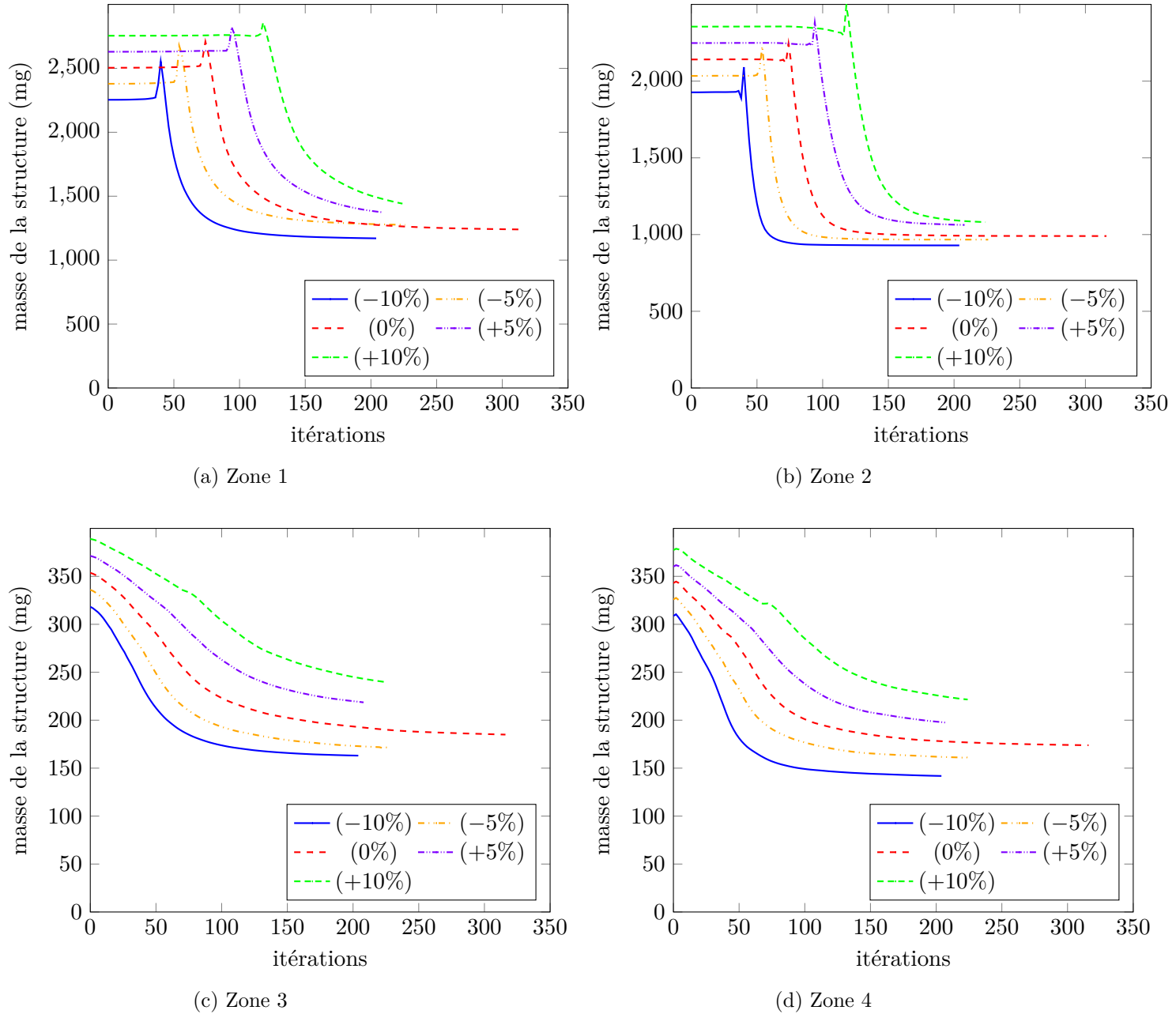


FIG. IV.23 – Évolution de la masse osseuse dans les zones 1 à 4 en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)

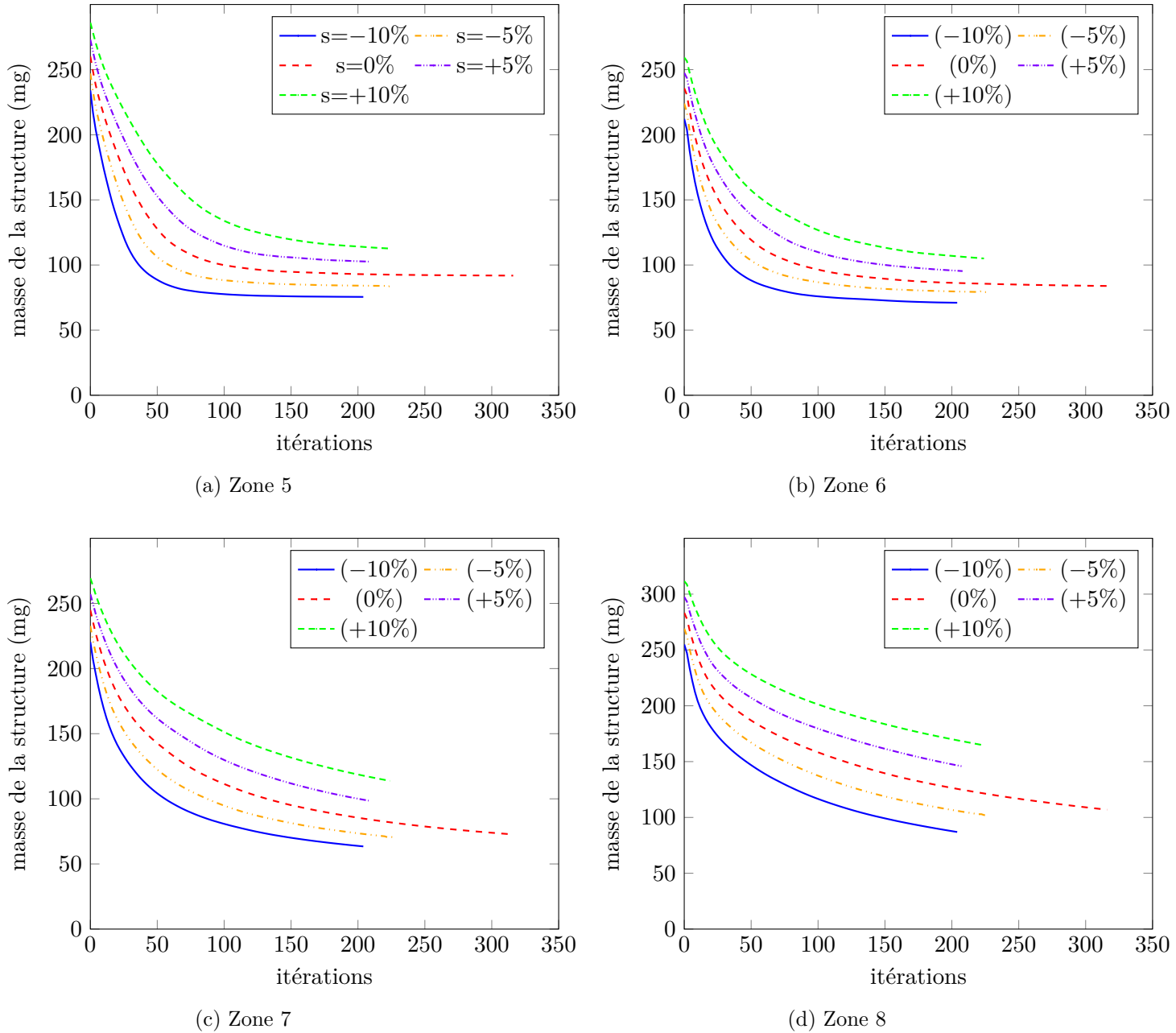


FIG. IV.24 – Évolution de la masse dans les zones 5 à 8 en fonction de la modification (en %) de la densité initiale pour $s = 10\%$ (prothèse Novastep)

Les figures IV.23 et IV.24 montrent l'évolution de la masse osseuse dans les différentes zones du métatarsien. Pour chaque série et chaque zone, les courbes de variation de masse sont semblables à la série (0%) comme la courbe de variation de la masse globale. La table IV.10 regroupe les variations relatives de masse dans les différentes zones pour les séries (-10%), (-5%), (+5%) et (+10%) par rapport à la série de référence (0%). Ces résultats sont ceux obtenus à la dernière itération commune à toutes les séries (itération n° 200). Globalement, nous constatons que quelle que soit la série considérée, les variations relatives de masse sont différentes de la variation relative initiale et non uniformément réparties sur le métatarsien (variations relatives différentes suivant les zones). Pour la série (-10%), les zones 1 et 2 (zones où la prothèse est absente) voient leurs variations relatives de masse diminuer par rapport à la variation initiale imposée (-10%), tandis que les zones 3 à 8 (zones où la prothèse est implantée) se caractérisent par des variations relatives de masse plus importantes que la variation initiale, notamment dans les zones 7 et 8 proches de la tête de la prothèse. Pour la série (-5%), l'évolution est semblable à celle de la série (-10%), à la différence près que les variations relatives de masse dans les zones 1 et 2 se rapprochent de la série de référence (0%). Ceci explique que pour la série (-10%), la variation relative finale de masse globale (-12.22%) est supérieure à la variation imposée alors que, pour la série (-5%), la variation relative finale de masse globale (-3.41%) est inférieure à la variation imposée.

Zone	(-10%)	(-5%)	(+5%)	(+10%)
1	-8.25%	+0.42%	+8.19%	+16.99%
2	-6.37%	-2.55%	+7.14%	+9.85%
3	-15.47%	-10.36%	+13.65%	+26.58%
4	-20.35%	-9.19%	+11.16%	+26.40%
5	-18.75%	-9.48%	+10.56%	+22.56%
6	-17.58%	-7.60%	+10.90%	+23.76%
7	-25.21%	-13.93%	+17.06%	+38.82%
8	-30.75%	-15.67%	+16.76%	+34.66%

TABLE IV.10 – Variations relatives de masse dans les différentes zones en fonction de la variation de densité initiale imposée (prothèse Novastep)

Pour finir, l'analyse des distributions de densité finale obtenues (figs. IV.25 et IV.26) montre des résultats semblables pour toutes les séries, c'est à dire que l'on observe la même architecture osseuse dans le métatarsien. La variation de la densité initiale semble donc avoir une influence limitée sur les distributions de densité *in fine*. Concrètement, la densité initiale étant affectée à partir des données tomодensitométriques, cela signifie que de légères incertitudes sur la définition de cette densité ont peu d'impact sur la prédiction du remodelage osseux final.

4.5 Conclusion de l'étude

La première étude réalisée dans ce chapitre nous a permis d'étudier l'influence de la largeur de la zone morte avec la prothèse Novastep sur les résultats de remodelage. Nous avons utilisé des valeurs de largeur de zone morte de $s = 5\%$, $s = 10\%$, $s = 25\%$, $s = 50\%$ et $s = 75\%$. Pour des valeurs $s \leq 10\%$, la perte osseuse est très importante (de l'ordre de 50% de la masse osseuse

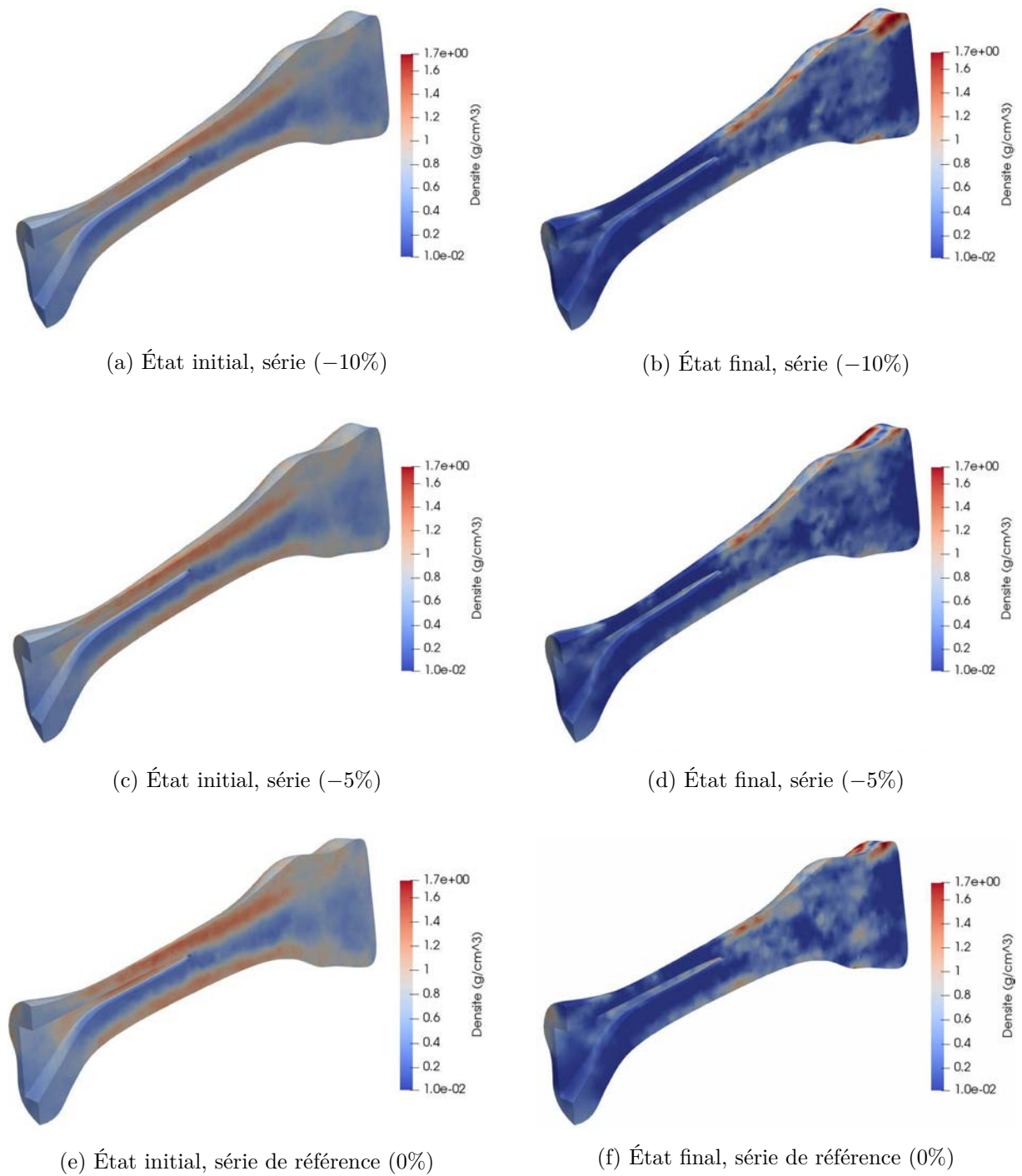


FIG. IV.25 – Distributions de densités initiale et finale selon la variation relative de densité initiale uniformément imposée (séries (-10%), (-5%) et (0%), prothèse Novastep)

