THÈSE

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME (Poitiers)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique, Énergétique (Poitiers)
Secteur de recherche : Biomécanique

Présentée par :
Kévin Aubert

Analyse biomécanique de l'expansion osseuse pour la réduction et la stabilisation de fracture de structures cortico-spongieuses : Application au plateau tibial

Directeur(s) de Thèse :
Arnaud Germaneau, Philippe Rigoard, Tanguy Vendeuvre

Soutenue le 22 novembre 2021 devant le jury

Jury :

Président	**Nadia Bahlouli**	Professeure, ICube, Université de Strasbourg
Rapporteur	**Patrick Chabrand**	Professeur, ISM, Université d'Aix-Marseille
Rapporteur	**Alexandre Terrier**	Professeur, École Polytechnique Fédérale, Lausanne, Suisse
Membre	**Elvire Servien**	Professeure et praticien Hospitalier, Université de Lyon
Membre	**Michel Rochette**	Directeur de recherches, ANSYS, Villeurbanne

Pour citer cette thèse :
Kévin Aubert. *Analyse biomécanique de l'expansion osseuse pour la réduction et la stabilisation de fracture de structures cortico-spongieuses : Application au plateau tibial* [En ligne]. Thèse Biomécanique. Poitiers : Université de Poitiers, 2021. Disponible sur Internet <http://theses.univ-poitiers.fr>

THÈSE

Pour l'obtention du Grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École Doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique et Énergétique

Secteur de Recherche : Biomécanique

Présentée par :

Kévin AUBERT

****

Analyse biomécanique de l'expansion osseuse pour la réduction et la stabilisation de fracture de structures cortico-spongieuses : Application au plateau tibial

****

Directeurs de Thèse : Arnaud Germaneau, Tanguy Vendeuvre, Philippe Rigoard

****

Soutenue le 22 novembre 2021

devant la Commission d'Examen

****

JURY

Mme. N. Bahlouli	PU, Université de Strasbourg	Présidente
M. P. Chabrand	PU, Université d'Aix-Marseille	Rapporteur
M. A. Terrier	PU, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne	Rapporteur
Mme. E. Servien	PU-PH, Université Lyon I	Examinatrice
M. M. Rochette	Directeur de recherches, Ansys France	Examinateur
M. A. Germaneau	MCU HDR, Université de Poitiers	Directeur
M. T. Vendeuvre	PH, CHU Poitiers	Directeur
M. P. Rigoard	PU-PH, Université de Poitiers	Directeur

À Robert,

qui a su garantir le bonheur de ses enfants et petits-enfants.

REMERCIEMENTS

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je remercie sincèrement les membres du Jury de prendre le temps d'évaluer mes travaux. Je tiens à exprimer ma gratitude à Messieurs les Professeurs Patrick Chabrand et Alexandre Terrier pour avoir accepté d'être rapporteurs de ma thèse. Je suis honoré de la présence dans le Jury de Mesdames les Professeures Elvire Servien et Nadia Bahlouli et de Monsieur Michel Rochette. Je remercie également Monsieur Thierry Marchal et Monsieur Mathieu Severyns pour l'intérêt qu'ils portent à mon travail.

Je tiens à adresser ma profonde reconnaissance à Monsieur Arnaud Germaneau et Monsieur Tanguy Vendeuvre qui m'ont permis de mener ce travail de recherche dans d'excellentes conditions. Leurs expertises, leurs analyses, leurs conseils, et leur recul ont guidé ces travaux. À tous les deux, je vous adresse un immense merci pour votre bienveillance, votre énergie et pour m'avoir accordé votre confiance. Je remercie également vivement Monsieur le Professeur Philippe Rigoard pour m'avoir accueilli dans le laboratoire PRISMATICS et pour ses encouragements.

Par ailleurs, je tiens à remercier Monsieur Michel Rochette pour m'avoir octroyé le privilège de réaliser mes travaux en partenariat avec la société Ansys France et pour sa confiance. Je remercie profondément Monsieur Wenfeng Ye pour ses conseils et sa disponibilité et j'adresse des remerciements sincères à l'équipe «Healthcare» de Villeurbanne pour leurs conseils et nos discussions.

Je remercie Monsieur le Professeur Karl Joulain qui dirige l'Institut Pprime de l'Université de Poitiers (UPR CNRS 3346) et Monsieur le Professeur Mihai Arghir qui dirige le département de Génie Mécanique et Systèmes Complexes pour m'avoir permis de réaliser ma thèse au sein de leur structure. Je souhaite témoigner ma reconnaissance à Monsieur le Professeur Valéry Valle pour ses conseils et le partage de sa formidable expertise en photomécanique. J'adresse aussi mes remerciements à tous les membres du département Génie Mécanique et Systèmes Complexes (GMSC) qui ont permis le bon déroulé de ma thèse, je dédie une attention particulière à Monsieur Christian Normand pour son support et son ingéniosité.

Merci à Monsieur Cyril Brèque pour ses explications, son inventivité et sa bienveillance au laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'ABS Lab.

Je remercie les anciens étudiants que j'ai eu la chance d'encadrer lors de projets et de stages Universitaires pour leurs contributions à mes travaux de thèse. Particulièrement, je remercie Nicolas Michel, Angela Casazza et Arthur Thépault pour leur sérieux et leurs talents.

J'aimerais remercier les manipulateurs et manipulatrices radio qui ont consacré une partie de leur temps à l'acquisition de données essentielles aux travaux de ma thèse.

Merci aux anciens et actuels doctorants du département GMSC, du laboratoire PRISMATICS et de Ansys France. Merci Prasanth pour ton soutien, ton calme et ta sagesse. Nicolas, merci pour nos échanges d'idées et de coups de poing sur les tatamis. Erwan, ce fut un plaisir d'avoir traversé cette aventure avec toi, merci. Fanny, François, Endri, Abdel, je vous remercie pour nos conversations passionnantes et je vous souhaite le meilleur pour votre odyssée.

Enfin, j'exprime toute ma gratitude à ceux qui me soutiennent indéfectiblement et grâce à qui tout est possible. Je ne saurais dire ô combien j'éprouve de la reconnaissance envers mes parents, Maryline et Jean-Michel, et envers ma grand-mère, Nicole. Florian, Emmanuel et Djulian, merci pour votre générosité de cœur. Océane, merci d'ensoleiller mon quotidien, chaque moment passé avec toi est du pur bonheur, je crois que je ne m'en lasserai jamais…

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE 12

CHAPITRE I – CONTEXTE CLINIQUE ET ENJEUX 16

I.1 Introduction 16

I.2 L'os humain 16
I.2.1 Le squelette humain 16
I.2.1.1 Les os du squelette humain 16
I.2.1.2 Les repères anatomiques 17
I.2.2 Anatomie et physiologie d'une articulation, l'exemple du genou 18
I.2.2.1 Les structures osseuses 18
I.2.2.2 Les os de l'articulation du genou 19
I.2.2.3 La mobilité des structures osseuses, l'interaction avec les tissus mous 20
I.2.2.4 Les surfaces articulaires 22
I.2.3 Le renouvellement et la reconstruction osseuse 23
I.2.3.1 L'os à l'échelle cellulaire 23
I.2.3.2 Les mécanismes du remaniement osseux 24
I.2.3.3 Les mécanismes de fractures et l'ostéoporose 25
I.2.3.4 La reconstruction et le remodelage osseux après un traumatisme 26
I.2.3.5 Les facteurs favorisants la reconstruction et le remodelage osseux après un traumatisme 27

I.3 Les fractures du plateau tibial et leur prise en charge clinique 29
I.3.1 Rappels anatomiques 29
I.3.1.1 Généralités 29
I.3.1.2 La stabilité de l'articulation tibio-fémorale 30
I.3.1.3 Les sollicitations subies par le genou 31
I.3.1.4 Les variabilités anatomiques 32
I.3.2 Les mécanismes de fractures des plateaux tibiaux 34
I.3.2.1 Épidémiologie 34
I.3.2.2 La compression axiale 34
I.3.2.3 La compression en valgus forcé ou varus forcé 35
I.3.2.4 Les traumatismes sagittaux et frontaux 35
I.3.3 Les classifications 36
I.3.4 Les prises en charge cliniques 37
I.3.4.1 L'évaluation pré-opératoire 37
I.3.4.2 Les gestes chirurgicaux 38
I.3.4.3 Les méthodes chirurgicales mini-invasives, l'exemple de la Tubéroplastie 40
I.3.4.4 Les critères cliniques d'évaluation 43
I.3.4.5 Le traitement post-opératoire et ses impacts médico-socio-économiques 43

I.4 Études biomécaniques de la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial 45
I.4.1 Approches expérimentales 45
I.4.2 Métrologie pour le couplage simulation - expérimentation 47
I.4.2.1 Le stéréo-suivi de marqueurs 47
I.4.2.2 La corrélation d'images volumiques (DVC) 49

I.5 Conclusion du chapitre I 52

CHAPITRE II – MODELISATION NUMERIQUE PATIENT-SPECIFIQUE 54

II.1 Introduction 54

II.2 La modélisation numérique de l'os et de geste chirurgical 55
II.2.1 Les méthodes de modélisation géométrique 55
II.2.1.1 La numérisation par imageries médicales 55
II.2.1.2 Le traitement de l'image 56
II.2.1.3 La segmentation d'image 57
II.2.1.4 Les modèles géométriques par reconstruction 3D 60
II.2.2 La modélisation par éléments finis patient-spécifique 61
II.2.2.1 Maillage éléments finis 62
II.2.2.2 Propriétés matériaux 65
II.2.2.3 Conditions aux limites et contacts 66
II.2.2.4 Type d'analyse 67
II.2.2.5 Résolution d'un modèle éléments finis 68
II.2.3 Vérification, évaluation et validation de modèles 70
II.2.3.1 Mesures de distance entre deux géométries numériques 70
II.2.3.2 La vérification des méthodes numériques 71
II.2.3.3 L'évaluation des modèles numériques 72
II.2.4 Exemples d'applications 73
II.2.4.1 La prédiction de fracture ostéoporotique 73
II.2.4.2 L'optimisation et la compréhension biomécanique des méthodes chirurgicales 73
II.2.4.3 Les gestes Médico – Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) 76
II.2.5 Conclusion 78