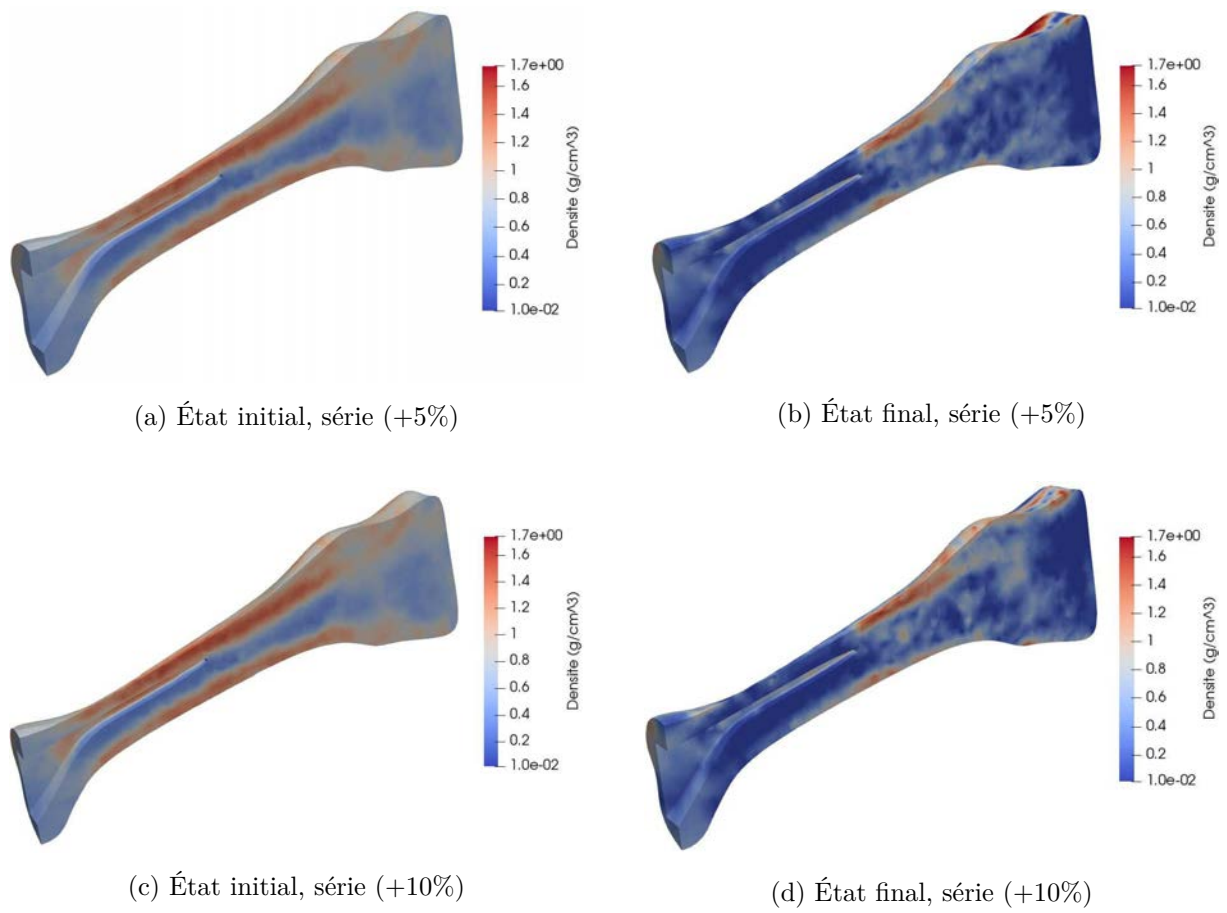


FIG. IV.26 – Distributions de densités initiale et finale selon la variation relative de densité initiale uniformément imposée (séries (+5%) et (+10%), prothèse Novastep)

sur l'ensemble de la structure). Les distributions obtenues semblent anarchiques car il est difficile de distinguer les caractéristiques architecturales usuelles du métatarsien (zone corticale et canal médullaire dans la diaphyse par exemple) : elles sont donc difficilement acceptables physiquement. L'utilisation d'une valeur de largeur de zone morte trop faible semble donc inadaptée pour la conduite d'études de remodelage avec la prothèse Novastep. Avec des valeurs plus importantes ($s > 10\%$), la perte osseuse est beaucoup moins sensible (de 12% à 5% de perte environ) et est plus faible pour des valeurs de s plus importantes. Ces pertes sont localisées autour de la zone d'implantation de la prothèse et montrent une diminution voire une disparition des corticales dorsale et plantaire, ce qui risque d'impacter la résistance mécanique de l'os à long terme. Ces résultats sont conformes à ce qui était attendu au vu de la géométrie de la tige et des cas de chargements appliqués.

L'étude de l'influence de la largeur de la zone morte avec la prothèse concurrente a été réalisée avec des valeurs de $s = 10\%$, 25% , 50% et 75% . Pour des valeurs $s \leq 25\%$, les résultats montrent des pertes osseuses importantes (de l'ordre de 30%) sur l'ensemble de la structure. Les distributions obtenues semblent anarchiques et, là encore, ne permettent pas de distinguer l'architecture usuelle des métatarsiens : elles semblent donc difficilement acceptables physiquement. L'utilisation d'une largeur de zone morte inférieure à 25% semble donc contre-indiquée pour l'étude du remodelage sur les métatarsiens avec la prothèse LMHI. Avec des valeurs plus importantes ($s > 25\%$), la variation de masse osseuse est localisée autour de la prothèse, avec une faible perte pour $s = 50\%$ et une modification négligeable pour $s = 75\%$. De plus, la zone dorsale de la tête métatarsienne (en contact avec la prothèse) montre un gain de masse sensible pour ces valeurs, qui peut s'expliquer par une différence dans l'application des efforts entre les modèles sains et de remodelage, due à la spécificité d'implantation de la prothèse.

La prothèse de resurfaçage LMHI semble offrir de meilleurs résultats de remodelage après implantation. En effet, les petites dimensions de la prothèse LMHI engendrent une perte osseuse beaucoup plus faible que celle obtenue avec la prothèse Novastep (qui est deux fois plus longue). Cependant, la prothèse Novastep est conçue pour offrir une stabilité primaire importante par un blocage entre les corticales latérale et médiale et un contact avec la corticale distale : ces caractéristiques sont censées favoriser l'ostéointégration. Cette stabilité primaire ne semble pas possible avec la prothèse LMHI qui est implantée uniquement dans la tête métatarsienne. Nous rappelons que l'ostéointégration est supposée être effective dans les modèles numériques développés dans ce travail, de part les conditions de contact imposées entre la prothèse et l'os. Le modèle numérique avec la prothèse Novastep est donc sensiblement plus proche de la réalité que celui avec la prothèse LMHI. Seules des observations cliniques après les premières poses de la prothèse Novastep permettraient de valider les résultats numériques.

Pour finir, l'étude de l'influence de la densité initiale a montré que, quelle que soit la variation relative de densité imposée de manière uniforme sur le métatarsien, l'architecture finale de l'os après remodelage est globalement identique. Ce résultat est important d'un point de vue pratique, puisqu'il signifie que de légères incertitudes sur l'affectation de la densité initiale à partir de données tomодensitométriques dans le modèle numérique ont peu d'impact sur la prédiction du remodelage osseux final.

Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons présenté un protocole permettant de préparer les études de remodelage osseux sur des métatarsiens prothésés. Ce protocole peut être adapté pour toutes les prothèses de resurfaçage des métatarsiens et pourrait même servir à d'autres types de prothèses (fémur, genou, ...). Il demande un temps de mise en oeuvre important et passe par différentes étapes, comme la reconstruction du métatarsien ou la préparation du modèle EF, qui requiert des compétences spécifiques. Les modèles décrits dans ce chapitre ont demandé une journée de préparation dont plus de la moitié uniquement consacrée à la reconstruction du métatarsien.

Grâce à ces modèles, nous avons étudié l'influence de la largeur de zone morte de la loi de remodelage sur les résultats obtenus avec la prothèse Novastep et avec une prothèse concurrente (LMHI de Wright Medical) ainsi que l'influence de la densité initiale sur les résultats obtenus avec la prothèse Novastep. Ces études ont montré que :

- l'utilisation d'une largeur de zone morte suffisamment importante est nécessaire pour obtenir des résultats physiquement acceptables. Cette valeur minimum est dépendante de la prothèse étudiée ;
- l'évolution de la densité osseuse intervient surtout autour de la prothèse. La prothèse Novastep montre une perte de masse osseuse plus importante que la prothèse concurrente mais cela s'explique par les designs différents des deux prothèses, qui sont dus aux choix techniques effectués ;
- la distribution de densité initiale semble n'avoir aucun impact majeur sur les résultats du remodelage. La structure finale semble globalement équivalente quelle que soit la densité initiale.

De manière à valider ces conclusions, il est important de réaliser une étude comparative entre des modèles numériques et des résultats cliniques obtenus à long terme. Cette étude pourrait permettre de définir avec précision la largeur de la zone morte, ainsi que de vérifier le bon fonctionnement de la routine de remodelage. À terme, ce travail pourra aboutir à la création d'un outil d'aide à la décision destiné aux concepteurs pour les choix technologiques de design des prothèses et aux chirurgiens pour sélectionner la technique chirurgicale la plus adaptée à chaque patient. Pour finir, l'une des limitations des calculs de remodelage osseux vient du temps de calcul nécessaire à l'obtention de la convergence. En effet, chaque itération de calcul nécessite environ 4 heures sur une lame de calcul Quad-Core PowerEdge R410 (Intel Xéon X5570 2.93 GHz 24 GB de RAM) ce qui requiert plusieurs mois de calcul.

Conclusions et perspectives

L'objectif de cette thèse était de concevoir une prothèse pour le resurfaçage des têtes métatarsiennes des rayons latéraux (2^e, 3^e et 4^e rayons). Cette prothèse est utilisée pour la réalisation d'hémi-arthroplastie des têtes métatarsiennes dans le cadre du traitement de pathologies dégénératives (arthrose, maladie de Freiberg, ...), inflammatoires (polyarthrite rhumatoïde, ...) ou de traumatismes impactant le fonctionnement de l'articulation en limitant la mobilité et engendrant des douleurs importantes pouvant handicaper dans les activités quotidiennes. Bien que de nombreuses prothèses pour le resurfaçage de tout ou partie des articulations métatarso-phalangiennes (MTP) soient disponibles sur le marché, elles sont généralement conçues pour le traitement des pathologies du 1^{er} rayon. Le développement d'une prothèse de ce type constitue donc une avancée répondant aux exigences des chirurgiens orthopédiques utilisant des solutions par défaut à ce type de problème.

En prévision de la conception de la prothèse, une étude de mesures a été entreprise pour combler les lacunes de la littérature scientifique sur les dimensions standards de l'anatomie des métatarsiens. Nous avons donc défini les données nécessaires à la conception de la prothèse avant de réaliser une étude de mesures sur des radiographies dorsoplantaires en charge. Néanmoins, en raison des limitations induites par ce type de données, nous avons complété cette étude par une nouvelle étude de mesures sur des données tomодensitométriques. Les résultats de cette étude ont permis de préparer la conception de la prothèse de manière à permettre une bonne adaptation de cette dernière avec la zone impactée par le resurfaçage.

Le développement de la prothèse a été effectué en respectant de nombreuses caractéristiques cliniques ou fonctionnelles comme :

- Restituer la mobilité articulaire initiale compromise par la pathologie ;
- Garantir une stabilité primaire dans l'os ;
- Permettre une bonne ostéointégration de la prothèse ;
- Préserver un capital osseux suffisant par la réalisation de résection osseuse minimum ;
- Prévoir la possibilité d'un retrait de la prothèse pour permettre une reprise chirurgicale.

La prothèse conçue est donc constituée d'une tige d'ancrage et d'une tête de resurfaçage composées chacune de trois tailles distinctes. Une modularité entre les différentes pièces est prévue, offrant neuf combinaisons possibles et permettant de s'adapter parfaitement à la majorité des patients. Cette modularité est offerte grâce à une méthode d'assemblage innovante. Le processus de conception comporte également la préparation de la technique chirurgicale, la conception de l'instrumentation ainsi que la validation des performances de la prothèse.