II.3 Numérisation, segmentation et reconstruction numérique des fractures du plateau tibial 79
II.3.1 Numérisation des fractures du plateau tibial 79
II.3.1.1 Les scanners à rayons X disponibles 79
II.3.1.2 La calibration des systèmes d'imageries 80
II.3.2 Du traitement de l'image à la reconstruction de structures osseuses : ModelFrac 80
II.3.2.1 Le traitement de l'image 81
II.3.2.2 La segmentation 83
II.3.2.3 La reconstruction géométrique 85
II.3.3 Évaluation des variabilités inter et intra-opérateurs 85
II.3.3.1 Matériels et méthodes 86
II.3.3.2 Résultats 88
II.3.3.3 Discussion 90
II.3.3.4 Conclusion 92

II.4 Conclusion du chapitre II 94

CHAPITRE III – ANALYSE STATISTIQUE FORMES : LE CAS DU PLATEAU TIBIAL 96

III.1 Introduction 96

III.2 L'analyse statistique de formes 97
III.2.1 Construction d'une famille formes 97
III.2.1.1 Définitions 97
III.2.1.2 Représentation géométrique 97
III.2.1.3 Alignement 98
III.2.2 Modélisation statistique de formes 100

III.2.2.1 Les modèles statistiques de formes construits par processus Gaussien 100
III.2.2.2 Incorporer des déplacements connus : le modèle postérieur 104
III.2.2.3 Les modèles statistiques de formes construits à partir des variabilités morphologiques 105
III.2.3 Reconstruction de formes à l'aide d'un modèle statistique 108
III.2.4 Exemples d'applications 108
III.2.4.1 L'analyse statistique de formes pour la segmentation 109
III.2.4.2 L'analyse statistique de formes pour l'étude des variabilités morphologiques osseuses 109
III.2.4.3 Analyse statistique de formes pour améliorer les protocoles cliniques 109
III.2.5 Conclusion 111

III.3 L'analyse statistique de formes appliquée aux plateaux tibiaux pour la planification chirurgicale ... 112
III.3.1 Les besoins cliniques 112
III.3.2 Matériels et méthodes 112
III.3.2.1 Collecte de données 112
III.3.2.2 Scripts Scala et bibliothèque Scalismo 115
III.3.2.3 Mise en correspondance 116
III.3.2.4 Analyse en Composantes Principales (ACP) 119
III.3.3 Le modèle statistique de plateau tibial 119
III.3.3.1 Les modes de variations principaux 119
III.3.3.2 Compacité du modèle 120
III.3.3.3 Généralité du modèle 121
III.3.4 Prédiction de la forme saine d'un plateau tibial fracturé 123
III.3.4.1 Préparation des plateaux tibiaux tronqués 123
III.3.4.2 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué connu par le modèle 126
III.3.4.3 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué inconnu par le modèle 128
III.3.4.4 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué inconnue par le modèle : modèle augmenté 131
III.3.5 Discussion 134
III.3.6 Application à un cas clinique réel 137

III.4 Conclusion du chapitre III 139

CHAPITRE IV - ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA REDUCTION DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL 142

IV.1 Introduction 142

IV.2 Contexte et enjeux 143
IV.2.1 Rappels sur la réduction des fractures du plateau tibial 143
IV.2.1.1 Le geste chirurgical 143
IV.2.1.2 L'évaluation du geste chirurgical 145
IV.2.2 Les besoins cliniques 145
IV.2.3 Le ballonnet chirurgical 145
IV.2.4 État de l'art 146
IV.2.4.1 Planification chirurgicale virtuelle 146
IV.2.4.2 Modélisation du gonflement de ballonnets chirurgicaux 146
IV.2.4.3 Analyses expérimentales de la réduction de fracture 149

IV.3 Modélisation numérique de la réduction de fracture du plateau tibial 150
IV.3.1 Le cas clinique étudié 150
IV.3.2 L'enjeu de l'insertion du ballonnet 150
IV.3.3 Modélisation de la réduction par déploiement du ballonnet 151
IV.3.3.1 Modélisation du ballonnet et de son insertion 151

IV.3.3.2 Maillage et propriétés matériaux ... 152
IV.3.3.3 Conditions aux limites ... 152
IV.3.3.4 Simulation et traitement des données ... 153
IV.3.3.5 Résultats obtenus ... 154
IV.3.3.6 Discussion ... 155
IV.3.4 Modélisation de la réduction par déformation du ballonnet ... 157
IV.3.4.1 Modélisation du ballonnet, de son insertion et de son environnement ... 157
IV.3.4.2 Maillage et propriétés matériaux ... 157
IV.3.4.3 Conditions aux limites ... 158
IV.3.4.4 Simulation et traitement des données ... 159
IV.3.4.5 Évaluation de la réduction simulée ... 159
IV.3.4.6 Résultats ... 159
IV.3.4.7 Discussion ... 161
IV.3.4.8 Comparaison avec la forme saine prédite par analyse statistique de formes ... 162
IV.3.5 Évaluation de la modélisation numérique de réduction de fracture par une approche expérimentale ... 164
IV.3.5.1 Modèle expérimental de fracture de type Schatzker III ... 164
IV.3.5.2 Modèle numérique de fracture de type Schatzker III ... 164
IV.3.5.3 Confrontation entre l'expérimentation et la simulation numérique ... 166
IV.3.5.4 Discussion ... 166

IV.4 Analyse expérimentale de la réduction de fracture ... 168
IV.4.1 Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs ... 168
IV.4.1.1 Préparation des spécimens ... 168
IV.4.1.2 Stéréo-suivi de marqueurs et acquisition d'images par CT-scan clinique ... 169
IV.4.1.3 Traitement des données ... 171
IV.4.1.4 Évaluation du comportement de la séparation lors de la réduction de fracture ... 171
IV.4.1.5 Évaluation du comportement de l'enfoncement lors de la réduction de fracture ... 172
IV.4.2 Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par corrélation d'images volumiques ... 176
IV.4.2.1 Pré-étude : évaluation de la DVC par micro-translations unidirectionnelles ... 176
IV.4.2.2 Matériels et méthodes ... 179
IV.4.2.3 Résultats ... 181
IV.4.2.4 Discussion ... 183

IV.5 Conclusion du chapitre IV ... 184

CHAPITRE V – ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA STABILISATION DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL ... 186

V.1 Introduction ... 186

V.2 Contexte et enjeux ... 187
V.2.1 Rappels sur la stabilisation des fractures du plateau tibial ... 187
V.2.1.1 Le geste chirurgical ... 187
V.2.1.2 Le traitement post-opératoire ... 187
V.2.2 Les besoins cliniques ... 187
V.2.3 État de l'art ... 188

V.3 Modélisation numérique de la stabilisation des fractures du plateau tibial ... 190
V.3.1 Le cas clinique étudié ... 190
V.3.2 Matériels et méthodes ... 190
V.3.2.1 Numérisation ... 190

V.3.2.2 Segmentations et reconstructions géométriques 190
V.3.2.3 Modélisation du matériel chirurgical 191
V.3.2.4 Choix de la taille des éléments du maillage éléments finis 193
V.3.2.5 Propriétés matériaux 195
V.3.2.6 Conditions aux limites et contacts 197
V.3.2.7 Simulation et traitement des données 198
V.3.3 Résultats 199
V.3.4 Discussion 204
V.3.4.1 La stabilisation réalisée par le chirurgien 205
V.3.4.2 La remise en charge précoce 205
V.3.4.3 L'injection de ciment PMMA et le type de vis 205
V.3.4.4 Les scénarios d'une remise en charge à long terme 206
V.3.4.5 Limitations et validité du modèle 207
V.3.5 Conclusion partielle 208

V.4 Évaluation de la méthode de modélisation 209
V.4.1 Vers la validation de modèles 209
V.4.2 Matériels et méthodes 210
V.4.2.1 Les cas étudiés 210
V.4.2.2 Le système de chargement 211
V.4.2.3 Le système d'imagerie 212
V.4.2.4 La corrélation d'images volumiques (DVC) 212
V.4.2.5 La modélisation numérique 213
V.4.3 Résultats 214
V.4.4 Discussion 219

V.5 Conclusion du chapitre V 222

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES 224

BIBLIOGRAPHIE 230

LISTE DES ILLUSTRATIONS 249

LISTE DES TABLEAUX 258

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES 263

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GENERALE

Le genou est une articulation particulièrement sollicitée lors de la marche ou lors d'activités quotidiennes. Elle constitue un système composé de structures osseuses et de tissus mous capables de supporter de fortes charges tout en offrant une grande amplitude de mouvements. Malgré la faculté fascinante de l'os à s'adapter aux contraintes et à se régénérer, les structures osseuses de l'articulation du genou peuvent se fracturer. Ces fractures osseuses apparaissent généralement lors de chocs de plus ou moins grande intensité et peuvent être favorisées par des pathologies telles que l'ostéoporose.

Les fractures du plateau tibial sont des traumatismes représentant 1 % de toutes les fractures osseuses dans la population générale et 8 % dans la population des personnes âgées. Touchant les surfaces articulaires du genou, ces fractures induisent une perte de mobilité et nécessitent généralement une prise en charge chirurgicale. En fonction de la complexité et du type de fractures, différentes techniques chirurgicales peuvent être pratiquées.

En chirurgie orthopédique et traumatologique, les techniques conventionnelles dites « À ciel ouvert » permettent de visualiser pleinement les fragments osseux et d'interagir directement avec eux par l'intermédiaire de larges incisions. Depuis une trentaine d'années, de nouvelles techniques dites « Mini-invasives » permettent de réduire et de stabiliser les fractures osseuses en limitant l'invasivité. Ces techniques consistent généralement à réduire des fractures en compression en redonnant de la hauteur à la structure osseuse à l'aide de ballonnets, de crics, de chasse greffons ou encore de stents. Par la suite, la cavité créée par l'augmentation osseuse est comblée avec du ciment, des substituts osseux ou de l'os afin d'assurer la stabilisation et la consolidation de la fracture. En pratique clinique, ces nouvelles techniques présentent des avantages essentiels d'un point de vue de la morbidité, de la rapidité de récupération et de la qualité de la réduction de fracture. D'un point de vue économique, la réduction du temps opératoire et la diminution des risques de complication contribuent à diminuer le coût des soins. Pour tout cela, elles sont de plus en plus utilisées.

Récemment, des travaux, conduits au CHU de Poitiers par le Dr Tanguy Vendeuvre, ont été réalisés pour étendre l'application de la chirurgie mini-invasive au cas de fractures du plateau tibial. Cette technique, appelée "Tubéroplastie" se déroule en deux phases : la réduction et la stabilisation. Durant la phase de réduction, la Tubéroplastie propose de restaurer la surface articulaire en déplaçant les fragments osseux par gonflement d'un ballonnet. Cette phase, réalisée sans visualisation directe des fragments, nécessite un planning chirurgical minutieux et un contrôle régulier par imagerie per-opératoire. Durant la phase de stabilisation, des vis et des plaques peuvent être employées puis du ciment PMMA (Poly méthacrylate de méthyle) est injecté dans le foyer de fracture. Le matériel chirurgical est inséré par voies mini-invasives et son emplacement est réalisé à partir d'imagerie per-opératoire.

Il apparait que la planification et l'optimisation du geste chirurgical sont des tâches exigeantes qui nécessitent une prise en compte des paramètres spécifiques au patient en matière de morphologie de la fracture, de comportement des structures osseuses et des habitudes de vie. Dans ce contexte, le besoin d'investiguer plusieurs scénarios de chirurgie pour un cas clinique donné est exprimé par les chirurgiens. Une solution pour répondre à ce besoin semble être la modélisation numérique patient-spécifique de structures osseuses. Ce type d'approche prospère en biomécanique depuis quelques années mais son application aux problématiques de la chirurgie orthopédique et traumatologique doit encore être explorée.

Notre travail propose de développer et évaluer des méthodes numériques permettant de fournir des informations pertinentes pour le planning chirurgical en intégrant les données morphologiques et comportementales spécifiques au patient. Pour cela, quatre structures ont collaboré fournissant ainsi : une expertise en modélisation et simulation numérique au travers de la société **Ansys France**, une expertise en biomécanique, métrologie et anatomie au travers de **l'Institut Pprime** et du laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, **l'ABS Lab** ; une expertise clinique et anatomique au travers du Centre Hospitalier Universitaire de Poitiers avec le **laboratoire PRISMATICS** (Predictive Research In Spine/neuromodulation Management And Thoracic Innovation in Cardiac Surgery).

Le travail présenté dans cette thèse propose trois approches numériques pour l'aide au planning chirurgical et une méthode de mesures expérimentales des champs de déplacements volumiques associés aux fragments osseux lors de la réduction de fracture. La première approche numérique permet de déterminer la forme saine d'un plateau tibial fracturé par analyse statistique de formes. La deuxième approche numérique propose la simulation numérique de la réduction de fracture du plateau tibial par modélisation patient-spécifique. Enfin, la troisième approche propose la simulation numérique de la stabilisation de fracture du plateau tibial pour caractériser l'influence du type de stabilisation et de la durée de convalescence. Les travaux seront présentés en cinq chapitres.

Dans le premier chapitre, les contextes anatomiques et cliniques seront présentés ainsi que l'état de l'art relatif aux approches expérimentales. La première partie de ce chapitre sera dédiée à la description du matériau vivant qu'est l'os humain et de ses propriétés d'adaptation et de reconstruction. Par l'exemple de l'articulation du genou, nous verrons comment les structures osseuses et les tissus mous interagissent pour constituer le système musculosquelettique humain. La deuxième partie de ce chapitre énoncera l'environnement mécanique du plateau tibial sain par une description des surfaces de contact et des efforts articulaires et périarticulaires permettant la stabilité active et passive du genou. Les variabilités morphologiques et structurelles associées au plateau tibial seront abordées afin de mettre en exergue la spécificité de chaque patient. Par la suite, les mécanismes de fractures des plateaux tibiaux et les classifications seront présentés avant de décrire les prises en charge chirurgicales et particulièrement la Tubéroplastie. Les critères d'évaluation de la chirurgie et les traitements post-opératoires seront précisés pour énoncer les enjeux cliniques. La troisième partie de ce chapitre présentera les études expérimentales associées à la prise en charge des fractures du plateau tibial et les outils de métrologie développés par l'équipe Photomechanics & Experimental Mechanics (PEM) de l'Institut Pprime que nous exploiterons.

Le deuxième chapitre sera dédié à la présentation de la modélisation numérique patient-spécifique. Dans une première partie, nous décrirons la méthodologie de modélisation et de simulation sous la forme de huit étapes regroupant celles dédiées à la reconstruction numérique de structures osseuses et celles dédiées à la modélisation patient-spécifique par éléments finis. Une revue de la littérature des modélisations éléments finis permettant la compréhension des comportements biomécaniques associés à la prise en charge des fractures du plateau tibial et les applications à destination de la clinique pour la réduction de fracture sera présentée. Dans la seconde partie, la mise en œuvre des étapes permettant la reconstruction numérique de plateaux tibiaux sains et fracturés sera présentée. Ces étapes ont été regroupées dans un outil numérique nommé "Modelfrac" qui sera présenté et évalué. Cet outil permettra de reconstruire numériquement les structures osseuses saines et fracturées qui seront exploitées dans les chapitres III, IV et V.

Le troisième chapitre sera dédié au développement d'un outil permettant de déterminer la forme saine d'un plateau tibial fracturé par analyse statistique de formes. Pour cela, la première partie présentera les méthodes et les concepts conduisant à la création de modèles statistiques de formes ainsi que des exemples d'applications issus de la littérature. Par la suite, dans une seconde partie, nous présenterons

la mise en œuvre de l'analyse statistique de formes pour l'étude de plateaux tibiaux. Une bibliothèque de plateaux tibiaux avec le condyle latéral tronqué sera établie afin de représenter une zone fracturée à reconstruire. La véracité des reconstructions obtenues sera évaluée et discutée au regard du besoin clinique pour le planning chirurgical de réduction de fractures. Enfin, nous proposerons une mise en contexte clinique en appliquant l'approche numérique à un cas réel de fracture du plateau tibial.

Le chapitre IV proposera une analyse biomécanique de la réduction de fracture du plateau tibial par Tubéroplastie. L'objectif sera de développer des méthodes et des moyens permettant de définir l'influence de l'emplacement du ballonnet chirurgical en prenant en compte les caractéristiques morphologiques et comportementales spécifiques à un cas clinique étudié. Pour cela, les enjeux relatifs au geste chirurgical et à la modélisation du matériel chirurgical seront présentés dans la première partie. La deuxième partie sera dédiée à la modélisation et à la simulation numérique de la réduction de fracture du plateau tibial par l'exemple d'un cas clinique. Une évaluation des solutions numériques proposées sera établie par une confrontation simulation-expérimentation. La troisième partie présentera l'analyse expérimentale de la réduction des fractures du plateau tibial. À l'aide de la méthode de stéréo-suivi de marqueurs, la cinématique des fragments osseux lors de la réduction de fracture sera évaluée sur la surface articulaire. Enfin, la méthode de mesure des champs de déplacements volumiques associés aux fragments osseux lors de la réduction de fracture sera présentée et évaluée.

Le cinquième et dernier chapitre portera sur la modélisation numérique de la stabilisation de fracture du plateau tibial. La première partie présentera une étude numérique visant à caractériser l'influence du type de stabilisation sur la mobilité des fragments osseux, la résistance mécanique et la stimulation osseuse, en modélisant également différents états du remodelage osseux. Cette partie inclura une étude de convergence du maillage pour définir le maillage le plus adapté pour notre approche numérique. La seconde partie présentera les travaux préliminaires destinés à l'évaluation du modèle numérique. Dans cette partie, nous présenterons le développement d'un banc expérimental destiné à la remise en charge de segments anatomiques compatible avec les systèmes d'imagerie à rayons X. Les conditions de chargements expérimentales seront modélisées pour une confrontation simulation-expérimentation. Les premiers résultats de la confrontation basée sur la mesure des champs de déplacement volumiques dans la structure osseuse seront présentés.

CHAPITRE I

I. CHAPITRE I – CONTEXTE CLINIQUE ET ENJEUX

I.1 INTRODUCTION

Ce premier chapitre sera dédié à l'introduction des contextes anatomiques et cliniques. Dans la première partie, le matériau vivant qu'est l'os humain sera décrit ainsi que ses propriétés d'adaptation et de reconstruction. Par l'exemple de l'articulation du genou, nous verrons comment les structures osseuses et les tissus mous interagissent pour constituer le système musculosquelettique humain. Dans la deuxième partie, nous énoncerons l'environnement mécanique du plateau tibial sain par une description des surfaces de contact et des efforts articulaires et périarticulaires permettant la stabilité active et passive du genou. Les variabilités morphologiques et structurelles associées au plateau tibial seront abordées afin de mettre en exergue la spécificité de chaque patient. Par la suite, nous présenterons les mécanismes de fractures des plateaux tibiaux et les classifications puis nous décrirons les prises en charge chirurgicales, dont la Tubéroplastie. Les critères d'évaluation de la chirurgie et les traitements post-opératoires seront précisés pour énoncer les enjeux cliniques. Enfin, la troisième partie de ce chapitre présentera les études expérimentales associées à la prise en charge des fractures du plateau tibial et les outils de métrologie développés par l'équipe Photomechanics & Experimental Mechanics (PEM) de l'Institut Pprime que nous exploiterons.

I.2 L'OS HUMAIN

L'os humain est une matière vivante qui s'organise pour former une structure légère et solide. Ensemble, les os composent le squelette qui permet de se mouvoir et de protéger les organes internes. Dans cette partie, nous aborderons des notions d'ostéologie, sous-discipline de l'anatomie, qui étudie l'os et le squelette humain.

I.2.1 Le squelette humain

I.2.1.1 Les os du squelette humain

Alors que chez le nourrisson on dénombre jusqu'à 270 os, à l'âge adulte le squelette humain est décrit comme composé de 206 os distincts. Pour caractériser et regrouper les os, deux classifications existent.

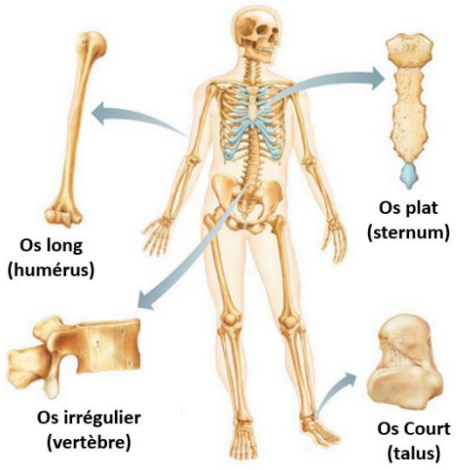


Figure I. 1 : Classification des os selon leur forme
Figure adaptée de Marieb and Hoehn, 2014

La première classification regroupe les os en fonction de leur emplacement anatomique et divise le squelette en deux sous-ensembles. Le premier sous-ensemble est le squelette axial, il regroupe 80 os tels que les os de la cage thoracique, de la tête et de la colonne vertébrale. Ces os ont pour principale fonction de protéger les organes vitaux (système respiratoire, cerveau, centre nerveux…). Le second sous-ensemble est le squelette appendiculaire qui regroupe 126 os parmi lesquels sont présents les os des membres inférieurs et supérieurs. Ils ont pour principale fonction la locomotion et l'interaction avec notre environnement.