De manière à vérifier les performances de la prothèse concernant la tenue à long terme après ostéointégration, nous avons développé une subroutine de remodelage osseux couplée avec un modèle EF représentant le métatarsien prothésé. Cette subroutine utilise une loi purement méca-

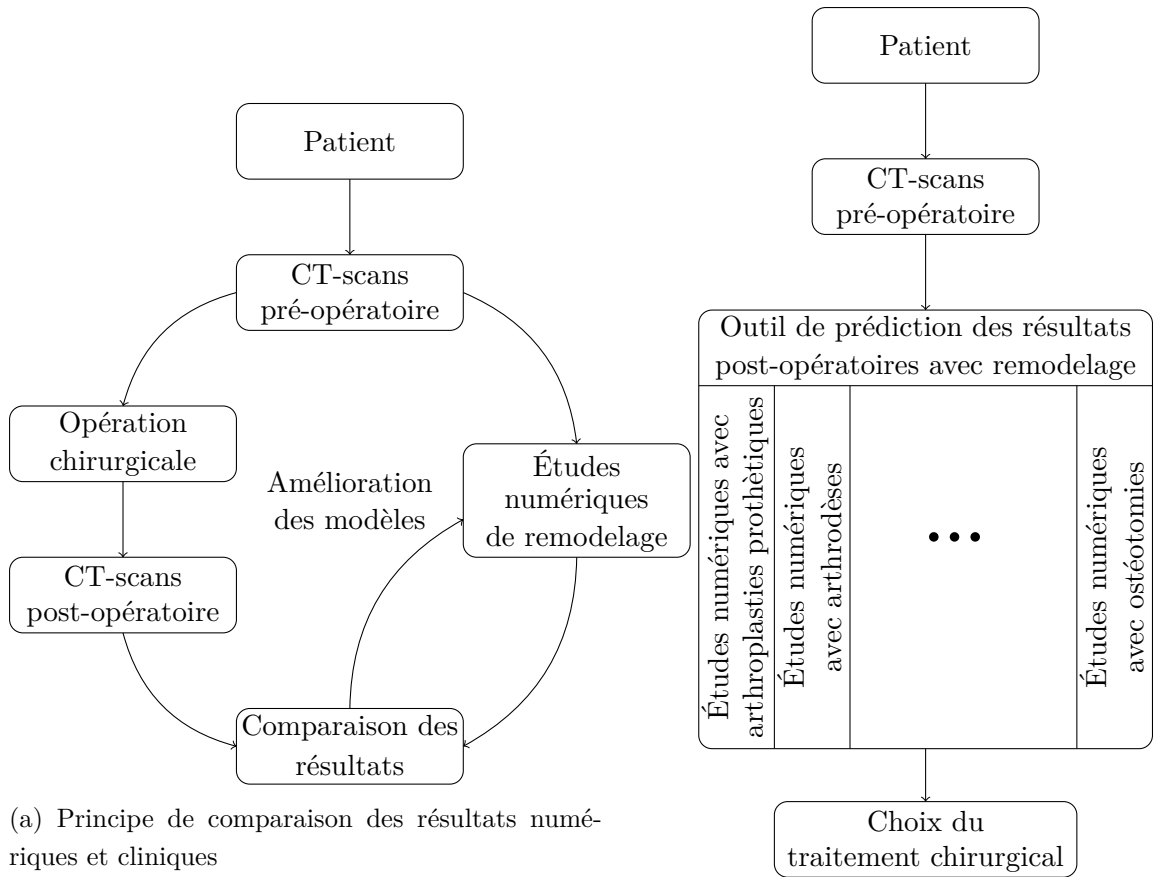
nique utilisant l'énergie de déformation comme stimulus. De manière à valider le fonctionnement de cette subroutine, nous avons réalisé une étude de remodelage sur un cas test représentant une structure bidimensionnelle carrée chargée en compression, souvent utilisée dans la littérature. Pour les études de remodelage, l'os est considéré comme un matériau homogène, avec un comportement isotrope, avec des propriétés matériaux différentes en chaque élément. Nous avons commencé par réaliser cette étude avec un programme de calcul par EF sous Matlab. Nous avons étudié les interactions entre la loi de remodelage et les calculs par EF. Cela nous a permis de retrouver les résultats décrits dans la littérature. Ensuite, nous avons codé une subroutine fonctionnant avec le solveur EF Abaqus qui nous a permis de retrouver les résultats obtenus sous Matlab. La validation de la subroutine Abaqus était indispensable avant d'entreprendre une étude de remodelage sur un métatarsien prothésé

Les modèles de métatarsiens sont issus de données tomodensitométriques d'un patient masculin de 46 ans. Ces données nous permettent, pour chaque patient, de reconstruire le métatarsien à étudier et d'obtenir les propriétés matériaux pour la structure. La reconstruction des métatarsiens est effectuée grâce à une routine Matlab (obtention du nuage de points) suivi d'un traitement sous Catia (obtention du modèle tridimensionnel). L'étude de remodelage créée avec ces modèles a eu pour objectif d'étudier l'influence de la largeur de zone morte avec la prothèse Novastep et avec une prothèse concurrente (LMHI de Wright Medical) ainsi que l'influence de la densité initiale avec la prothèse Novastep. Ces études ont permis de constater que la largeur de zone morte devait être assez importante pour éviter d'obtenir des résultats physiquement inacceptables. La prothèse de Novastep semble induire une perte osseuse autour de la tige d'ancrage qui entraîne une diminution voire une disparition des corticales dorsale et plantaire, ce qui pourrait entraîner une diminution de la résistance mécanique de l'os. La prothèse de Wright Medical entraîne une évolution de masse osseuse autour de la prothèse. Néanmoins, la prothèse Novastep engendre une perte beaucoup plus importante que la prothèse concurrente. Cela peut s'expliquer par les différences de dimensions entre les deux prothèses qui sont dues aux choix techniques effectués lors du processus de conception. Pour finir, la densité initiale semble n'avoir aucun impact sur la distribution de densité finale bien que la variation relative de masse entre les différentes séries augmente.

Dans la continuité directe de notre travail de thèse, il pourrait être intéressant d'effectuer une étude comparative des résultats numériques de remodelage osseux et cliniques à long terme après implantation de la prothèse (fig. IV.27a). En effet, l'étude présentée dans ce document est une étape préparatoire permettant de comprendre l'influence de différents facteurs. Cette comparaison pourrait nous permettre de valider les résultats de remodelage osseux et donc, à terme, de concevoir un outil de prévision des résultats obtenus avec la prothèse ou avec d'autres techniques chirurgicales pour sélectionner le traitement chirurgical le plus adapté à chaque patient (fig. IV.27b).

Avant cela, il pourrait être nécessaire d'améliorer les hypothèses de modélisation effectuées. Plusieurs axes d'amélioration des modèles sont possibles :

- l'amélioration de la modélisation du comportement mécanique des tissus osseux (prise en compte de l'anisotropie, distinction os cortical / os spongieux, ...);
- l'amélioration de la prise en compte des propriétés tribologiques entre l'os et la prothèse pour se rapprocher des propriétés réelles;



(a) Principe de comparaison des résultats numériques et cliniques

(b) Principe de fonctionnement prévisionnel de l’outil de sélection du traitement chirurgical optimal

FIG. IV.27 – Algorithmes prévisionnels d’amélioration de la routine de remodelage osseux

- l’enrichissement de la loi de remodelage (ajout d’une zone de nécrose pour un stimulus important, modification du stimulus de remodelage, ...).

Appendices

Annexe A

Systeme de référence en anatomie

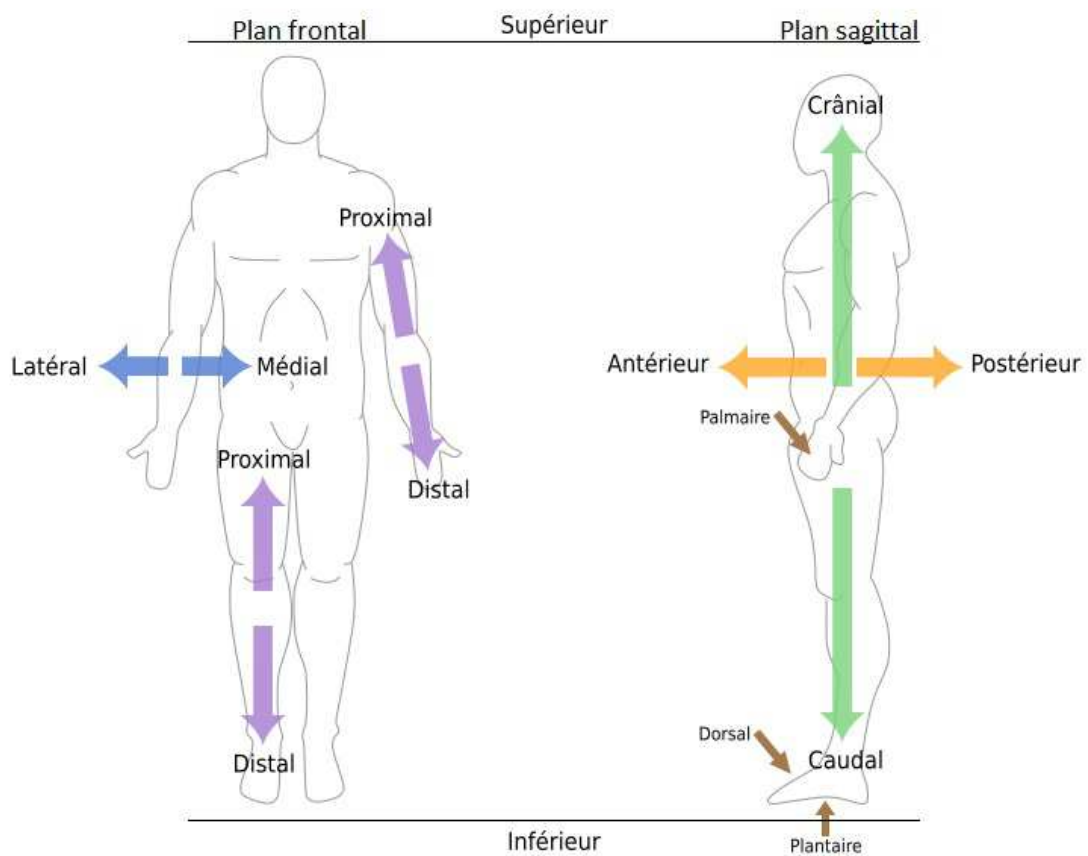


FIG. A.1 – Système de référence en anatomie

Annexe B

Matrice de corrélation de l'étude de mesures tomодensitométriques

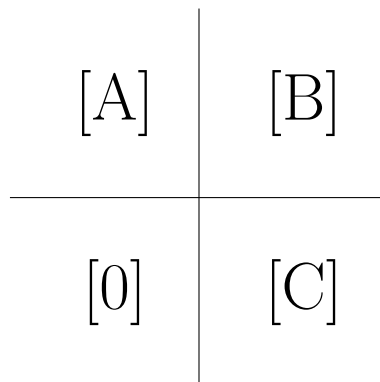


FIG. B.1 – Matrice de corrélation de l'étude de mesures tomодensitométriques

	Sexe	Age	Pied	L_2	L_3	L_4	R_{2s}	R_{3s}	R_{4s}	R_{2d}	R_{3d}	R_{4d}	l_{2ts}	l_{3ts}	l_{4ts}	l_{2td}	l_{3td}	l_{4td}	l_{2ds}	l_{3ds}	l_{4ds}
Sexe	1	0.08	-0.20	0.75	0.65	0.60	0.19	0.24	0.55	0.65	0.05	0.44	0.53	0.46	0.38	0.44	0.34	0.56	0.28	0.28	0.37
Age		1	-0.27	0.04	-0.05	-0.07	-0.2	0.01	0.18	0.07	-0.06	-0.39	0.01	-0.04	0.12	-0.18	-0.52	-0.1	0.08	-0.28	-0.05
Pied			1	-0.3	-0.2	-0.18	0.1	0.06	-0.04	-0.01	0.34	0.18	-0.17	-0.12	-0.29	-0.14	-0.11	-0.45	0.07	0.01	-0.17
L_2				1	0.96	0.93	0.31	0.29	0.49	0.6	-0.33	0.5	0.78	0.63	0.72	0.7	0.35	0.75	0.62	0.59	0.64
L_3					1	0.97	0.35	0.28	0.42	0.58	-0.41	0.4	0.81	0.65	0.75	0.76	0.32	0.68	0.63	0.64	0.69
L_4						1	0.32	0.25	0.37	0.53	-0.42	0.41	0.78	0.57	0.75	0.73	0.27	0.64	0.62	0.66	0.73
R_{2s}							1	0.49	0.5	0.47	-0.07	0.01	0.66	0.55	0.35	0.47	0.36	0.16	0.26	0.38	0.03
R_{3s}								1	0.28	0.12	0.01	0.18	0.3	0.75	0.35	0.39	0.56	0.51	0.16	0.35	0.09
R_{4s}									1	0.6	-0.29	0.09	0.59	0.55	0.57	0.23	0.08	0.23	0.42	0.41	0.28
R_{2d}										1	-0.17	0.08	0.77	0.37	0.35	0.55	0.19	0.31	0.39	0.35	0.33
R_{3d}											1	0.25	-0.32	-0.37	-0.55	-0.14	-0.14	-0.18	-0.26	-0.32	-0.43
R_{4d}												1	0.19	0.27	0.22	0.38	0.49	0.5	0.36	0.3	0.22
l_{2ts}													1	0.61	0.64	0.83	0.31	0.5	0.58	0.6	0.47
l_{3ts}														1	0.69	0.62	0.55	0.67	0.43	0.54	0.27
l_{4ts}															1	0.57	0.22	0.52	0.58	0.62	0.55
l_{2td}																1	0.55	0.67	0.55	0.58	0.45
l_{3td}																	1	0.61	0.16	0.42	0
l_{4td}																		1	0.41	0.50	0.51
l_{2ds}																			1	0.76	0.68
l_{3ds}																				1	0.69
l_{4ds}																					1

TABLE B.1 – Matrice de corrélation ([A] sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodynamométriques

	l_{2dd}	l_{3dd}	l_{4dd}	l_{2bs}	l_{3bs}	l_{4bs}	l_{2bd}	l_{3bd}	l_{4bd}	e_{10t}	e_{25t}	e_{25c}	e_{40t}	e_{40c}	e_{50t}	e_{50c}	e_{60t}	e_{60c}	e_{75t}	e_{75c}	e_{90t}
Sexe	0.44	0.53	0.51	0.67	0.46	0.66	0.74	0.49	0.68	0.6	0.22	0.26	0.58	0.52	0.64	0.53	0.7	0.6	0.67	0.55	0.78
Age	-0.02	0.03	0.29	0.26	0.44	0.34	-0.09	-0.26	-0.1	-0.01	-0.11	0.07	0.25	0.33	0.34	0.37	0.27	0.36	0.16	0.18	0.04
Pied	0.26	-0.08	-0.1	-0.09	-0.28	-0.25	-0.03	-0.07	-0.04	-0.18	-0.03	-0.01	-0.1	-0.18	-0.12	-0.15	-0.24	-0.22	-0.04	-0.05	-0.06
L_2	0.55	0.46	0.49	0.73	0.61	0.93	0.73	0.45	0.63	0.85	0.5	0.45	0.83	0.77	0.83	0.76	0.86	0.8	0.76	0.55	0.86
L_3	0.52	0.37	0.39	0.64	0.53	0.83	0.73	0.36	0.59	0.87	0.56	0.49	0.82	0.78	0.8	0.76	0.82	0.78	0.73	0.51	0.84
L_4	0.57	0.29	0.38	0.6	0.49	0.85	0.76	0.38	0.58	0.85	0.54	0.43	0.81	0.72	0.8	0.71	0.81	0.74	0.75	0.49	0.84
R_{2s}	0.51	0.29	0.11	0.32	-0.02	0.23	0.39	0.33	0.2	0.35	0.07	0.29	0.23	0.34	0.24	0.31	0.24	0.21	0.07	0.11	0.27
R_{3s}	0.44	0.24	0.24	0.26	0.14	0.33	0.1	-0.03	-0.09	0.42	0.24	0.5	0.29	0.42	0.34	0.45	0.31	0.43	0.35	0.41	0.43
R_{4s}	0.28	0.58	0.47	0.66	0.32	0.55	0.44	0.31	0.32	0.4	0.38	0.57	0.5	0.64	0.54	0.62	0.47	0.57	0.44	0.66	0.51
R_{2d}	0.63	0.43	0.7	0.57	0.37	0.51	0.64	0.42	0.64	0.5	0.28	0.44	0.63	0.66	0.66	0.63	0.7	0.62	0.5	0.55	0.63
R_{3d}	0	0.21	-0.08	-0.09	0.21	-0.36	-0.01	0.21	0.07	-0.27	-0.4	-0.4	-0.3	-0.46	-0.28	-0.42	-0.22	-0.39	-0.13	-0.29	-0.21
R_{4d}	0.43	0.43	0.16	0.39	0.2	0.18	0.31	0.45	0.34	0.41	0.22	0.01	0.3	0.1	0.25	0.12	0.27	0.15	0.4	0.18	0.42
l_{2ts}	0.63	0.45	0.51	0.6	0.42	0.67	0.67	0.53	0.62	0.68	0.4	0.53	0.75	0.76	0.74	0.72	0.77	0.66	0.56	0.41	0.65
l_{3ts}	0.48	0.38	0.29	0.56	0.54	0.62	0.28	0.03	0.19	0.76	0.47	0.68	0.5	0.68	0.54	0.67	0.54	0.69	0.5	0.53	0.65
l_{4ts}	0.36	0.27	0.33	0.62	0.54	0.8	0.45	0.07	0.14	0.77	0.65	0.52	0.67	0.71	0.66	0.7	0.65	0.73	0.57	0.54	0.67
l_{2td}	0.63	0.3	0.4	0.52	0.44	0.56	0.5	0.36	0.51	0.7	0.5	0.48	0.66	0.61	0.61	0.57	0.69	0.57	0.53	0.28	0.61
l_{3td}	0.37	0.4	0.13	0.11	0.07	0.08	0.21	0.24	0.13	0.43	0.2	0.2	0.09	0.1	0.07	0.09	0.22	0.18	0.22	0.14	0.33
l_{4td}	0.4	0.41	0.47	0.57	0.59	0.6	0.33	0.24	0.41	0.76	0.53	0.58	0.6	0.6	0.6	0.61	0.69	0.69	0.67	0.57	0.71
l_{2ds}	0.57	0.5	0.5	0.66	0.53	0.58	0.4	0.15	0.3	0.62	0.74	0.51	0.79	0.7	0.71	0.67	0.64	0.63	0.5	0.41	0.53
l_{3ds}	0.49	0.44	0.5	0.45	0.26	0.57	0.55	0.37	0.38	0.65	0.76	0.59	0.69	0.59	0.6	0.55	0.62	0.55	0.52	0.42	0.62
l_{4ds}	0.3	0.18	0.48	0.47	0.26	0.63	0.51	0.19	0.35	0.53	0.8	0.5	0.81	0.67	0.74	0.66	0.66	0.63	0.61	0.55	0.62



TABLE B.2 – Matrice de corrélation ([B] sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodynamométriques



	l_{2dd}	l_{3dd}	l_{4dd}	l_{2bs}	l_{3bs}	l_{4bs}	l_{2bd}	l_{3bd}	l_{4bd}	e_{10t}	e_{25t}	e_{25c}	e_{40t}	e_{40c}	e_{50t}	e_{50c}	e_{60t}	e_{60c}	e_{75t}	e_{75c}	e_{90t}
l_{2dd}	1	0.32	0.57	0.53	0.32	0.48	0.53	0.34	0.44	0.6	0.26	0.33	0.61	0.51	0.63	0.52	0.64	0.5	0.49	0.34	0.64
l_{3dd}		1	0.5	0.46	0.4	0.35	0.37	0.47	0.36	0.47	0.22	0.3	0.42	0.44	0.44	0.43	0.46	0.42	0.42	0.44	0.38
l_{4dd}			1	0.56	0.47	0.53	0.43	0.35	0.5	0.47	0.5	0.59	0.74	0.69	0.77	0.7	0.79	0.71	0.65	0.69	0.63
l_{2bs}				1	0.72	0.76	0.55	0.28	0.56	0.68	0.56	0.57	0.76	0.73	0.76	0.72	0.75	0.74	0.64	0.61	0.76
l_{3bs}					1	0.69	0.21	-0.08	0.36	0.73	0.42	0.51	0.6	0.68	0.64	0.67	0.69	0.77	0.58	0.5	0.59
l_{4bs}						1	0.68	0.21	0.49	0.84	0.55	0.57	0.83	0.82	0.0.87	0.83	0.88	0.88	0.82	0.67	0.88
l_{2bd}							1	0.68	0.76	0.59	0.27	0.15	0.64	0.45	0.63	0.43	0.69	0.47	0.58	0.32	0.76
l_{3bd}								1	0.76	0.19	-0.05	-0.04	0.32	0.11	0.29	0.09	0.38	0.05	0.27	0.02	0.33
l_{4bd}									1	0.46	0.18	0.27	0.56	0.4	0.55	0.37	0.66	0.4	0.54	0.26	0.63
e_{10t}										1	0.57	0.56	0.73	0.74	0.76	0.74	0.82	0.83	0.77	0.6	0.87
e_{25t}											1	0.75	0.72	0.69	0.63	0.65	0.57	0.67	0.56	0.63	0.58
e_{25c}												1	0.65	0.81	0.65	0.79	0.61	0.77	0.63	0.49	0.6
e_{40t}													1	0.91	0.98	0.90	0.93	0.88	0.8	0.67	0.82
e_{40c}														1	0.93	0.99	0.86	0.95	0.75	0.77	0.76
e_{50t}															1	0.94	0.96	0.92	0.85	0.73	0.86
e_{50c}																1	0.87	0.96	0.80	0.81	0.78
e_{60t}																	1	0.91	0.87	0.68	0.89
e_{60c}																		1	0.85	0.83	0.85
e_{75t}																			1	0.81	0.89
e_{75c}																				1	0.74
e_{90t}																					1

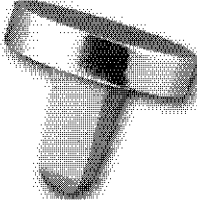

TABLE B.3 – Matrice de corrélation ($[C]$ sur fig. B.1) de l'étude de mesures sur données tomodynamométriques

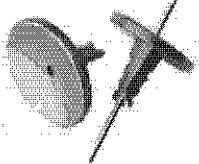
Annexe C

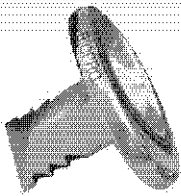
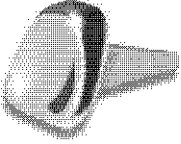
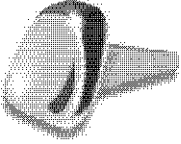
Prothèses concurrentes




Marque	Caractéristiques				Recul clinique	
	Matériaux	Propriétés	Indications	Tailles		Classe
Charnière souple						
<p>Futura® Primus Flexible Great Toe</p>  <p>Tornier</p>	UltraSIL	<ul style="list-style-type: none"> Tiges trapézoïdales s'adaptant anatomiquement aux canaux intramédullaires ; Contrefort de la charnière conçu pour s'adapter aux surfaces adjacentes ; Géométrie de la charnière prévenant les contacts entre grommets en dorsiflexion ; Coupes angulées préservant l'insertion du tendon FHB ; Décalage axial de la charnière breveté permet une gamme de mouvement de 95° ; Grommets en titane optionnels et nervure augmentant résistance brevetée sur la face inférieure augmentant la durée de vie. 	<ul style="list-style-type: none"> Hallux limitus ou hallux rigidus ; Arthrite rhumatoïde douloureuse ; Hallux abducto valgus avec arthrite ; Articulation instable ou douloureuse provenant d'une chirurgie précédente. 	4	*	<p>Ashford, Vogiatzoglou [1] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 33 mois - 87.5% de patients satisfaits ou très satisfaits ; - Diminution de la douleur de 83% à 13.5% - 31.25% de complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ Douleur toujours présente ; ➤ Gonflement entre le 1^{er} et le 2^{ème} orteil après activité quotidienne ; ➤ Infection après 4 semaines ; ➤ Révision de la chirurgie antérieure (6.25% de retrait). <p>Lemon and Pupp [2] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 13,4 ans ; - 91% de satisfaction patient ; - 85% de patient satisfait par la mobilité articulaire ; - Diminution de la douleur dans 97% des cas ; - 0.1% de complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ 0.03% de révision de chirurgie ; ➤ Callosités douloureuses ; ➤ 0,06% de patient limitant leur activité à cause d'inconfort ; ➤ Gonflement constant pour 0,1% de patient. <p>Harrison and Loughead [3] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 20 ans ;
<p>Futura® Classic Flexible Great Toe</p>  <p>Tornier</p>	UltraSIL	<ul style="list-style-type: none"> Tige métatarsienne angulée de 15° dans le plan sagittal correspondant à l'angle d'inclinaison des métatarses ; Tiges trapézoïdales s'adaptant anatomiquement aux canaux intramédullaires ; Décalage axial anatomiquement correct de la charnière ; Coupe osseuse verticale ne nécessitant pas de guide de coupe ; 	<ul style="list-style-type: none"> Hallux limitus ou hallux rigidus ; Arthrite rhumatoïde douloureuse ; Hallux abducto valgus avec arthrite ; Articulation instable ou douloureuse provenant d'une chirurgie précédente. 	5	*	<p>Harrison and Loughead [3] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 20 ans ;

		<ul style="list-style-type: none"> Nervure augmentant la résistance brevetée sur la face inférieure de la charnière. 				<ul style="list-style-type: none"> - 90% de satisfaction patient concernant le douleur, le mouvement articulaire et l'alignement du métatarsien ; - 75% de patient avec un score clinique supérieur à 71 - 95% de complications :
<p>Futura® Lesser Metatarsal Phalangeal</p>  <p>Tornier</p>	UltraSIL	<ul style="list-style-type: none"> Tige trapézoïdale s'adaptant à l'anatomie des métatarses et des phalanges ; Réséction osseuse de la tête métatarsienne verticale ne nécessitant pas de guide de coupe ; Conception de la charnière permettant d'obtenir une excellente gamme de mouvement Réséction osseuse de la phalange rarement nécessaire, car le contrefort distal s'y adapte anatomiquement. 	<ul style="list-style-type: none"> Nécrose avasculaire des articulations MTP des rayons latéraux (maladie de Kohler) ; Luxation complète ou partielle des articulations MTP des rayons latéraux Arthrite douloureuse des articulations MTP des rayons latéraux ; Révision d'une chirurgie antérieure loupée ; Orteil en griffe où la phalange est localisée dorsalement sur le métatarse dans un état contracturé fixé. 	4	*	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Liseré clair autour de l'implant ; ➤ Cystes dans la phalange proximale ou dans la tête métatarsienne ; ➤ Fracture de l'implant.
<p>Swanson Flexible Hinge Toe</p>  <p>Wright Medical</p>	Silicone Flexspan	<ul style="list-style-type: none"> Tige à section rectangulaire s'adaptant à l'anatomie du canal intramédullaire et garantissant la stabilité en rotation ; Possibilité d'ajouter des grommets ; Section médiale de la prothèse plus épaisse et plus large pour s'adapter aux exigences anatomiques et physiologiques ; Bonne gamme de mouvement si l'ouverture centrale est placée du côté dorsale de l'articulation. 	<ul style="list-style-type: none"> Arthrite rhumatoïde, dégénérative ou post-traumatique ; Hallux valgus modéré ou sévère ; Destruction osseuse sur l'une ou les deux faces de l'articulation ; Luxation des rayons latéraux. 	20 12 pour les grommets	*	
Implant pour héli-arthroplastie de la base de la phalange :						



<p>Swanson Titanium Great Toe Implant</p>  <p>Wright Medical</p>	Titane non-allié	<ul style="list-style-type: none"> • Cinq tailles disponibles pour s'adapter parfaitement à toutes les exigences anatomiques ; • Améliore la stabilité, la mobilité, soulage la douleur et maintient la longueur de l'orteil ; • Fournit une surface articulaire douce pour la tête du premier métatarsien ; • Maintient l'espace articulaire et permet la reconstruction capsule/ligament pour corriger les difformités ; • Pas nécessaire de la fixer dans le canal intramédullaire. 	<p>Arthrite dégénérative en présence d'un bon stock osseux et d'une bonne intégrité de la tête métatarsienne avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hallux valgus faible ou modéré ; • Hallux rigidus ; • Articulation MTP toujours instable après ablation des oignons de Keller. 	6	*	
<p>LPT 2 Great Toe Implant</p>  <p>Wright Medical</p>	Titane	<ul style="list-style-type: none"> • Profil mince de la prothèse nécessitant une faible résection osseuse lors de l'implantation ; • Tige de stabilisation rainurée pour obtenir une bonne stabilité primaire • Trous de suture sécurisant les tissus mous ; • Implants en titane assurant la biocompatibilité ; • Surface articulaire en cuvette creuse pour s'adapter à l'anatomie de la surface articulaire de la tête métatarsienne. 	<p>Arthrite dégénérative de la 1^{ère} articulation MTP en présence d'un bon stock osseux et d'une bonne intégrité métatarsienne avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hallux valgus faible ou modéré ; • Hallux rigidus douloureux de stade 2 ou 3 ; • Révision d'une ablation des oignons pour l'hallux limitus arthrofibrotique ou douloureux. 	6 Dont 2 angulées	*	
<p>Metal Hemi Great Toe Implant</p> 	CoCr + revêtement titane poreux sur la tige	<ul style="list-style-type: none"> • Tige de fixation implantée dans le canal médullaire de la phalange pour obtenir une bonne stabilité primaire ; 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux limitus ou hallux rigidus ; • Hallux valgus douloureux ; • Révision d'une chirurgie antérieure loupée ; 	4	*	