La seconde classification (Figure I. 1) regroupe les os du squelette selon leur forme en cinq catégories : **les os longs** soutiennent le poids ou favorisent le mouvement comme le tibia, le fémur et les phalanges**. Les os plats** protègent généralement les organes internes. Le crâne, le sternum et les côtes sont des os plats. **Les os courts** ont une forme semblable à un cube. Ils sont principalement présents dans les articulations, ils favorisent l'amplitude du mouvement et la stabilité. Les os carpiens du poignet et les tarsiens de la cheville sont des os courts. **Les os sésamoïdes** sont des os petits et ronds semblables à une graine de sésame. Ils sont associés à des vestiges de ligaments calcifiés, c'est pourquoi ils ne sont pas tous considérés comme faisant partie du squelette humain. La patella, anciennement nommée la rotule, est le plus gros os sésamoïde du squelette. Enfin, **les os irréguliers** n'appartiennent à aucune des quatre catégories précédentes. Avec une géométrie complexe, les vertèbres, le coccyx et la mandibule sont des os irréguliers.

I.2.1.2 Les repères anatomiques

La position debout et de face est la position de référence dans laquelle les structures anatomiques sont repérées dans l'espace. Un système de trois plans anatomiques orthogonaux deux à deux est associé à la positon de référence pour faciliter la définition de la position et de l'orientation des structures osseuses (Figure I. 2-a).

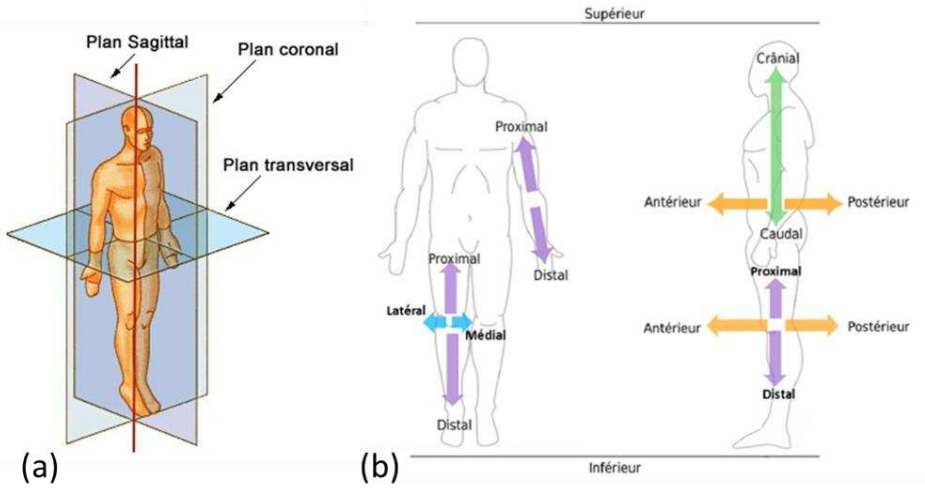


Figure I. 2 : (a) Les trois plans anatomiques de référence. (b) Les directions anatomiques descriptives

Le plan sagittal divise le corps verticalement en deux parties : droite et gauche. L'axe perpendiculaire à ce plan est l'axe médio-latéral. Pour une même structure, la partie médiale correspondra à la zone la plus proche du plan sagittal. À l'inverse, la partie latérale correspondra à la zone éloignée du plan sagittal (Figure I. 2-b)

Le plan frontal (ou coronal) est vertical et perpendiculaire au plan sagittal. Il divise le corps en une partie antérieure et une partie postérieure. L'axe normal à ce plan est l'axe antéro-postérieur (Figure I. 2).

Le plan transversal (ou axial) est horizontal et divise le corps en une partie supérieure et une partie inférieure. L'axe perpendiculaire à ce plan est l'axe supérieur-inférieur. Un plan parallèle au plan transversal est appelé plan transverse (Figure I. 2).

Les termes « proximal » et « distal » sont également utilisés pour identifier la zone d'une structure anatomique par rapport au centre du corps. La partie proximale correspond à la zone la plus proche du tronc, la partie distale sera la partie la plus éloignée. Par exemple, la partie inférieure du tibia, proche de la cheville, sera nommée « distale » tandis que la partie supérieure du tibia, proche de l'articulation du genou, sera nommée « proximale » (Figure I. 2).

I.2.2 Anatomie et physiologie d'une articulation, l'exemple du genou

Une articulation correspond à la zone de jonction entre deux os voisins ayant plus ou moins de mobilités l'un par rapport à l'autre. Lorsqu'elles sont mobiles, les articulations sont composées de ligaments, de tendons et de muscles. Les ligaments relient les os entre eux et garantissent la stabilité de l'articulation. Les muscles sont reliés aux os par l'intermédiaire des tendons afin de créer le mouvement par contraction musculaire.

I.2.2.1 Les structures osseuses

Le tibia, la fibula et le fémur sont des os longs. Ces os sont anatomiquement définis par trois zones ayant chacune une morphologie et une organisation caractéristiques de leur microstructure : la diaphyse, la métaphyse et l'épiphyse (Figure I. 3).

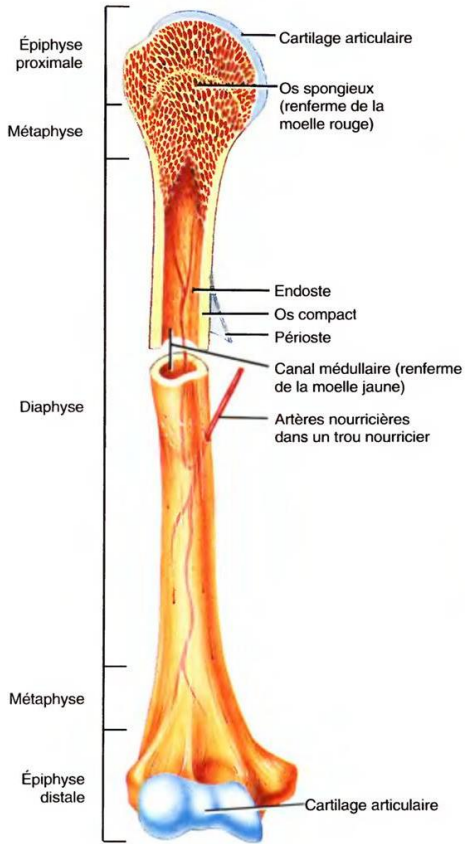


Figure I. 3 : Anatomie et structures des os longs

La diaphyse est la partie médiane d'un os long, de forme tubulaire, elle consiste en un cylindre d'os dense, appelé os cortical, refermant la moelle osseuse. L'épiphyse est située aux extrémités des os longs. Elle est constituée d'os très poreux, appelé os trabéculaire, contenu dans une enveloppe d'os cortical. La surface arrondie à l'extrémité des os longs est appelée le condyle, ces surfaces sont

généralement recouvertes de cartilage articulaire. Enfin, la métaphyse est définie comme la zone de jonction entre la diaphyse et l'épiphyse.

L'os cortical représente approximativement 80 % de la masse osseuse du squelette humain. Il est présent sur les parties externes des os et donne aux os un aspect extérieur lisse et solide. Avec une densité, une rigidité et une résistance élevées en comparaison avec l'os trabéculaire, l'os cortical facilite le maintien du corps et la protection des organes. L'os cortical a également une fonction de stockage de certains des éléments chimiques indispensables au bon fonctionnement du corps humain tel que le calcium. Ce type d'os est composé d'ostéons métaboliquement actifs prenant la forme d'un cylindrique creux.

L'os trabéculaire a un aspect spongieux dû à une porosité élevée (75 à 95 %). Il possède une faible densité et un ratio de surface par volume élevé en comparaison à l'os cortical. Cela rend l'os trabéculaire plus flexible et plus fragile que l'os cortical. On le retrouve principalement dans l'épiphyse et la métaphyse des os longs et au centre des os irréguliers. La structure poreuse de l'os trabéculaire permet notamment d'amortir les chargements soudains. Il est composé de travées osseuses en forme de cylindres ou de plaques reliées les unes aux autres. Les travées osseuses ont une épaisseur allant de 50 à 500 µm. Cette valeur varie en fonction de l'emplacement dans l'os et des paramètres propres au patient tels que l'âge, le sexe, la masse, les habitudes de vie et certaines pathologies. L'espace entre les travées osseuses s'appelle les pores. Leur taille est inversement proportionnelle à l'épaisseur des travées osseuse. Les pores de l'os trabéculaire sont comblés par de la moelle osseuse et des vaisseaux sanguins.

Les structures osseuses des os longs et des os plats sont recouvertes d'une membrane fibreuse périphérique nommée le périoste. Il constitue une barrière entre l'os et les structures molles, riche en vaisseaux sanguins et nerfs, le périoste joue un rôle important dans la croissance osseuse et la consolidation de fractures.

I.2.2.2 Les os de l'articulation du genou

L'articulation du genou implique quatre os : le fémur, la patella, le tibia et la fibula latéralement parallèle au tibia (Figure I. 4). Chez près 30 % des individus européens et 60 % de la population asiatique, on identifie un cinquième os dans l'articulation du genou. C'est un os sésamoïde nommé la Fabella mesurant 4 à 13 mm. La Fabella se situe dans la zone postérieure de l'articulation du genou (Hauser et al., 2015).