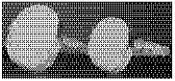
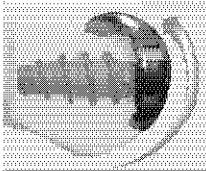
Wright Medical		<ul style="list-style-type: none"> • Surface articulaire est conçue pour s'adapter à celle de la tête métatarsienne ; • Instrumentation conçue pour faciliter l'implantation des prothèses ; • Tige et face arrière de la prothèse revêtue de plasma poreux pour favoriser l'ostéointégration. 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrite douloureuse. 			
<p style="text-align: center;">Biomotion cannulated 1st MPJ Hemi System</p>  <p style="text-align: center;">Metasurg</p>	<p style="text-align: center;">TA6V</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Technique de pose simplifiée pour une bonne reproductibilité des résultats ; • Implants en alliage de titane pour la résistance et la biocompatibilité ; • Instrumentation et implant canulées pour aligner et implanter précisément la prothèse ; • Profil faible et surface micropolies pour diminuer la taille de la résection et pour permettre la rétention du tendon fléchisseur ; • Plusieurs tailles disponibles pour s'adapter aux diverses anatomies de phalanges ; • Système de couleur des prothèses pour faciliter la préparation et l'implantation. 	<p>Arthrite dégénérative de la 1^{ère} articulation MTP en présence d'un bon stock osseux et d'une bonne intégrité de la tête métatarsienne avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Arthrose de la 1^{ère} articulation MTP ; • Hallux rigidus/limitus ; • Hallux valgus avec une maladie articulaire dégénérative. 	<p style="text-align: center;">5</p>	<p style="text-align: center;">*</p>	
<p style="text-align: center;">First MPJ Hemi Implant</p>	<p style="text-align: center;">CoCr avec possibilité de revêtement</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Soulage la douleur et restaure la gamme de mouvement ; 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrite ; • Arthrite rhumatoïde ; • Hallux rigidus ; • Hallux limitus ; 	<p>5 tailles en CoCr 5 tailles en titane</p>	<p style="text-align: center;">*</p>	<p>Kissel, Husain [4] : - Suivi de 12 mois ; - Amélioration du score ACFAS de 41,2 à 80,4 ;</p>


 <p>BioPro</p>	<p>titane poreux</p> <p>Possibilité d'implant en titane pour patient sensible ou allergique au CoCr</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Cinq tailles standards, disponible avec revêtement poreux ou non-poreux ; • Nécessite une résection osseuse minimale ; • Tige avec faible profil, de forme diamant qui fournit une fixation intramédullaire ; • Configurations variables pour les reprises de chirurgies ratées. 	<ul style="list-style-type: none"> • Changements dégénératifs de la 1^{ère} articulation MTP associé à un Hallux abducto valgus et une déformation de l'oignon. 			<ul style="list-style-type: none"> - Amélioration de la dorsiflexion de 12,6° à 50° et de la flexion plantaire de 8,0° à 17,5° ; - Pas de complications décrites.
 <p>Futura Metal Hemi Toe Implant</p>  <p>Tornier</p>	<p>CoCr</p> <p>Tige revêtue en titane poreux</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Base de l'implant mince qui permet l'insertion anatomique du tendon flexor hallucis brevis ; • Fabriqué en CoCr de qualité chirurgicale ; • Surface articulaire congruente qui s'adapte à la tête métatarsienne adjacente ; • Face dorsale arrondie pour réduire l'impact sur la tête métatarsienne ; • Revêtement de titane pour améliorer l'ostéointégration ; • Tige trapézoïdale pour fournir une tenue anatomique dans le canal médullaire ; • S'adapte à l'implant Futura Primus en cas de reprise de chirurgie vers une arthroplastie totale. 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux limitus ou Hallux rigidus ; • Hallux valgus douloureux ; • Reprise d'une chirurgie précédente loupée ; • Arthrite douloureuse. 	3	*	
<p>Hemi Great Toe Implant</p>	<p>CoCr</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Forme anatomique pour une meilleure adaptation clinique ; • Temps de procédure réduit provenant de l'instrumentation simplifiée ; 	<p>Arthrite inflammatoire de la 1^{ère} articulation MTP en présence d'un bon stock osseux et d'une bonne intégrité de la tête métatarsienne avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hallux valgus ; 	4	*	



	Osteomed	<ul style="list-style-type: none"> • Résection osseuse minimale due au faible profil de la surface articulaire ; • Quatre tailles d'implants pour s'adapter à toutes les anatomies. 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux rigidus ; • Articulation MTP instable ou douloureuse. 			
K2 Hemi Toe Implant System 	CoCr Revêtement de titane poreux	<ul style="list-style-type: none"> • Implant conçu anatomiquement qui s'adapte sur les phalanges proximales réséquées ; • Implant avec un faible profil qui minimise la résection osseuse ; • Rainure sur la surface plantaire de l'implant pour s'accommoder au tendon FHL ; • Revêtement de titane sur la tige pour améliorer le remodelage osseux ; • Trou de suture permettant un transfert facile du tendon FHL pour ajouter de la force de flexion et minimiser le potentiel d'orteil en griffe de l'hallux ; • Instrumentation simple et précise qui minimise le temps de pose ou permet des résultats reproductibles. 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrose de la 1^{ère} articulation MTP ; • Traumatisme ; • Hallux rigidus/limitus ; • Hallux valgus avec une maladie articulaire dégénérative ; • Reprise d'une chirurgie antérieure. 	4	*	
3S Hemi Implant 	CoCr	<ul style="list-style-type: none"> • Tige avec trois crans pour une stabilité maximum ; • Contact os/implant offrant une ostéointégration optimale. 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux limitus ou Hallux rigidus ; • Hallux valgus douloureux ; • Reprise d'une chirurgie précédente loupée ; • Arthrite douloureuse. 	4	*	


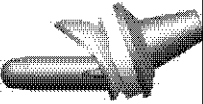
Implant pour héli-arthroplastie de la tête des métatarses


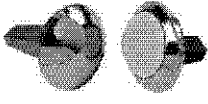
<p>Metatarsal Decompression Implant</p>  <p>Wright Medical</p>	<p>CoCr</p> <p>Tige avec revêtement titane</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Surface articulaire anatomique conçue pour fournir une décompression progressive ; • Surface articulaire fabriqué en CoCr hautement poli pour minimiser les contraintes cartilagineuses ; • Tige de l'implant effilé et équerri distalement pour un montage « press-fit » et revêtu de titane pour une fixation optimale et une stabilité rotationnelle ; • Procédure et conception des instruments minimise la résection osseuse et réduit la force de soutien du poids et les forces de cisaillement réactive du sol sur l'implant ; • Implant placé dorsalement préserve le complexe sésamoïdien et ne perturbe pas les attaches musculaires sur la plaque plantaire. 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrite dégénérative et post-traumatique ; • Hallux valgus ; • Hallux rigidus ; • 1^{ère} articulation MTP instable ou douloureuse. 	<p>4</p>	<p>***</p>	
<p>Lesser Metatarsal Head Implant</p>  <p>Wright Medical</p>	<p>CoCr</p> <p>Tige avec revêtement titane</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Tige mince, avec un faible profil pour une résection osseuse minimale ; • Implant monobloc ; • Angle de coupe vertical réduisant le potentiel d'impact dorsal ; • Tige avec revêtement en titane fournissant une interface optimale pour l'ostéointégration ; 	<p>Non Renseigné</p>	<p>3</p>	<p>***</p>	

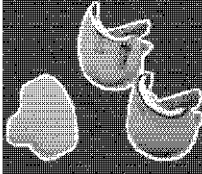


		<ul style="list-style-type: none"> Décalage dorsal de la tige pour un alignement correct dans le canal médullaire. 				
Encompass 1st Metatarsal resurfacing implant  OsteoMed	CoCr	<ul style="list-style-type: none"> Quatre tiges à ailettes qui fournissent de la stabilité et empêchent les rotations ; Revêtement titane et HAP encouragent l'ostéointégration ; Surface articulaire avec faible profil qui promeut la préservation osseuse ; 	Arthrite dégénérative et post-traumatique en présence d'un bon stock osseux et de l'intégrité de la base de la phalange avec : <ul style="list-style-type: none"> Hallux limitus ; Hallux valgus ; Articulation MTP instable ou douloureuse. 	5	***	
Encompass Lesser Metatarsal Resurfacing Implant  OsteoMed	Tige avec revêtement titane et HAP	<ul style="list-style-type: none"> Conçu anatomiquement pour améliorer l'articulation avec la phalange proximale ; Technique rationnelle qui résulte en une diminution du temps de pose. Implant monobloc qui ne requiert aucun assemblage et aucune assistance pendant l'implantation. 		2	***	
HemiCAP et HemiCAP DF  Arthrosurface	Tête en CoCr Tige en TA6V	<ul style="list-style-type: none"> Implant fixé par une vis qui donne un bon ancrage ; Courbure de la tête améliore l'influence dorsale de l'articulation et prévient le risque de repousse des ostéophytes ; Vis d'ancrages modulaires fournissent une flexibilité intra-opératoire optimale ; Surface articulaire en CoCr lisse pour minimiser la tenue sur la surface opposée ; Vis conique pour optimiser l'interface os-vis ; 	<ul style="list-style-type: none"> Hallux valgus de stade II, III ou IV pour la première articulation MTP ; Pathologies des rayons latéraux comme la maladie de Freiberg. 	1 ^{er} rayon : 4 Rayons latéraux : 6	***	Carpenter, Smith [5] : - Suivi d'environ 27,3 mois ; - 100% de satisfaction patient ; - Augmentation significative du score AOFAS de 30.84 à 89.31 ; - Aucune complication relevée. Gheorghiu, Coles [6] : - Suivi d'environ 47 mois ; - score AOFAS de 66,5 ; - score FADI de 63,7 ; - 55% de patient satisfait ou plutôt satisfait ; - Complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ Douleur pour 58,3% des patients ;

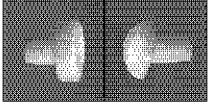

		<ul style="list-style-type: none"> • Résection osseuse minimale permettant de future fusion articulaire si nécessaire ; • Implant anatomique qui maintient la longueur des métatarsiens ; • Pas de filetage standardisé pour une décompression et une profondeur précise. 				<ul style="list-style-type: none"> ➤ Restrictions sévères de la mobilité articulaire ; ➤ 58% de patient avec un affaissement de la prothèse de 1 à 6 mm. <p>Meriç, Erduran [7] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 24,2 mois ; - Augmentation du score AOFAS de 33,9 à 81,6 - Le seuil de douleur à diminué de 84% à 12,1% - Mobilité améliorée de 22,8° à 69,6° ; - Complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ Retrait pour 7,14% des patients pour articulation rigide et une douleur
Implant pour héli-arthroplastie de la base de la phalange ou de la tête du métatarse						
<p>Cannulated Implants for forefoot joints</p>  <p>Vilex</p>	<p>1^{ère} articulation MTP : CoCr ou TA6V</p> <p>Rayons latéraux : Tête : CoCr Base : TA6V</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Forme elliptique et concave pour remplacer la base de la phalange proximale ; • Forme sphérique et convexe pour remplacer la tête des métatarsiens ; • Surface articulaire avec fini miroir pour minimiser la friction et formé pour maintenir la gamme de mouvement sans induire de douleur ou altérer la biomécanique du pied ; • Canule fournissant un mécanisme de positionnement précis ; • Deux trous de positionnement fournissant un mécanisme pour suturer l'implant aux tissus 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux limitus, hallux rigidus ou articulation raide ; • Douleur due aux articulations impactées ; • Détérioration de l'articulation. 	<p>Rayons latéraux : 5 (têtes) 5 (bases)</p> <p>1^{er} rayon : 20</p>	**	

		mous pendant l'ostéointégration.				
Movement Great Toe System  Integra	CoCr Tige avec revêtement titane	<ul style="list-style-type: none"> Implants pour réalisation d'hémi-arthroplastie ou d'arthroplastie totale ; Composants pour l'arthroplastie totale pouvant être mélangés pour s'adapter aux différentes anatomies ; Implant canulé pour faciliter l'implantation ; Alésage conique maintenant les attaches de tissus et l'appareil sésamoïdien permettant une résection osseuse minimale et facilitant une reprise chirurgicale ; Guide de coupe dorsale des métatarsiens permettant une cheilectomie précise des ostéophytes dorsaux lors de l'implantation des composants métatarsiens. 	Non renseigné	4 composants phalangiens 4 composants métatarsiens	**	
Implant pour arthroplastie totale						
Kinetik Great Toe Implant System  Kinetikos medical	Composant métatarsien : CoCr Composant phalangien : TA6V + UHMWPe	<ul style="list-style-type: none"> Implant non-contraint permettant d'obtenir une gamme de mouvement anatomique complète ; Bride dorsale sur les composants métatarsiens étendant la gamme de mouvement dorsale ; Matériaux biocompatibles causant peu de réaction des tissus par rapport aux implants non-métalliques ; 	<ul style="list-style-type: none"> Ostéoarthrose de la première articulation MTP ; Arthrite rhumatoïde ; Trauma ; Hallux rigidus/limitus ; Hallux valgus avec maladie articulaire dégénérative ; Chirurgie antérieure. 	Non renseigné	**	

		<ul style="list-style-type: none"> • Tige avec design optimal améliorant la stabilité de l'implant ; • Composants interchangeables et gamme de taille complète donnant une adaptation précise ; • Instrumentation simple permettant d'obtenir des résultats reproductibles. 				
ToeMobile Great Toe Endoprosthesis  Merete	Composant métatarsien : CoCr Composant phalangien : TA6V + UHMWPE	<ul style="list-style-type: none"> • Implant métatarsien conçu anatomiquement et avec une surface articulaire hautement polie ; • Remodelage de phalange proximale en polymère assemblée avec une tige conique métallique ; • Nécessite obligatoirement un cimentage ; • Prothèse préservant l'articulation MTP et maintenant le complexe sésamoïdien. 	<ul style="list-style-type: none"> • Articulation MTP avec changement dégénératif douloureux ; • Hallux rigidus stade 3 ou 4 ; • Hallux valgus et hallux rigidus ; • Hallux limitus avec arthrofibrose douloureuse ; • Reprise de chirurgie après résection phalangienne modérée. 	4 composants métatarsiens 9 composants phalangiens	**	
Metafit  Depuy	Composant métatarsien : CoCr avec dépôt de titane et d'HAP Composant phalangien : Tige en CoCr avec dépôt de Titane et d'HAP et	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse conçue pour la première articulation MTP ; • L'insert phalangien doit être de la même taille que le composant métatarsien ; • L'implant phalangien peut accueillir toutes les tailles d'insert (le mixage admis et de +/- une taille) ; • L'insert du composant phalangien est en rotation libre autour de l'axe ; 	Non renseigné	3 Composants métatarsiens 4 Composants phalangiens + 12 inserts (3 tailles avec 4 épaisseurs différentes)	**	

	insert en UHMWPE	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse adaptée pour une préservation des sésamoïdes. 				
 <p>Rotoglide</p> <p>Implants International</p>	<p>Tige d'ancrage : CoCr avec revêtement titane+HAP</p> <p>Composant phalangien : UHMWPE</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Conçu pour restaurer un mouvement anatomique optimal ; • Préservation du stock osseux aussi grande que possible ; • Géométrie à l'interface os/implant est traité avec un revêtement de HAP et de poudre de titane déposé par injection plasma ; • Dépôt à l'interface encourage une ostéointégration rapide ; • Surface articulaire polie pour améliorer les caractéristiques tribologiques et le PE a été spécialement traité pour s'y adapter ; • Instrumentation simple. 	Non renseigné	<p>3 composants métatarsiens</p> <p>4 composants phalangiens</p>	**	
 <p>BioAction</p> <p>Osteomed</p>	<p>Composant métatarsien : CoCr</p> <p>Composant phalangien : titane et UHMWPE</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse avec composants modulaires ; • Nécessite une résection plantaire de 10° ; • Section des tiges métatarsiennes rectangulaires et section des tiges phalangiennes circulaire. 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrite de la première articulation MTP ; • Hallux valgus ; • Hallux rigidus. 	<p>3 composants métatarsiens</p> <p>4 composants phalangiens</p>	**	<p>Sinha, McNamara [8] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 61 mois ; - Score AOFAS de 62 ; - 57% de satisfaction patient ; - Complications : <ul style="list-style-type: none"> ➢ 93,3% de composants phalangiens et 86,6% de composants métatarsiens montrent des signes d'affaissement ; ➢ 14,3% de retrait à cause d'une douleur importante.
Total Toe	Composant métatarsien : CoCr avec revêtement	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse conçue pour éliminer la douleur articulaire ; • Modularité entre toutes les tailles de composant métatarsien et phalangien ; 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrose ; • Arthrite traumatique ; • Arthrite rhumatoïde ; • Hallux Valgus ; • Hallux rigidus ; 	<p>4 composants métatarsiens</p> <p>4 composants phalangiens</p>	**	<p>Koenig and Horwitz [9] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi de 5 ans ; - 83,5% de très bons résultats ; - Augmentation du score de Koenig de 31,7 à 88,0 ;

 <p>Biomet</p>	<p>titane poreux</p> <p>Composant phalangien : Titane et UHMWPE</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Prothèse avec design anatomique pour s'adapter à la zone d'implantation ; • Tige d'ancrage des composants métatarsiens recouverte de Ti poreux pour favoriser l'ostéointégration. 	<ul style="list-style-type: none"> • Arthrite métabolique. 		<p>- 16,4% de complications :</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ 6,6% de reprises ; ➤ 3,3% de retrait ; ➤ Douleurs ; ➤ Hallux Valgus persistant ; ➤ Œdème, irritation au chaussage et mauvaise apparence.
<p>ReFlexion 1st MPJ Implant</p>  <p>OsteoMed</p>	<p>Composant métatarsien : CoCr et tige en titane</p> <p>Composant phalangien : UHMWPE et tige en titane</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Système d'implant trois pièces pour la reconstruction de la première articulation MTP ; • Implant prévu pour réduire la douleur, pour une fonction anatomique supérieure et une longévité accrue ; • Tige en cône une stabilité géométrique et sécurise la position de l'implant dans l'os • Instrumentation simple à base d'une technique de forage. 	<p>Reconstruction des articulations MTP douloureuse ou sévèrement malade due à :</p> <ul style="list-style-type: none"> • De l'ostéoarthrite ; • de l'arthrite rhumatoïde ; • arthrite survenue après un traumatisme ; • Reprise d'une arthroplastie antérieure. 	<p>25 combinaisons possibles</p>	<p>Fuhrmann, Wagner [10] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 39 mois ; - Amélioration du score AOFAS de 51 à 74 ; - Amélioration de la dorsiflexion de 25° à 45° - Complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ 9% de révisions à cause d'une douleur trop importante. <p>Ess, Hamalainen M Fau - Leppilahti [11] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 24 mois ; - Amélioration du score AOFAS de 41 à 84 ; - 60% de bons résultats ; - Amélioration du mouvement de flexion de 15° et d'extension de 25° ; - Complications : <ul style="list-style-type: none"> ➤ 10% de révision ; ➤ Hallux Valgus récurrent ; ➤ Une infection superficielle ; ➤ Une subluxation avec douleur faible.
<p>Toefit-plus</p>  <p>Smith & Nephew</p>	<p>Composant métatarsien : CoCr + tige d'ancrage en TA6V</p> <p>Composant phalangien : UHMWPE +</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Système d'implant modulaire pour l'hémiarthroplastie ou l'arthroplastie totale ; • Implant non cimenté fixé dans l'os grâce à une tige filetée auto taraudante qui assure une bonne stabilité primaire ; 	<ul style="list-style-type: none"> • Hallux rigidus avec arthrose légère à sévère ; • Arthrose post-traumatique avancée ; • Arthrite rhumatoïde ; • Reprise d'une chirurgie antérieure. 	<p>3 composants métatarsiens</p> <p>2 composants phalangiens</p> <p>4 tiges d'ancrages</p>	<p>Gupta and Mallya [12] :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Suivi d'environ 12,2 mois ; - Augmentation significative du score AOFAS de 39,4 à 76,7 ; - Diminution du seuil de douleur de 8 à 31,5 (échelle de 0 à 40 où 40 indique aucune douleur) ; - Augmentation de la fonction articulaire de 24,4 à 34,6 (échelle de 0 à 40) ;

	tige d'ancrage en TA6V	<ul style="list-style-type: none"> Conditions idéales pour une ostéointégration grâce au sablage ostéophile sur la tige. 				<ul style="list-style-type: none"> Complications : <ul style="list-style-type: none"> Mauvais alignement articulaire (5%) ; 5% de subluxation articulaire.
<p>Molana MTP</p>  <p>Moje</p>	<p>Céramique de Zircone</p> <p>+ Dépôt de céramique bio actif</p>	<ul style="list-style-type: none"> Implant prévu pour réduire la douleur, pour maintenir et restaurer la mobilité ; Matériaux céramique avec une très bonne biocompatibilité ; Technique simple, ne nécessitant pas d'abrasion et de ciment. 	<ul style="list-style-type: none"> Hallux rigidus. 	<p>3 composants métatarsiens</p> <p>4 composants phalangiens</p>	*	<p>Barwick and Talkhani [13] :</p> <ul style="list-style-type: none"> Suivi d'environ 26 mois ; 80% de patient staisfait ou très satisfait ; score AOFAS moyen de 80 Complications : <ul style="list-style-type: none"> 62,5% de patient avec des douleurs ; 12,5% des patients se sont vus proposer une révision de chirurgie ; 16% de mauvais alignement dû à une inclinaison dorsale excessive du composant phalangien ; 25% d'ossification dans l'espace articulaire.
<p>Press-fit Plus MTP</p>  <p>Moje</p>	<p>Céramique de Zircone</p>	<ul style="list-style-type: none"> Implant créé pour réduire la douleur, pour maintenir et restaurer la mobilité en garantissant une bonne résistance de l'articulation ; Implant en céramique avec une très bonne biocompatibilité ; Technique simple ne nécessitant pas d'abrasion et de ciment Montage press-fit de la prothèse. 	<ul style="list-style-type: none"> Hallux rigidus ; Arthrose dégénérative post infectieuse et post traumatique des articulations MTP ; Révision d'une chirurgie de Keller-Brandes antérieure ; Arthrite rhumatoïde ou causée par une maladie métabolique ; Hallux Valgus avec arthrose à l'articulation MTP. 	<p>6 composants métatarsiens</p> <p>5 composants phalangiens</p>	*	

Date : 15/01/2015

Signature : YC

Bibliographie :

1. Ashford, R.L., et al., *A retrospective analysis of Swanson Silastic® double-stemmed great toe implants with titanium grommets following podiatric surgery for arthritic joint disease*. The Foot, 2000. **10**(2): p. 69-74.
2. Lemon, B. and G.R. Pupp, *Long-Term efficacy of total SILASTIC™ implants: A subjective analysis*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 1997. **36**(5): p. 341-346.
3. Harrison, W.J. and J.M. Loughhead, *Silastic metatarsophalangeal arthroplasty: Very long-term results of single-stem implants in degenerative joint disease*. The Foot, 2003. **13**(3): p. 146-150.
4. Kissel, C.G., et al., *A Prospective Investigation of the Biopro® Hemi-Arthroplasty for the First Metatarsophalangeal Joint*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2008. **47**(6): p. 505-509.
5. Carpenter, B., et al., *Surgical Treatment of Hallux Rigidus Using a Metatarsal Head Resurfacing Implant: Mid-term Follow-up*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2010. **49**(4): p. 321-325.
6. Gheorghiu, D., C. Coles, and J. Ballester, *Hemiarthroplasty for Hallux Rigidus: Mid-Term Results*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2015. **54**(4): p. 591-593.
7. Meriç, G., et al., *Short-Term Clinical Outcomes After First Metatarsal Head Resurfacing Hemiarthroplasty for Late Stage Hallux Rigidus*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2015. **54**(2): p. 173-178.
8. Sinha, S., et al., *Survivorship of the bio-action metatarsophalangeal joint arthroplasty for hallux rigidus: 5-year follow-up*. Foot and Ankle Surgery, 2010. **16**(1): p. 25-27.
9. Koenig, R.D. and L.R. Horwitz, *The Biomet Total Toe System utilizing the koenig score: A five-year review*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 1996. **35**(1): p. 23-26.
10. Fuhrmann, R.A., A. Wagner, and J.O. Anders, *First metatarsophalangeal joint replacement: the method of choice for end-stage hallux rigidus?* Foot and Ankle Clinics, 2003. **8**(4): p. 711-721.
11. Ess, P., J. Hamalainen M Fau - Leppilahti, and J. Leppilahti, *Non-constrained titanium-polyethylene total endoprosthesis in the treatment of hallux rigidus. A prospective clinical 2-year follow-up study*. (1457-4969 (Print)).
12. Gupta, S. and N. Mallya, *TOEFIT-PLUS™ replacement of the first metatarsophalangeal joint of the first toe: A short-term follow-up study*. The Foot, 2008. **18**(1): p. 20-24.

13. Barwick, T.W. and I.S. Talkhani, *The MOJE total joint arthroplasty for 1st metatarso-phalangeal osteoarthritis: A short-term retrospective outcome study*. *The Foot*, 2008. **18**(3): p. 150-155.

Bibliographie

- M. O. Akkurt, H. Sesen, M. Ozdemir, M. F. Catma, and I. Demirkale. Reduced postoperative functional length ratio influences patient satisfaction in first metatarsophalangeal joint replacement. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 55(4) :743–747, 2016.
- Arthrosurface. Hemicap toe implants. [en ligne]. Disponible sur <<https://www.arthrosurface.com/products/toe/toe-implants/>> (Consulté en, 2017).
- R. B. Ashman, J. Y. Rho, and C. H. Turner. Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics*, 22(8-9) :895–900, 1989.
- ASTM F136-13. Standard specification for wrought Titanium-6Aluminium-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401). *ASTM International*, 2013. 5 p.
- ASTM F1537-11. Standard specification for wrought Cobalt-28Chromium-6Molybdenum alloys for surgical implants (UNS R31537, UNS R31538, and UNS R31539). *ASTM International*, 2011. 4 p.
- ASTM F2129-15. Standard test method for conducting cyclic potentiodynamic polarization measurements to determine the corrosion susceptibility of small implant devices. *ASTM International*, 2015. 9 p.
- S. Baiotto. Modèle viscoélastique de remodelage osseux : approches théorique, numérique et expérimentale. Thèse de doctorat. *Université Paris XII - Val de Marne. Faculté des sciences et technologies*, 2004. 172 p.
- M. Bardelli, L. Turelli, and G. Scoccianti. Definition and classification of metatarsalgia. *Foot and Ankle Surgery*, 9(2) :79–85, 2003.
- T. W. Barwick and I. S. Talkhani. The MOJE total joint arthroplasty for 1st metatarsophalangeal osteoarthritis : A short-term retrospective outcome study. *The Foot*, 18(3) :150–155, 2008.
- B. A. Behrens, A. Bouguecha, I. Nolte, A. Meyer-Lindenberg, C. Stukenborg-Colsman, and T. Pressel. Strain adaptive bone remodelling : Influence of the implantation technique. *Medicine Meets Engineering*, 133 :33–44, 2008.
- B. A. Behrens, I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman, and A. Bouguecha. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur : Influence of the boundary conditions. *Biomedical Engineering Online*, 8 :7, 2009.

- J.-P. Bonjour. Calcium and phosphate : A duet of ions playing for bone health. [en ligne]. (créée le 12 mai 2011) Disponible sur <<https://www.cerin.org/wp-content/uploads/2011/05/Diaporama-vo-bonjour.pdf>> (consulté en, 2017).
- B. R. Burroughs, B. Hallstrom, G. J. Golladay, D. Hoeffel, and W. H. Harris. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes : An in vitro study. *The Journal of Arthroplasty*, 20(1) :11–19, 2005.
- W. C. Van Burskirk, S. C. Cowin, and R. N. Ward. Ultrasonic measurements of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(2) : 67–72, 1981.
- B. Carpenter, J. Smith, T. Motley, and A. Garrett. Surgical treatment of hallux rigidus using a metatarsal head resurfacing implant : Mid-term follow-up. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 49(4) :321–325, 2010.
- D. R. Carter and W. C. Hayes. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 59(7) :954–962, 1977.
- Centre podiatrique Lambert. Centre podiatrique lambert : Radiographie numérique. [en ligne]. Disponible sur <<http://centrepodiatriquelambert.com/soins/radiographie-numerique-3/>> (consulté en, 2017).
- R. A. Cerrato. Freiberg’s disease. *Foot and Ankle Clinics*, 16(4) :647–658, 2011.
- Y. H. Chee, N. Clement, I. Ahmed, C. E. Thomson, and J. N. A. Gibson. Functional outcomes following ceramic total joint replacement for hallux rigidus. *Foot and Ankle Surgery*, 17(1) : 8–12, 2011.
- N. D. Clement, D. MacDonald, G. F. Dall, I. Ahmed, A. D. Duckworth, H. S. Shalaby, and . J. McKinley. Metallic hemiarthroplasty for the treatment of end-stage hallux rigidus : Mid-term implant survival, functional outcome and cost analysis. *Bone and Joint Journal*, 98-B(7) : 945–951, 2016.
- Collège des Enseignants de Neurologie. Trouble de la marche et de l’équilibre. [en ligne]. Disponible sur <<https://www.cen-neurologie.fr/deuxieme-cycle%20/trouble-marche-lequilibre>> (consulté en, 2017).
- L. L. Corso, L. de F. Spinelli, F. Schnaid, C. D. Zanrosso, and R. J. Marczak. Optimization of a cemented femoral prosthesis considering bone remodeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1), 2016.
- M. J. Coughlin and P. S. Shurnas. Hallux rigidus : Grading and long-term results of operative treatment. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 85-A(11) :2072–2088, 2003.
- Y. Couqueberg, R. Augoyard, M. Augoyard, V. Berry-Kromer, C. Bouby, and L. Girod. A statistical study of metatarsal anatomy : Toward the design of wide-range prosthetic solutions. *Foot and Ankle Specialist*, 2017. Published online.