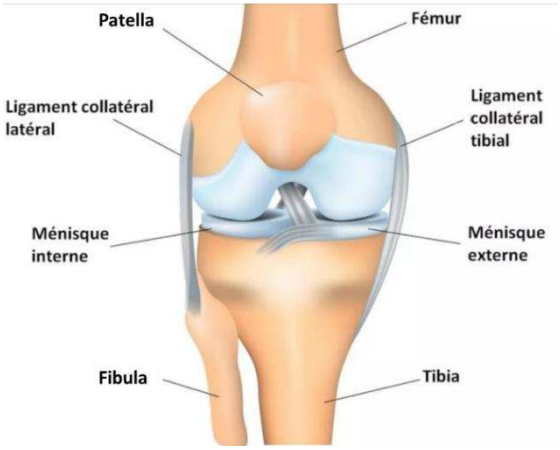


Figure I. 4 : Structures osseuses, ligamentaires et cartilagineuses de l'articulation du genou

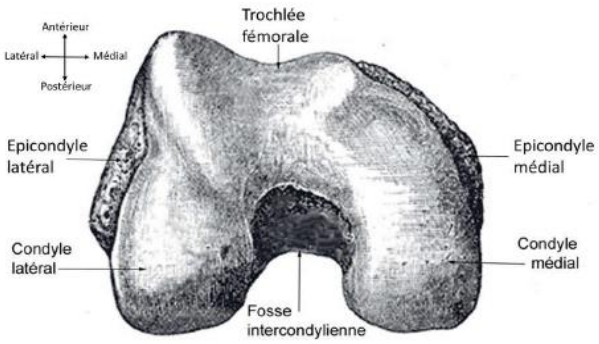


Figure I. 5 : Anatomie de l'extrémité distale du fémur, figure issue de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019)

Le fémur est un os long dont l'épiphyse proximale est incluse dans l'articulation de la hanche sous la forme d'une sphère coupée aux deux tiers insérées dans la cavité cotyloïde de l'os coxal. Au niveau de la diaphyse, le fémur est de section triangulaire avec trois faces (antérieure, postérieure et postéro-interne). L'épiphyse distale du fémur est incluse dans l'articulation du genou. Elle présente deux condyles séparés par la fosse intercondylienne en postérieur et reliés à la trochlée fémorale en antérieur (Figure I. 5).

La patella est un os sésamoïde présentant une forme ovoïde triangulaire aplatie. Elle est constituée de deux faces (antérieure et postérieure), trois bords (supérieur, médial et latéral) et un sommet nommé apex qui pointe dans la direction inférieure (Figure I. 4).

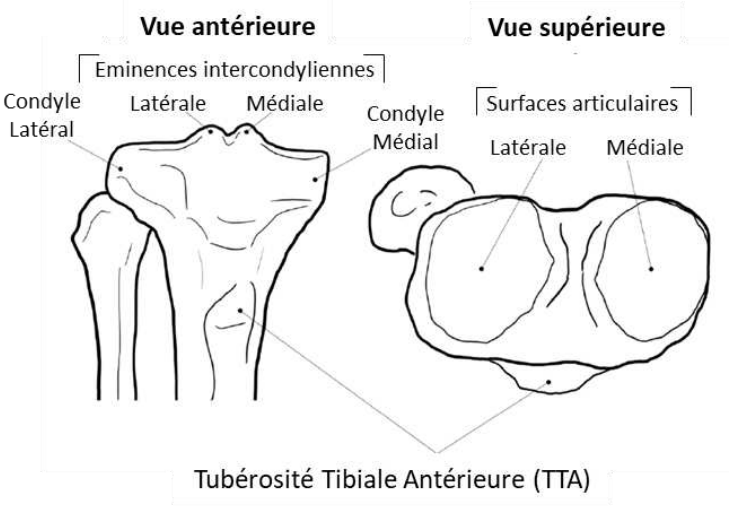


Figure I. 6 : Anatomie de l'extrémité proximale du tibia.
Figure adaptée de de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019)

Le tibia est un os long qui s'étend de l'articulation du genou à l'articulation de la cheville. L'extrémité proximale du tibia prend la forme d'un plateau nommé le plateau tibial. Il est composé de deux condyles (latéral et médial) aussi appelés plateau tibial latéral et plateau tibial médian. Le plateau latéral est légèrement convexe et plus large que le plateau médial. Le plateau médial est quant à lui légèrement concave. Les condyles sont séparés par deux épines nommées les éminences intercondyliennes (Figure I. 6). Au niveau de la diaphyse, le tibia est de section triangulaire dont les trois faces sont : antéro-médiale, antéro-latérale et postérieure. L'épiphyse distale du tibia est généralement divisée en deux parties, le pilon tibial et la malléole médiale.

La fibula est un os long qui, comme le tibia, s'étend du l'articulation du genou à l'articulation de la cheville. La fibula est positionnée latéralement et postérieurement au tibia. La tête proximale de la fibula est constituée d'un apex fibulaire. La tête fibulaire se prolonge en distal vers la diaphyse fibulaire de section triangulaire. On lui décrit trois bords (antérieur, postérieur, interosseux) et trois faces (médiale, latérale et postérieure). L'épiphyse distale est plus longue, plus volumineuse que la malléole médiale du tibia.

I.2.2.3 La mobilité des structures osseuses, l'interaction avec les tissus mous

Dans l'articulation du genou, différents types de parties molles sont présentes comme les muscles, les ligaments, la graisse, les vaisseaux sanguins ou les ménisques. Nous nous intéresserons ici aux parties molles participant à la mobilité des géométries osseuses les unes par rapport aux autres.

Les ligaments sont des bandes de tissus conjonctifs fibreux élastiques qui relient deux os entre eux. Dans le genou, les ligaments assurent la stabilité de l'articulation en limitant certains mouvements.

Dans l'articulation du genou, on retrouve deux ligaments croisés : le Ligament Croisé Antérieur (LCA) et le Ligament Croisé Postérieur (LCP) (Figure I. 7). Ils s'insèrent sur les éminences intercondyliennes du plateau tibial pour rejoindre l'échancrure intercondylienne du fémur. Ils stabilisent le déplacement du tibia sous le fémur suivant l'axe antéro-postérieur. Ces deux ligaments empêchent également une rotation interne du genou dans la direction supérieure-inférieure.

Deux ligaments latéraux sont également présents dans l'articulation du genou (Figure I. 7) : Le Ligament Collatéral Médial (LCM) et le Ligament Collatéral Latéral (LCL). Le LCM s'insère sur la face médiale de l'épiphyse distale du fémur et sur la face médiale de l'épiphyse proximale du tibia. Le LCL s'insère sur la face latérale du fémur et sur la face latérale de la tête proximale de la fibula. Ils stabilisent les déplacements du tibia sous le fémur suivant la direction latéro-médiale.

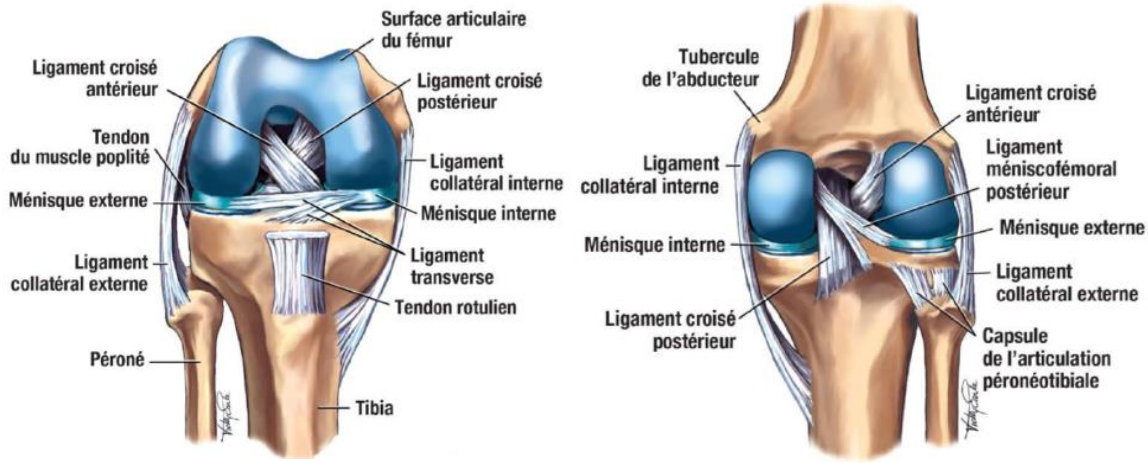


Figure I. 7 : Anatomie des structures cartilagineuses et ligamentaires de l'articulation du genou.
Figure issue de Brukner & Khan's Clinical Sports Medicine : Injuries, Volume 1, 5e edition (2016)

Deux ligaments lient la patella au fémur: le ligament fémoro-patellaire médial et le ligament fémoro-patellaire latéral. Ils stabilisent le déplacement de la patella et garantissent son glissement linéaire dans la trochlée.

Entre le tibia proximal et la tête proximale de la fibula, on retrouve une capsule articulaire liant de manière quasi rigide le tibia et la fibula. Les diaphyses tibiale et fibulaire sont reliées par le ligament interosseux.

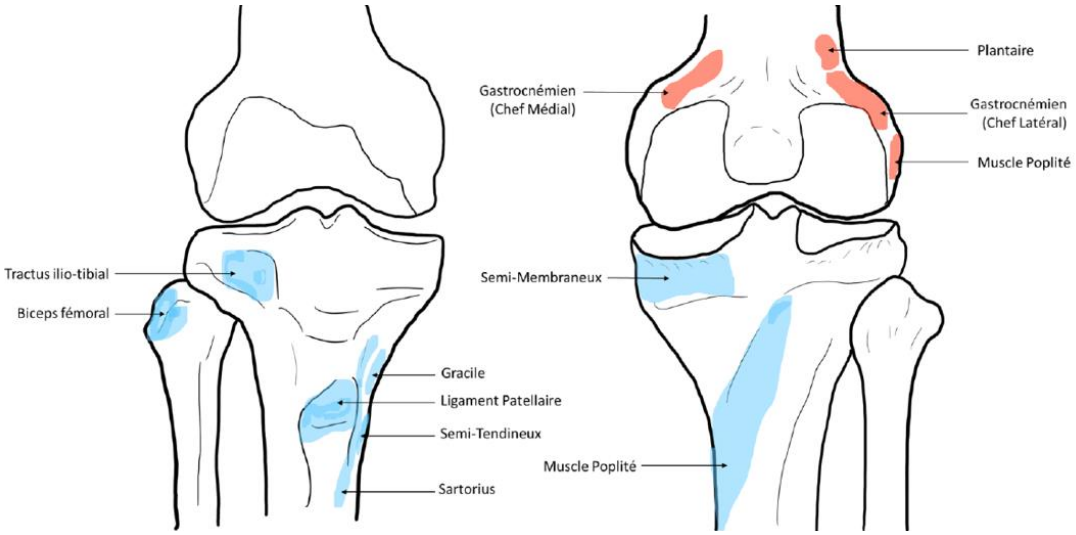


Figure I. 8 : Insertions des tendons reliés aux muscles effecteurs du genou.
Figure issue de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019)

Les tendons sont des bandes fibreuses permettant l'insertion des muscles sur les os.