- M. Dalmau-Pastor, B. Fargues, E. Alcolea, N. Martinez-Franco, P. Ruiz-Escobar, J. Vega, and P. Golano. Extensor apparatus of the Lesser Toes : Anatomy with clinical implications - topical review. *Foot and Ankle International*, 35(10) :957–969, 2014.
- M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaard, and L. Van Erning. Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5) :523–535, 1993.
- K. Daniilidis, N. Martinelli, A. Marinozzi, V. Denaro, G. Gosheger, Z. Pejman, and T. Buchhorn. Recreational sport activity after total replacement of the first metatarsophalangeal joint : A prospective study. *International Orthopaedics*, 34(7) :973–979, 2010.
- A. S. Dickinson. Activity and loading influence the predicted bone remodeling around cemented hip replacements. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(4) :1–10, 2014.
- A. S. Dickinson. Activity intensity, assistive devices and joint replacement influence predicted remodelling in the proximal femur. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(1) : 181–194, February 2016.
- M. Doblaré and J. M. Garcia. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biomechanics*, 35(1) :1–17, 2002.
- X. N. Dong and X. E. Guo. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. *Journal of Biomechanics*, 37(8) :1281–1287, 2004.
- H. Doya, N. Haraguchi, H. Niki, M. Takao, and H. Yamamoto. Proposed novel unified nomenclature for range of joint motion : method for measuring and recording for the ankles, feet, and toes. *Journal of Orthopaedic science*, 15(4) :531–539, 2010.
- J. J. Drago, L. Oloff, and A. M. Jacobs. A comprehensive review of hallux limitus. *Journal of Foot Surgery*, 23(3) :213–220, 1984.
- N. S. Duncan, N. G. Farrar, and R. A. Rajan. Early results of first metatarsophalangeal joint replacement using the ToeFit-Plus prosthesis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 53(3) : 265–268, 2014.
- J. E. Dunn, C. L. Link, D. T. Felson, M. G. Crincoli, J. J. Keysor, and J. B. McKinlay. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American Journal of Epidemiology*, 159(5) :491–498, 2004.
- A. D. Elliott, A. J. Borgert, and T. S. Roukis. A prospective comparison of clinical, radiographic, and intraoperative features of hallux rigidus : Long-term follow-up and analysis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 55(3) :547–561, 2016.
- M. Erdil, K. Bilsel, Y. Imren, S. Mutlu, O. Guler, V. Gurkan, N. M. Elmadag, and I. Tuncay. Metatarsal head resurfacing hemiarthroplasty in the treatment of advanced stage hallux rigidus : outcomes in the short-term. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 46(4) : 281–285, 2012.

- M. Erdil, N. M. Elmadag, G. Polat, N. Tuncer, K. Bilsel, V. Ucan, O. F. Erkokak, and C. Sen. Comparison of arthrodesis, resurfacing hemiarthroplasty, and total joint replacement in the treatment of advanced hallux rigidus. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 52(5) :588–593, 2013.
- A. Faraj. Management of hallux rigidus. *Orthopaedics and Trauma*, 22(6) :422–427, 2008.
- FDA. Guidance document for testing orthopedic implants with modified metallic surfaces apposing bone or bone cement. *U.S. Food and Drug Administration*, 1997. 10 p.
- E. J. Fraser, M. Sullivan, J. P. Panti, P. Rositano, J. Walton, and S. Fung. Computed tomography measurements of the lesser metatarsal heads : Anatomic considerations for surgeons performing distal metatarsal osteotomies. *Foot and Ankle Surgery*, 23(4) :230–235, 2017.
- N. Garijo, N. Verdonschot, K. Engelborghs, J. M. Garcia-Aznar, and M. A. Perez. Subject-specific musculoskeletal loading of the tibia : Computational load estimation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65 :334–343, 2017.
- D. A. Garzon-Alvarado and D. Linero. Comparative analysis of numerical integration schemes of density equation for a computational model of bone remodelling. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(11) :1189–1196, 2012.
- D. Gheorghiu, C. Coles, and J. Ballester. Hemiarthroplasty for hallux rigidus : Mid-term results. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(4) :591–593, 2015.
- R. Ghosh and S. Gupta. Bone remodelling around cementless composite acetabular components : The effects of implant geometry and implant-bone interfacial conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 32 :257–269, 2014.
- E. Giza, M. Sullivan, S. Ocel, G. Lundeen, M. Mitchell, and L. Frizzell. First metatarsophalangeal hemiarthroplasty for hallux rigidus. *International Orthopaedics*, 34(8) :1193–1198, 2010.
- H. Gong, L. Kong, R. Zhang, J. Fang, and M. Zhao. A femur-implant model for the prediction of bone remodeling behavior induced by cementless stem. *Journal of Bionic Engineering*, 10 : 350–358, 2013.
- J. M. Gregg, T. Schneider, and P. Marks. MR imaging and ultrasound of metatarsalgia - the lesser metatarsals. *Radiologic clinics of North America*, 46(6) :1061–1078, 2008.
- N. L. Griffin and B. G. Richmond. Cross-sectional geometry of the human forefoot. *Bone*, 37 (2) :253–260, 2005.
- I. T. Haider, A. D. Speirs, P. E. Beaulé, and H. Frei. Influence of ingrowth regions on bone remodelling around a cementless hip resurfacing femoral implant. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(12) :1349–1357, 2015.
- K. Hassan, C. Poornachandra, S. Walters, and S. Ali. Short-term follow-up of ceramic press fit first metatarso-phalangeal joint arthroplasty. *The Foot*, 16(3) :142–144, 2006.

- A. Idhammad, A. Abdali, and N. Alaa. Computational simulation of the bone remodeling using the finite element method : An elastic-damage theory for small displacements. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, 10(32), 2013.
- INSEE. Population totale par sexe et âge au 1^{er} janvier 2017 : Bilan démographique 2016. [en ligne.] Disponible sur <<https://www.insee.fr/fr/statistiques/1892086?sommaire=1912926>> (consulté en, 2017).
- H. A. C. Jacob. Biomechanics of the forefoot. Thèse de doctorat. *University of Strathclyde, Glasgow*, 1989. 424 p.
- C. R. Jacobs, M. E. Levenston, G. S. Beaupré, J. C. Simo, and D. R. Carter. Numerical instabilities in bone remodeling simulations : The advantages of a node-based finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 28(4) :449–459, 1995.
- M.-C. Jacquier. La biologie de l'os. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.futura-sciences.com/sante/dossiers/medecine-osteoporose-perde-masse-osseuse-948/page/2/>> (consulté en, 2010).
- N. Kanzaki, T. Nishiyama, T. Fujishiro, S. Hayash, S. Hashimoto, R. Kuroda, and M. Kurosaka. Flexible hinge silicone implant with or without titanium grommets for arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 22(1) :42–45, 2011.
- A. I. Kapandji. *Physiologie articulaire tome 2 : Membre inférieur (5^e édition)*. Éditions Maloine, 2006. 351 p.
- T. S. Keller. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*, 27(9) :1159–1168, 1994.
- P. J. Kim, D. Hatch, L. A. Didomenico, M. S. Lee, B. Kaczander, G. Count, and M. Kravette. A multicenter retrospective review of outcomes for arthrodesis, hemi-metallic joint implant, and resectional arthroplasty in the surgical treatment of end-stage hallux rigidus. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 51(1) :50–56, 2012.
- K. F. Konkel and A. G. Menger. Mid-term results of titanium hemi-great toe implants. *Foot and Ankle International*, 27(11) :922–929, 2006.
- K. F. Konkel, A. G. Menger, and S. A. Retzlaff. Results of metallic hemi-great toe implant for grade III and early grade IV hallux rigidus. *Foot and Ankle International*, 30(7) :653–660, 2009.
- H. Kura, Z. P. Luo, H. B. Kitaoka, and K. N. An. Quantitative analysis of the intrinsic muscles of the foot. *The Anatomical Record*, 249(1) :143–151, 1997.
- E. Lakatos and I. Botjar. Trabecular bone adaptation in a finite element frame model using load dependent fabric tensors. *Mechanics of Materials*, 44 :130–138, 2012.
- A. Largey, F. Bonnel, F. Canovas, G. Subsol, S. Chemouny, and F. Banegas. Three-dimensional analysis of the intrinsic anatomy of the metatarsal bones. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 46(6) :434–441, 2007.

- S. Lee, C. K. Chung, S. H. Oh, and S. B. Park. Correlation between bone mineral density measured by dual-energy X-ray absorptiometry and hounsfield units measured by diagnostic CT in lumbar spine. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 54(5) :384–389, 2013.
- G. Li, J. E. Pierce, and J. H. Herndon. A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system. *Journal of Biomechanics*, 39(3) :522–529, 2006.
- Q.-Y. Li, J. Jin, X.-S. Weng, J. Lin, Y.-D. Zhang, and G.-X. Qiu. Primary clinical evaluation of the joint replacement for the treatment of the first metatarsophalangeal arthritis. *Chinese Medical Sciences Journal*, 26(1) :14–19, 2011.
- S.-H. Liao, R.-F. Tong, and J.-X. Dong. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 88(3) :197–209, 2007.
- P. Léna. Polyarthrite rhumatoïde : le nouveau thérapeutique. [en ligne]. Disponible sur <<http://sante.lefigaro.fr/actualite/2011/05/29/10895-polyarthrite-rhumatoide-renouveau-therapeutique>> (consulté en, 2017).
- N. M. G. Maas, M. Van Der Grinten, W. M. Bramer, and G.-J. Kleinrensink. Metatarsophalangeal joint stability : a systematic review on the plantar plate of the lesser toes. *Journal of Foot and Ankle research*, 9(32) :1–10, 2016.
- M. M. Machado, P. R. Fernandes, V. Zymbal, and F. Baptista. Human proximal femur bone adaptation to variations in hip geometry. *Bone*, 67 :193–199, 2014.
- J. Martinez-Reina, L. Reina, J. Dominguez, and J. M. Garcia-Aznar. A bone remodelling model including the effect of damage on the steering of BMUs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 32 :99–112, 2014.
- I. W. W. McGraw, S. S. Jameson, and C. S. Kumar. Mid-term results of the MOJE hallux MP joint replacement. *Foot and Ankle International*, 31(7) :592–599, 2010.
- H. B. Menz. *Foot Problems in Older People*, chapter 8 - Disorders of the toes, pages 149–177. Elsevier, 2004.
- H. B. Menz, A. Tiedemann, M. M. S. Kwan, K. Plumb, and S. R. Lord. Foot pain in community-dwelling older people : an evaluation of the manchester foot pain and disability index. *Rheumatology*, 45(7) :863–867, 2006.
- Merete. Toemobile great toe endoprosthesis. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.mereteusa.com/products/foot-surgery/135-toemobile.html>> (Consulté en, 2017).
- G. Meric, M. Erduran, A. Atik, O. Kose, A. E. Ulusal, and D. Akseki. Short-term clinical outcomes after first metatarsal head resurfacing hemiarthroplasty for late stage hallux rigidus. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(2) :173–178, 2015.
- M. U. Mermerkaya and H. Adli. A comparison between metatarsal head-resurfacing and total metatarsophalangeal joint arthroplasty as surgical treatments for hallux rigidus : A retrospective study with short- to midterm follow-up. *Clinical Interventions in Aging*, 11 :1805–1813, 2016.

- Metasurg. Biomotion cannulated first mpj hemi system. [en ligne]. Disponible sur <http://footandanklefixation.com/fixation_video/metasurg-biomotion-1st-mpj-hemi-implant-system/> (consulté en, 2017).
- A. O. Mølster, O. D. Lunde, and M. Rait. Hallux rigidus treated with the swanson silastic hemi-joint prosthesis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 51 :853–856, 1980.
- Moje. Moje keramik-implantate. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.moje.de/en/molana-mtp.html>> (consulté en, 2017).
- E. F. Morgan, Z. D. Mason, K. B. Chien, A. J. Pfeiffer, G. L. Barnes, T. A. Einhorn, and L. C. Gerstenfeld. Micro-computed tomography assessment of fracture healing : Relationships among callus structure, composition, and mechanical function. *Bone*, 44(2) :335–344, 2009.
- S. Morgan, A. Ng, and T. Clough. The long-term outcome of silastic implant arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint : A retrospective analysis of one hundred and eight feet. *International Orthopaedics*, 36(9) :1865–1869, 2012.
- C. Muehleman, R. Lidtke, A. Berzins, J. H. Becker, S. Shott, and D. R. Sumner. Contributions of bone density and geometry to the strength of the human second metatarsal. *Bone*, 27(5) : 709–714, November 2000.
- M. T. Nagy, C. R. Walker, and S. P. Sirikonda. Second-generation ceramic first metatarsophalangeal joint replacement for hallux rigidus. *Foot and Ankle International*, 35(7) :690–698, 2014.
- S. Nataf. Le tissu osseux. [en ligne]. Disponible sur <<http://histoblog.viabloga.com/texts/le-tissu-osseux--2009->> (consulté en, 2009).
- C. Nery, M. J. Coughlin, D. Baumfeld, F. C. Raduan, F. Catena, B. D. Dutra, and M. A. Percope de Andrade. Lesser metatarsal phalangeal joint arthroscopy : Anatomic description and comparative dissection. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2014.
- C. Nery, M. Coughlin, D. Baumfeld, F. Raduan, T. Szejnfeld Mann, and F. Catena. How to classify plantar plate injuries : parameters from history and physical examination. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 50(6) :720–728, 2015.
- D. R. P. Neumann, C. Thaler, W. Hitzl, M. Huber, T. Hofstädter, and U. Dorn. Long-term results of a contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty : A 10-year follow-up study. *The Journal of Arthroplasty*, 25(5) :700–708, 2010.
- NF EN ISO 21534. Implants chirurgicaux non actifs - implants de remplacement d'articulation - exigences particulières. *AFNOR*, page 13 p., 2009.
- NF EN ISO 5832-3. Implants chirurgicaux - produits à base de métaux - partie 3 : Alliage corroyé à base de titane, d'aluminium-6 et de vanadium-4. *AFNOR*, 2016. 20 p.
- NF ISO 5832-12. Implants chirurgicaux - matériaux métalliques - partie 12 : Alliage corroyé à base de cobalt, de chrome et de molybdène. *AFNOR*, 2007. 6 p.