Les tendons de la patte-d'oie relient trois muscles le Sartorius, le semi-tendineux et le Gracile à la métaphyse tibiale médiale (Figure I. 8). Le tendon du quadriceps relie le quadriceps, muscles de la cuisse, à la patella sur la face supérieure. Le tendon patellaire s'insère sur la face inférieure de la patella et sur la tubérosité tibiale située sur la face antérieure proximale du tibial. Bien qu'il relie deux structures osseuses, le tendon patellaire n'est pas un ligament. En effet, il est la prolongation du tendon du quadriceps relié à la patella. Ainsi la chaine quadriceps - tendon du quadriceps – patella - tendon patellaire – tibia, transmet l'effort de contraction du quadriceps jusqu'au tibia.

Les muscles et les tendons permettent la mise en mouvement des structures osseuses stabilisées par les ligaments. Les surfaces articulaires sont les zones où l'on observe le contact et la lubrification entre les géométries osseuses lors du mouvement.

I.2.2.4 Les surfaces articulaires

Dans l'articulation du genou, on observe quatre compartiments où les surfaces articulaires sont en contact : un compartiment fémoro-patellaire, deux compartiments fémoro-tibial et un compartiment tibio-fibulaire.

L'articulation du genou est une articulation synoviale, c'est-à-dire qu'elle est baignée dans un fluide qui est nommé le **liquide synovial**. Il est produit par la membrane synoviale contenant le liquide et enveloppe l'articulation du genou (Figure I. 9). Le liquide synovial lubrifie les surfaces de contact de l'articulation du genou et permet d'obtenir un coefficient de frottement entre les surfaces articulaires faible, mesuré à 0,002 et 0,005 (McCutchen, 1962; Forster and Fisher, 1999). D'un aspect visqueux transparent et jaune pâle, le liquide synovial participe également à l'évacuation des déchets liés à l'usure des surfaces articulaires.

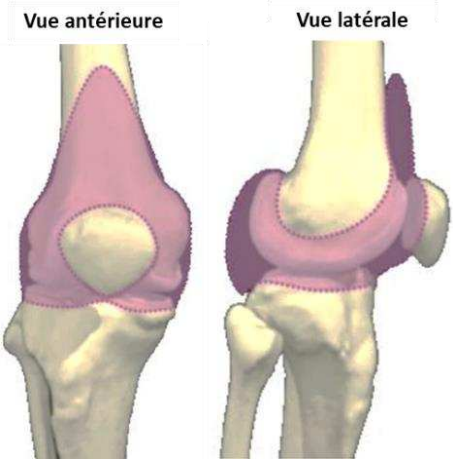


Figure I. 9 : Représentation de la capsule synoviale en vue antérieure et latérale

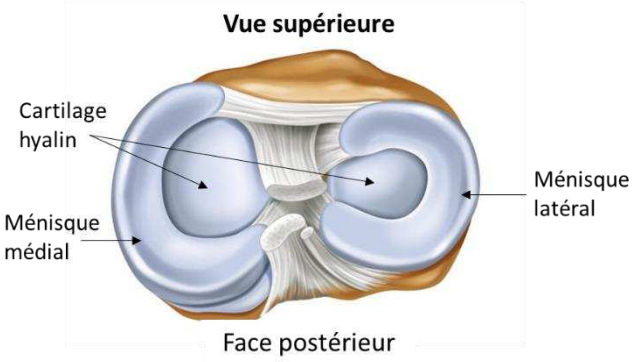


Figure I. 10 : Anatomie des surfaces articulaires de l'articulation tibio-fémorale

Dans l'articulation du genou, la stabilité articulaire garantie par les ligaments est complétée par deux ménisques (Figure I. 10). **Le ménisque latéral** et **le ménisque médian** sont des coussinets fibro-cartilagineux reliés au plateau tibial, ils sont en contact avec le fémur. Les ménisques jouent à la fois un rôle de cale stabilisatrice et d'amortisseur. Cependant, les ménisques ne sont pas indispensables à la stabilité de l'articulation du genou. Bien que leur absence entraine de forts risques d'arthrose, la méniscectomie partielle ou totale est un geste chirurgical qui peut être pratiqué à la suite d'un traumatisme.

Les surfaces articulaires du genou sont recouvertes de **cartilage hyalin** (Figure I. 10), dont le rôle est de faciliter le glissement entre les structures osseuses tout en amortissant et transmettant les efforts articulaires. Riche en collagène, il est le cartilage le plus répandu dans le corps humain.

Le cartilage fibreux est un autre type de cartilage également présent sur les os longs. Il est plus ferme que le cartilage hyalin, il se situe à l'insertion des tendons et des ligaments. Il présente des propriétés de résistance à la traction et à la déformation.

Enfin, **le cartilage de conjugaison** est présent chez les enfants et les jeunes adultes. Il sépare l'épiphyse de la métaphyse et joue un rôle clé dans la croissance osseuse par un phénomène appelé ossification endochondrale qui transforme ce tissue cartilagineux en os.

L'os sous-chondral est l'os dans lequel s'ancre le cartilage hyalin. Au niveau du plateau tibial, les plaques d'os sous-chondral présentent une épaisseur de 100 à 900 µm. L'os sous-chondral présente une répartition hétérogène, avec une résistance mécanique s'adaptant à l'intensité du chargement subi. La résistance mécanique de l'os sous-chondral diminue progressivement avec l'éloignement à la surface articulaire. Cette diminution est particulièrement marquée sur les cinq premiers millimètres où la résistance mécanique peut alors être divisée par deux ou trois (Renault, 2019). L'adaptabilité de l'os aux chargements mécaniques est l'une des caractéristiques les plus surprenantes de l'os. Cette caractéristique est permise grâce à des processus de renouvellement et de reconstruction de l'os.

I.2.3 Le renouvellement et la reconstruction osseuse

L'os est un matériau continuellement soumis à des processus de renouvellement et de réparation. Grâce à cela, notre capital osseux s'adapte aux sollicitations biomécaniques de notre existence, en remplaçant le matériel osseux ancien par du tissu neuf. Chez l'adulte sans pathologie, environ 4 % de l'os cortical et 25 % de l'os trabéculaire sont renouvelés chaque année. L'os est un matériau vivant. Lorsque des fractures se produisent dans la structure osseuse, des processus de reconstruction et de remodelage osseux se mettent en place afin de restaurer au mieux les fonctions de l'os fracturé. Dans cette partie, nous aborderons les mécanismes cellulaires permettant à l'os de se renouveler et de se reconstruire.

I.2.3.1 L'os à l'échelle cellulaire

Le tissu osseux contient principalement cinq types de cellules (Figure I. 11). Ces cellules s'organisent pour produire et résorber la matrice osseuse extracellulaire et régulent ainsi les tissus osseux.

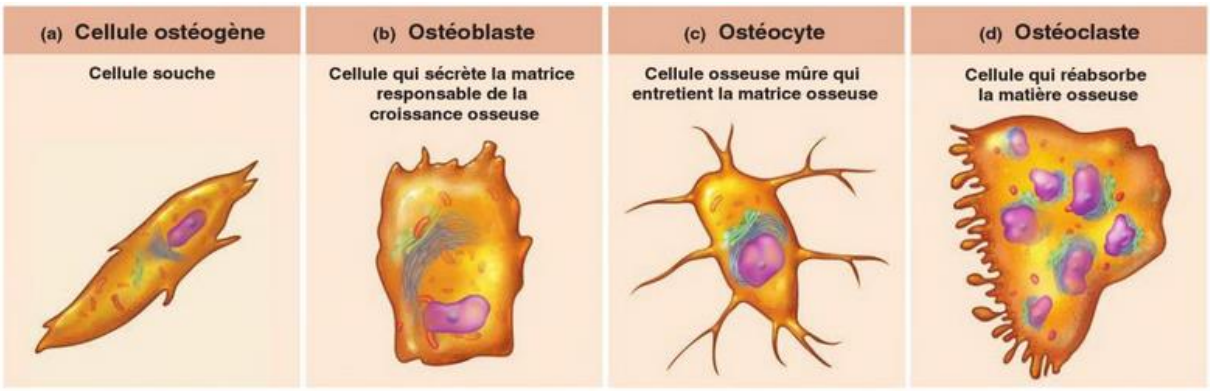


Figure I. 11 : Les différents types de cellules osseuses
Images issues de Marieb et Hoehn, 2014

Les ostéogènes sont des cellules souches (Figure I. 11 –a). On les trouve dans la couche fibreuse interne du périoste et sur la couche fibreuse qui tapisse les cavités médullaires, l'endoste. Les ostéogènes ont

une forme aplatie de 1 µm d'épaisseur et sont allongée sur 12 µm. Lorsqu'elles sont stimulées ces cellules peuvent se différencier en ostéoblastes.

Les ostéoblastes sont les cellules responsables de la production de la matière osseuse (Figure I. 11 –b). La matrice osseuse non-minéralisée secrétée par les ostéoblastes se lie au calcium pour constituer l'os minéralisé. Lorsqu'ils sont actifs, les ostéoblastes ont une forme cubique de 15 à 30 µm d'épaisseur, tandis qu'ils prennent la forme aplatie des ostéogènes lorsqu'ils sont inactifs. Au fur et à mesure que la matrice osseuse sécrétée par les ostéoblastes se minéralise autour d'eux, les ostéoblastes se retrouvent piégés. Ils changent alors de structure et deviennent des ostéocytes.

Les ostéocytes participent à l'entretien et la régulation de la matrice osseuse en élaborant ses constituants ou en la détruisant. Ils réagissent aux efforts mécaniques et agissent comme des détecteurs de contrainte. Les ostéocytes sont des mécano-senseurs, ils transmettent l'information aux ostéoblastes et ostéoclastes afin de résorber ou fabriquer la matrice osseuse selon les besoins. L'ostéocyte se présente comme une cellule mononuclée, en forme d'araignée, allongée de 15 à 30 µm de long pour 10 à 15 µm de large (Figure I. 11 –c).

Les ostéoclastes sont responsables de la résorption de la matrice osseuse (Figure I. 11 –d). Ces grosses cellules multinucléées de forme ondulée ont une grande surface externe afin de favoriser la dégradation de l'os. Elles sont également responsables de délimiter et isoler, du reste de la matrice, le volume d'os qui sera détruit. Les ostéoclastes ont une taille variant de 20 à 150 µm.

Les cellules bordantes participent à l'entretien de la matrice osseuse. Elles ont pour rôle de limiter l'accès des ostéoclastes lorsqu'aucun remaniement osseux n'a lieu. De forme aplatie et allongée, les cellules bordantes sont présentes, hors période de remodelage, sur les surfaces périostique et médullaire de l'os.

I.2.3.2 Les mécanismes du remaniement osseux

Chez l'adulte, la production et la résorption de la matière osseuse ont lieu sur la surface du périoste et celle de l'endoste. L'endoste est la surface de la cavité médullaire, elle est à l'intérieur de l'os. La phase de résorption osseuse dure quelques semaines. Elle est suivie par la phase de production osseuse qui se déroule sur quelques mois. Chez les adultes jeunes sans pathologie, la masse osseuse totale demeure constante, la résorption et la production osseuse s'équilibrent. Cependant, le remaniement osseux n'est pas uniforme. À titre d'exemple, l'épiphyse distale du fémur est remplacée tous les cinq à six mois alors que la diaphyse fémorale est remplacée beaucoup plus lentement (Marieb and Hoehn, 2014).

Comme nous l'avons vu, la résorption osseuse est assurée par les ostéoclastes. Les ostéoclastes se déplacent à la surface de l'os et dégradent la matrice osseuse en creusant des sillons. Par la suite, les ostéoclastes sécrètent des enzymes qui digèrent la matière osseuse. Lorsque la résorption osseuse est terminée dans une partie donnée de l'os, les ostéoclastes meurent par apoptose. La production de nouvelle matière osseuse est assurée par les ostéoblastes. Les dépôts de nouvelle matière peuvent être reconnus par la présence d'une bande de matrices osseuses non minéralisées de 10 à 12 µm de large. Ces dépôts murissent environ une semaine avant de pouvoir se calcifier.

La régulation du remaniement osseux est gérée par deux facteurs. Le premier est **un facteur génétique** et le second est **un facteur mécanique**. Le facteur génétique ne sera pas abordé ici. La régulation par sollicitation mécanique vise à répondre aux besoins du squelette pour face aux forces gravitationnelles, aux forces de traction infligées par les muscles et pour faire face aux efforts subis au niveau des surfaces articulaires. Ainsi les os se renforcent aux endroits où ils subissent le plus de contraintes mécaniques et se dégradent là où les contraintes sont faibles. Cette observation est

connue depuis 1892 comme la « la loi de Wolff ». Cette loi explique pourquoi les astronautes perdent environ 0,5 % de leur masse osseuse par mois passé dans l'espace ou encore pourquoi les droitiers présentent des os plus épais sur les membres supérieurs du côté droit.

La géométrie et la structure des os reflètent donc précisément les contraintes qui leur sont appliquées. La densité osseuse locale et l'orientation des travées de l'os spongieux traduisent la résistance nécessaire et effective localement. On estime que continuellement 1 % du squelette est en cours de remodelage et que le squelette humain est totalement remplacé tous les 10 à 25 ans. Bien que le remaniement osseux soit particulièrement efficace, il mène parfois à des défauts de calcifications. Ceux-ci apparaissent particulièrement chez les personnes âgées et peuvent prendre la forme de sur-calcification osseuse, on parle alors d'ostéophytes, ou de sous calcification osseuse fragilisant l'os.

I.2.3.3 Les mécanismes de fractures et l'ostéoporose

Malgré une résistance remarquable, les os peuvent se fracturer. Jusqu'à l'âge adulte, la plupart des fractures sont dues à un traumatisme exceptionnel lors duquel l'os a été tordu ou impacté. Les accidents de sport ou de voiture sont alors les principales causes de fracture. Le Tableau I. 1 présente les types de fractures les plus courantes.

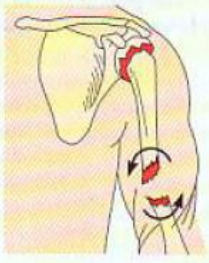
Type de fracture	Illustration	Description	Commentaires
Fermée		L'os présente une cassure nette, mais ne pénètre pas la peau	La majorité des fractures sont de ce type
Ouverte		Les bouts d'os cassés percent les tissus mous et la peau	Plus grave qu'une fracture fermée; il peut s'ensuivre une grave infection de l'os (ostéomyélite) qui nécessite des doses massives d'antibiotiques
Plurifragmentaire		Os brisé en de nombreux fragments	Courante chez les personnes âgées en particulier, dont les os sont plus cassants
Fracture par tassement		Os écrasé	Courante dans les os poreux (ostéoporotiques)
Enfoncement localisé		La partie fracturée de l'os est poussée vers l'intérieur	Exemple typique de fracture du crâne
Engrenée		Les extrémités de l'os fracturé sont poussées l'une vers l'autre	Se produit souvent lorsqu'on tente d'amortir une chute avec les bras tendus; fracture courante de la hanche
En spirale		Cassure irrégulière, se produit lorsqu'une trop grande force tend à faire tourner l'os sur lui-même	Fracture courante chez les sportifs
En bois vert		Os fracturé de façon incomplète, à la façon d'une brindille de bois vert	Courante chez les enfants dont les os possèdent relativement plus de matrice organique et sont plus flexibles que ceux des adultes

Tableau I. 1 : Les types de fractures les plus courantes
Tableau issu Marieb et Hoehn, (1999)

Chez les personnes âgées, les os s'amincissent et perdent progressivement leur solidité par un phénomène naturel nommé l'ostéopénie. Bien qu'elle touche tout le monde, l'ostéopénie est parfois amplifiée par l'apparition de maladies pour lesquelles la résorption osseuse se fait plus rapidement que la production de matière osseuse. Dans ce cas, le tissu osseux se détériore sévèrement. Ces maladies sont regroupées sous le terme d'ostéoporose. L'ostéoporose affecte le plus souvent les personnes âgées, en particulier les femmes après la ménopause. Le manque d'exercice musculaire, un régime pauvre en calcium et protéines et le tabagisme sont également des facteurs favorisant l'ostéoporose. Elle se manifeste premièrement au sein de l'os trabéculaire où la fréquence de remodelage osseux y est plus importante (Figure I. 12). La microarchitecture de l'os trabéculaire est alors altérée et la résistance mécanique de l'os est détériorée. La perte de matière osseuse s'étend ensuite à l'os cortical et provoque une diminution importante de la résistance mécanique de l'os dans sa globalité. Les fractures osseuses sont alors plus fréquentes et sont provoquées par des traumatismes à plus faible énergie. Dans ce cas, les efforts non-physiologiques, tels que les chocs et les fortes charges, peuvent provoquer des fractures ostéoporotiques et les efforts physiologiques peuvent provoquer des fractures de fatigue.

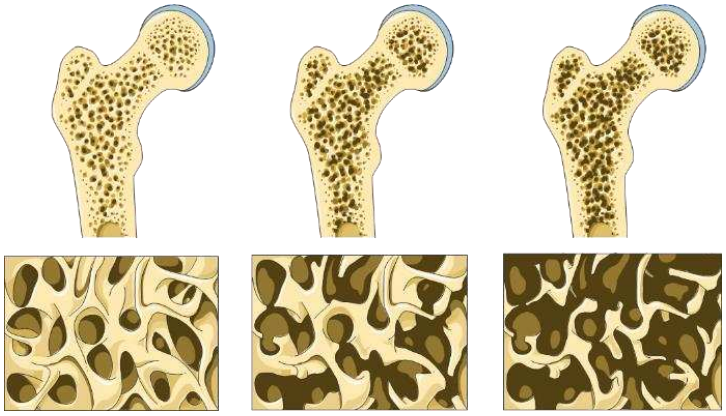


Figure I. 12 : Représentation du processus de détérioration de l'os ostéoporotique
Images issues de la banque d'image médicale Servier Medical Art (https://smart.servier.com)

Les fractures liées à la fragilité osseuse peuvent intervenir à partir de 50-55 ans. À cet âge, une femme sur trois et un homme sur cinq devront faire face à une fracture au cours du reste de leur vie, on parle alors d'un facteur hormonal post-ménopausique ou post-andropausique. Les trois fractures ostéoporotiques les plus fréquentes en France sont les fractures du poignet, de la hanche et les fractures vertébrales (Curran et al., 2010).

I.2.3.4 La reconstruction et le remodelage osseux après un traumatisme

À l'image du remaniement osseux, les os ont la capacité de se remodeler après une fracture. Dans le cas des fractures simples, la consolidation est complète au bout de 8 à 12 semaines (Hofman et al., 2015). Cependant, cette période peut nécessiter plus de temps pour les os volumineux et porteurs ou chez les personnes âgées. La consolidation d'une fracture simple passe par quatre phases principales illustrées sur la Figure I. 13.

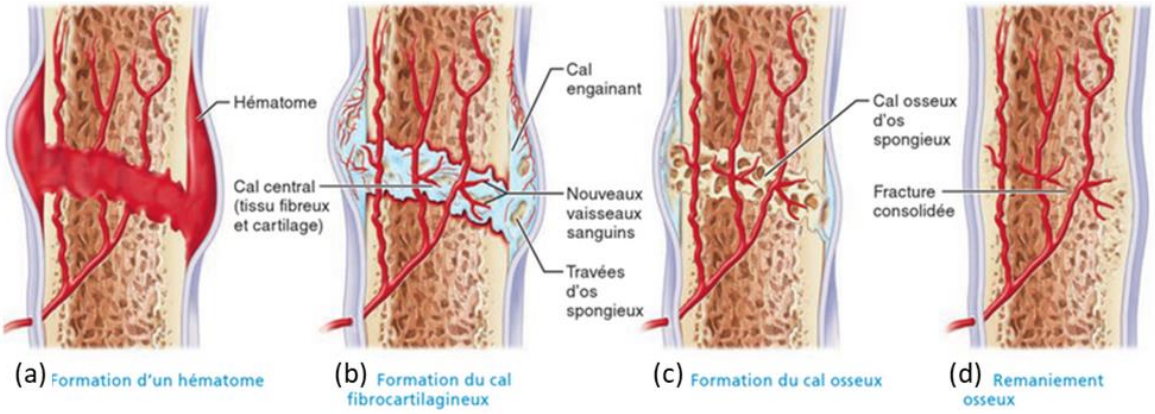


Figure I. 13 : Les phases de la consolidation d'une fracture osseuse
Figure adaptée de Marieb and Hoehn, 2014

La première phase est la **formation d'un hématome** (Figure I. 13-a). Les vaisseaux sanguins présents dans l'os et le périoste créent une hémorragie en se rompant. Un amas de sang coagulé se forme à l'emplacement de la fracture et les cellules osseuses qui ne sont plus alimentées commencent à mourir. Le tissu autour de la fracture enfle et devient douloureux, une inflammation est visible. Cette phase s'étend du jour zéro au cinquième jour après le traumatisme (Hofman et al., 2015).