- NIH. Next-generation ct scanner provides better images with minimal radiation. [en ligne]. Disponible sur <<https://www.nih.gov/news-events/news-releases/next-generation-ct-scanner-provides-better-images-minimal-radiation>> (consulté en, 2017).
- Nutrisport. Les os. [en ligne]. Disponible sur <<https://nutrisport0.wordpress.com/2016/08/10/les-os/>> (consulté en, 2017).
- OMS. Activité physique. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs385/fr/>> (consulté en, 2017).
- A. Pakdel, J. Fialkov, and C. M. Whyne. High resolution bone material property assignment yields robust subject specific finite element models of complex thin bone structures. *Journal of Biomechanics*, 49(9) :1454–1460, 2016.
- J. Parvizi. *High Yield Orthopaedics (1^{re} édition)*. Elsevier, 2010. 528 p.
- Pearltrees. Cycle de remodelage osseux. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.pearltrees.com/tpeagta/redaction/id9918917/item101399822>> (consulté en, 2017).
- A. D. Perler, V. Nwosu, D. Christie, and K. Higgins. End-stage osteoarthritis of the great toe/hallux rigidus : A review of the alternatives to arthrodesis : Implant versus osteotomies and arthroplasty techniques. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 30(3) :351–395, 2013.
- S. M. Raikin and J. Ahmad. Comparison of arthrodesis and metallic hemiarthroplasty of the hallux metatarsophalangeal joint. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 90 : 171–180, 2008.
- A. Ray. Métatarsalgies : diagnostic et prise en charge. *Revue Médicale Suisse*, 9 :2366–2370, 2013.
- B. Regnault. *The Foot : Pathology, Aetiology, Semiology, Clinical Investigation and Therapy*, chapter Disorders of the Great Toe, pages 249–290. Springer, 1986.
- D. T. Reilly and A. H. Burstein. The mechanical properties of cortical bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 56(5) :1001–1022, 1974.
- B. Van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Sumner, T. M. Turner, and J. O. Galante. The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5) :369–382, 1993.
- P. Ronconi, N. Martinelli, F. Cancilleri, A. Marinozzi, G. Marineo, and V. Denaro. Hemiarthroplasty and distal oblique first metatarsal osteotomy for hallux rigidus. *Foot and Ankle International*, 32(2) :148–152, 2011.
- J. Rossant-Lumbroso and L. Rossant. L’arthrose. [en ligne]. Disponible sur <http://www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie/sa_785_arthrose.htm> (consulté en, 2017).
- Sanofi. L’arthrose, une maladie des articulations. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.sanofi-arthrose.fr/larthrose-en-detail/>> (consulté en, 2017).

- S. K. Sarrafian and L. K. Topouzian. Anatomy and physiology of the extensor apparatus of the toes. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 51-A(4) :669–679, 1969.
- S. Scheiner, P. Pivonka, and C. Hellmich. Coupling systems biology with multiscale mechanics, for computer simulations of bone remodeling. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 254 :181–196, 2013.
- J.-L. Schlienger. The story of the torment of podagra (gout). *Médecine des maladies métaboliques*, 8(2) :230–234, 2014.
- J. J. Schreiber, P. A. Anderson, H. G. Rosas, A. L. Buchholz, and A. G. Au. Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength : A tool for osteoporosis management. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 93(11) :1057–1063, 2011.
- J. M. Schuberth. Hammer toe syndrome. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 38(2) : 166–178, 1999.
- Y. Servais. Goutte. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.docteurcliv.com/maladie/goutte.aspx>> (consulté en, 2017).
- A. Sethu, D. C. D’Netto, and B. Ramakrishna. Swanson’s silastic implants in great toes. *The Bone and Joint Journal*, 62-B(1) :83–85, 1980.
- G. B. Sharma, R. E. Debski, P. J. McMahon, and D. D. Robertson. Adaptive glenoid bone remodeling simulation. *Journal of Biomechanics*, 42(10) :1460–1468, 2009.
- V. B. Shim, R. P. Pitto, and I. A. Anderson. Quantitative CT with finite element analysis : Towards a predictive tool for bone remodelling around an uncemented tapered stem. *International Orthopaedics*, 36(7) :1363–1369, 2012.
- K. Shirzad, C. D. Kiesau, J. K. DeOrio, and S. G. Parekh. Lesser toe deformities. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 19(8) :505–514, 2011.
- K. H. Simons, P. Van der Woude, F. W. M. Faber, P. M. Van Kampen, and B. J. W. Thomasen. Short-term clinical outcome of hemiarthroplasty versus arthrodesis for end-stage hallux rigidus. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(5) :848–851, 2015.
- R. W. Simpson-White, G. Joseph, and M. Z. G. M. Khan. Prosthetic replacement arthroplasty as a salvage operation for failed procedures of the first metatarsophalangeal joint : A small series and literature review. *The Foot*, 17(4) :174–177, 2007.
- S. Sinha, P. McNamara, M. Bhatia, L. Louette, and I. Stephens. Survivorship of the bio-action metatarsophalangeal joint arthroplasty for hallux rigidus : 5-year follow-up. *Foot and ankle Surgery*, 16(1) :25–27, 2010.
- Société Canadienne du Cancer. Anatomie et physiologie d’un os. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/cancer-type/bone/bone-cancer/the-bones/?region=qc>> (consulté en, 2017).
- C. Sorbie and G. A. B. Saunders. Hemiarthroplasty in the treatment of hallux rigidus. *Foot and Ankle International*, 29(3) :273–281, 2008.

- M. W. Steel, K. A. Johnson, M. A. DeWitz, and D. M. Ilstrup. Radiographic measurements of the normal adult foot. *Foot and Ankle*, 1(3) :151–158, 1980.
- D. R. Suarez, H. Weinans, and F. Van Keulen. Bone remodelling around a cementless glenoid component. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(6) :903–913, 2012.
- E. M. Suero, K. N. Meyers, and W. H. O. Bohne. Stability of the metatarsophalangeal joint of the lesser toes : A cadaveric study. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(12) :1995–1998, 2012.
- W. Sung, L. Weil, L. S. Weil, and T. Stark. Total first metatarsophalangeal joint implant arthroplasty : A 30-year retrospective. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 28(4) : 755–761, 2011.
- A. B. Swanson. Implant arthroplasty for the great toe. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 85 :75–81, 1972.
- E. W. ter Keurs, S. Wassink, B. J. Burger, and P. C. G. Hubach. First metatarsophalangeal joint replacement : Long-term results of a double stemmed flexible silicone prosthesis. *Foot and Ankle Surgery*, 17(4) :224–227, 2011.
- Thion-médical. Centre d’ortho-podologie et d’orthopédie : Affaissement de la voûte plantaire. [en ligne]. Disponible sur <<https://www.thion-medical.com/fr/62-affaissement-de-la-voute-plantaire>> (consulté en, 2017).
- J. L. Thomas, M. W. Kunkel, R. Lopez, and D. Sparks. Radiographic values of the adult foot in a standardizes population. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 45(1) :3–12, 2006.
- A. G. Titchener, N. S. Duncan, and R. A. Rajan. Outcome following first metatarsophalangeal joint replacement using Toefit-Plus : A mid-term alert. *Foot and Ankle Surgery*, 21(2) :119–124, 2015.
- P. K. Tomaszewski, N. Verdonschot, S. K. Bulstra, J. S. Rietman, and G. J. Verkerke. Simulated bone remodeling around two types of osseointegrated implants for direct fixation of upper leg prostheses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 15 :167–175, 2012.
- Tornier. Futura forefoot implant arthroplasty products, 2010.
- A. W. L. Turner, R. M. Gillies, R. Sekel, P. Morris, W. Bruce, and W. R. Walsh. Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results. *Journal of Orthopaedic Research*, 23 :705–712, 2005.
- C. H. Turner, S. C. Cowin, J. Y. Rho, R. B. Ashman, and J. C. Rice. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 23(6) :549–561, 1990.
- J. Verhaar, S. Bulstra, and G. Walenkamp. Silicone arthroplasty for hallux rigidus implant wear and osteolysis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(1) :30–33, 1989.
- J. H. Volker. Muscles of the foot. [en ligne]. Disponible sur <<https://www.earthslab.com/anatomy/muscles-of-the-foot/#content-first-layer>> (consulté en, 2017).

- T. Voskuijl and R. Onstenk. Operative treatment of osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint : Arthrodesis versus hemiarthroplasty. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(6) : 1085–1088, 2015.
- C. Wang, Q. Li, C. McLean, and Y. Fan. Numerical simulation of dental bone remodeling induced by implant-supported fixed partial denture with or without cantilever extension. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 29(10) :1134–1147, 2013.
- X. Wang, C. D. L. Thomas, J. G. Clement, R. Das, H. Davies, and J. W. Fernandez. A mechanostatistical approach to cortical bone remodelling : an equine model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(1) :29–42, 2016.
- S. Wassink, B. J. Burger, N. P. Saragas, J. Asuncion-Marquez, L. Trtik, and J. Harlaar. A prospective 24 months follow-up of a three component press-fit prosthesis for hallux rigidus. *Foot and Ankle Surgery*, 23(3) :157–162, 2016.
- H. Weinans, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *Journal of Biomechanics*, 25(12) :1425–1441, 1992.
- R. J. Wenger and R. C. Whalley. Total replacement of the first metatarsophalangeal joint. *The Bone and Joint Journal*, 60-B(1) :88–92, 1978.
- J. Wolff. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin A. Hirchwild, 1892. translated as : The Law of Bone Remodeling by P. Maquet and R. Furlong, Springer-Verlag, Berlin, 1986, 300 p.
- T. M. Wright. Joint stability in total knee arthroplasty : What is the target for a stable knee? *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 25 :25–28, 2017.
- Wright Medical. Lmhi : Lesser metatarsal head implant. [en ligne]. Disponible sur <<http://www.wright.com/footandankleproducts/lmh-lesser-metatarsal-head>> (consulté en, 2017).
- W. Wu. An analysis and comparison of convergence and uniqueness of time-independent bone adaptation models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1(3) : 223–232, 1998.
- Q.-H. Zhang, A. Cossey, and J. Jong. Stress shielding in periprosthetic bone following a total knee replacement : Effects of implant material, design and alignment. *Medical Engineering and Physics*, 38(12) :1481–1488, 2016.
- Z. Zosibash, N. Trabelsi, and C. Milgrom. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of biomechanics*, 40(16) :3688–3699, 2007.

Abstract

This doctoral thesis, the result of a collaboration between LEMTA laboratory and Novastep company, explains the design of a metatarsal head resurfacing prosthesis of the lateral toes (2nd, 3rd or 4th toes). These toes can be affected by several pathologies, including arthritis and Freiberg's disease, which are painful and can be crippling in everyday life. Although many prosthetic solutions for the resurfacing of the metatarsal heads are available on the market, they are often developed for the first toe only. Novastep's prosthesis was developed to afford a viable solution for the treatment of those pathologies in other toes as well.

The development of this prosthesis requires several steps which are :

- the definition of medical and mechanical requirements which must be taken into account ;
- the design of the prosthesis ;
- the development of the surgical technique, that is, the instrumentation for setting up the prosthesis) ;
- mechanical and clinical testing to verify the performance of the prosthesis.

This design cycle permits justification of the device's performance necessary to obtain to market approval.

In parallel with the resurfacing prosthesis, a study of metatarsal bone remodeling after implantation was realized. This study aimed to present and validate a protocol for the preparation of finite element models of bone remodeling from patient specific computed-tomography data. It also permitted analysis of the impact of the Novastep's prosthesis on the metatarsal and comparison of those results with results obtained with a competitor's equivalent prosthesis (LMHI of Wright Medical).

To our knowledge, this study was the first on the bone remodeling of a prosthetic metatarsal. In the long term, this work could lead to the creation of a decision-making tool for designers for the technological choices of prosthesis design.

Keywords : Resurfacing prosthesis AND Metatarsophalangeals joints AND Bone remodeling

Résumé

Cette thèse, née d'une collaboration entre le laboratoire LEMTA et l'entreprise Novastep, a pour but de concevoir une prothèse de resurfaçage des têtes métatarsiennes des rayons latéraux (2^e, 3^e et 4^e orteils). Ces rayons sont touchés par de nombreuses pathologies (arthrose, maladie de Freiberg, ...) pouvant engendrer des douleurs et être handicapantes au quotidien. Bien que de nombreuses solutions prothétiques pour le resurfaçage des têtes métatarsiennes soient disponibles sur le marché, elles sont en majorité conçues pour le resurfaçage du 1^{er} rayon. La prothèse de Novastep est donc prévue pour offrir une solution viable pour le traitement de ces pathologies.

Le développement de la prothèse passe par plusieurs étapes qui sont :

- la recherche des exigences médicales et mécaniques à respecter ;
- la conception de la prothèse ;
- la mise au point de la technique opératoire (instrumentation pour la pose) ;
- la réalisation des essais (vérification des performances de la prothèse.

Ce cycle de conception permet de justifier les performances de la prothèse dans l'optique d'obtenir l'autorisation de mise sur le marché.

En parallèle de la conception de la prothèse de resurfaçage, une étude de remodelage des métatarsiens après implantation a été effectuée. Cette étude a pour but, dans un premier temps, de présenter et valider un protocole pour la préparation de modèles EF de remodelage osseux à partir de données tomodensitométriques spécifiques au patient. Dans un deuxième temps, cette étude a permis d'analyser l'impact de la prothèse de Novastep sur l'os et de comparer ces résultats avec ceux obtenus pour une prothèse concurrente (LMHI de Wright Medical). Dans un dernier temps, l'influence de différents paramètres de la loi de remodelage et du modèle a été étudiée. À notre connaissance, ce travail est le premier portant sur le remodelage osseux d'un métatarsien prothésé.

À terme, ce travail pourra aboutir à la création d'un outil d'aide à la décision destiné aux concepteurs pour les choix technologiques de design des prothèses et aux chirurgiens pour sélectionner la technique chirurgicale la plus adaptée à chaque patient. Pour ce faire, il sera nécessaire de valider les résultats issus des prévisions numériques de remodelage avec des résultats cliniques post-opératoires.

Mots clés : prothèse de resurfaçage ET articulations métatarsophalangiennes ET remodelage osseux