La deuxième phase est la **formation du cal fibrocartilagineux** dit cal primaire (Figure I. 13-b). Des capillaires s'infiltrent dans l'hématome et importent des macrophagocytes qui se mettent à évacuer les déchets. En parallèle, des cellules dont des ostéoblastes migrent vers le site fracturaire pour commencer la reconstruction de la matrice osseuse. Les extrémités osseuses fracturées sont reliées d'un bord à l'autre par des fibres et des éléments cartilagineux. Cet ensemble de tissus est nommé le cal fibrocartilagineux. Cette phase s'étend du cinquième jour à la troisième semaine après la fracture.

La troisième phase est la **formation du cal osseux** dit cal secondaire par les ostéoblastes (Figure I. 13-c). Ils migrent et se reproduisent dans le cal fibrocartilagineux afin de le convertir progressivement en os spongieux. La formation du cal osseux commence à la troisième semaine après l'accident et se termine environ au troisième mois, lorsque l'os est fermement soudé.

Enfin, **le remaniement osseux** régule la production surabondante de matière osseuse observée durant la formation du cal osseux (Figure I. 13-d). L'os spongieux excédant est dégradé et de l'os compact est déposé à l'emplacement de l'os cortical. Cette phase dure plusieurs mois à plusieurs années en fonction de la gravité de la fracture. Par la suite, on constate que la structure de la région précédemment fracturée est remodelée et semblable à celle d'un os normal non fracturé. L'os réagit aux stimulations mécaniques et s'adapte aux besoins physiologiques.

Les premières phases de la reconstruction osseuse apparaissent rapidement après le traumatisme, ainsi les interventions chirurgicales doivent être réalisées le plus tôt possible et nécessairement avant la formation du cal secondaire (cal osseux).

I.2.3.5 Les facteurs favorisants la reconstruction et le remodelage osseux après un traumatisme

Certains paramètres peuvent favoriser le remodelage osseux après un traumatisme, certaines interventions chirurgicales ou médicamenteuses visent à stimuler ces paramètres. En 2007, Giannoudis et al. ont défini dans leur revue de la littérature le « Diamond concept » présentant quatre prérequis favorisant la reconstruction osseuse après un traumatisme (Figure I. 14).

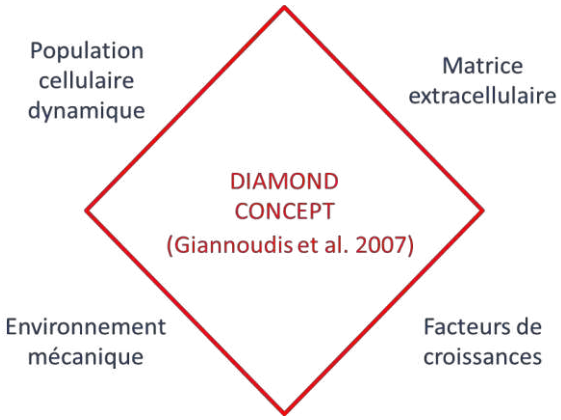


Figure I. 14 : Le « Diamond concept » proposé par Giannoudis et al. 2007

Une **population cellulaire dynamique** favorise une reconstruction osseuse efficace et rapide. Des cellules souches indifférenciées doivent être recrutées sur le site fracturaire ou être importées par la circulation sanguine pour participer à la reconstruction. Une moelle osseuse capable de réorganiser rapidement sa population cellulaire favorisera la reconstruction osseuse. Le vieillissement et certaines pathologies peuvent réduire cette capacité, altérant ainsi l'efficacité de la reconstruction.

Le deuxième prérequis du « Diamond concept » est la présence d'une **matrice extracellulaire** qui fournit l'environnement naturel pour tous les événements cellulaires et leurs interactions. Des biomatériaux poreux utilisés en clinique comme les allogreffes ou xénogreffes d'os trabéculaire déminéralisé peuvent recréer cet environnement propice au remodelage osseux. Une allogreffe est l'implantation d'un greffon de cellules souches issues d'un donneur humain tandis que la xénogreffe correspond à l'implantation d'un greffon issue d'une espèce biologique différente (Dinopoulos and Giannoudis, 2006). On retrouve également en clinique l'utilisation d'hydroxyapatite et de céramiques bioactives poreuses afin de favoriser la colonisation de l'espace interfragmentaire par l'os.

Les **facteurs de croissance** constituent le troisième prérequis favorisant la reconstruction osseuse. L'hématome fracturaire est une source de molécules de signalisation qui induisent une cascade d'événements cellulaires qui déclenchent la guérison. Ainsi, on retrouve les molécules facteurs de croissance de la nécrose tumorale, facteurs de croissance de fibres et collagènes, facteurs de croissance de l'insuline, facteurs de croissance des plaquettes ou encore facteurs de croissance des vaisseaux sanguins.

Enfin, **la stabilité mécanique** se révèle être cruciale pour le comblement de l'espace entre les fragments osseux par le cal primaire fibrocartilagineux et le cal secondaire osseux. La progression du comblement est directement liée à la stabilité de la fracture. Les interventions chirurgicales visant à réduire le mouvement des fragments par l'implantation de vis, plaque et ciment participent à garantir une stabilité mécanique favorable. Une fois l'espace interfragmentaire comblé, la transmission des efforts mécanique est possible. La création et la résorption osseuse suivent à nouveau la loi de Wolff (De Campos and Wolff, 1986). L'application de cette loi à la clinique de la guérison des fractures fait intervenir des paramètres comme la rigidité de l'implant, la stabilité relative ou absolue de la fracture ainsi que l'espacement et les déformations interfragmentaire. Lorsque qu'une sous stimulation osseuse induit une absence de cal osseux, on parle alors de pseudarthrose atrophique. Dans le cas où c'est l'instabilité fracturaire qui induit une absence de consolidation de l'os, malgré un début de cal osseux, on parle de pseudarthrose hypertrophique.

Bien que les prérequis favorisant la reconstruction de l'os soient connus et catalysés par certaines interventions chirurgicales ou médicamenteuses, on observe que 10 % des fractures ne se reconstruisent pas normalement (Einhorn and Gerstenfeld, 2015).

I.3 LES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL ET LEUR PRISE EN CHARGE CLINIQUE

Associée aux membres inférieurs, l'articulation du genou supporte le poids et permet la locomotion. Les fractures du plateau tibial sont des traumatismes ne permettant plus à l'articulation du genou d'assurer ses fonctions. Dans ce cas, une prise en charge de la fracture est nécessaire afin de permettre à nouveau le support du poids et la locomotion.

Dans ce paragraphe, nous présenterons les fractures du plateau tibial et leur prise en charge clinique. Pour cela, nous ferons des rappels associés à l'articulation du genou. Les mécanismes des fractures du plateau tibial et leurs classifications seront présentés puis nous décrirons la prise en charge des fractures du plateau tibial.

I.3.1 Rappels anatomiques

I.3.1.1 Généralités

Le tibia est un os long, il transmet le poids, du genou au pied. Le plateau tibial correspond au quart supérieur de l'os du tibia. Il se présente sous l'aspect d'un tronc de pyramide inversé. La surface supérieure du plateau tibial est incluse dans l'articulation du genou. Cette surface articulaire est recouverte de cartilage hyalin formant la limite supérieure de l'épiphyse tibiale.

La limite inférieure de l'épiphyse est identifiable par le cartilage de conjugaison chez les jeunes adultes ou ses vestiges chez l'adulte. La zone métaphyso-diaphysaire correspond à un épaississement progressif de l'enveloppe d'os cortical. Cette zone assure la jonction entre le massif épiphysaire de section rectangulaire et la diaphyse de section triangulaire.

L'aire et la position des surfaces de contact entre le fémur et le tibia ne sont pas constantes et diffèrent en fonction de l'angle de flexion-extension. Cela est dû à la diminution progressive du rayon de courbure des condyles fémoraux le long de l'axe antéro-postérieur. Ainsi la flexion produit une diminution de la surface de contact entre le tibia et le fémur (Figure I. 15).

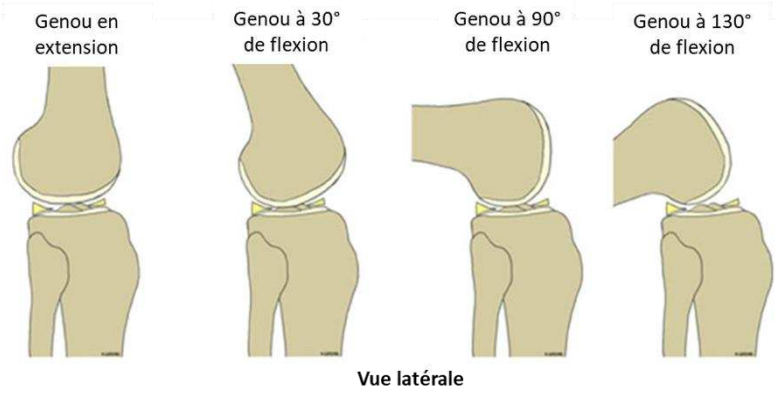


Figure I. 15 : Évolution de l'emplacement et de la surface de contact en fonction de l'angle de Flexion-Extension

Les surfaces de contact sont également limitées dues à la faible congruence entre les condyles fémoraux et tibiaux. Le condyle latéral du plateau tibial possède une forme faiblement concave dans le plan antéro-postérieur tandis que le condyle latéral a une forme plane ou convexe (Figure I. 16) (Hashemi et al., 2008). De plus, les condyles fémoraux et tibiaux ne sont généralement pas alignés. Seuls les condyles médiaux sont alignés sur un cliché de genou de face. Pour les condyles latéraux, un débord physiologique du condyle tibial sur le condyle fémoral est visible.

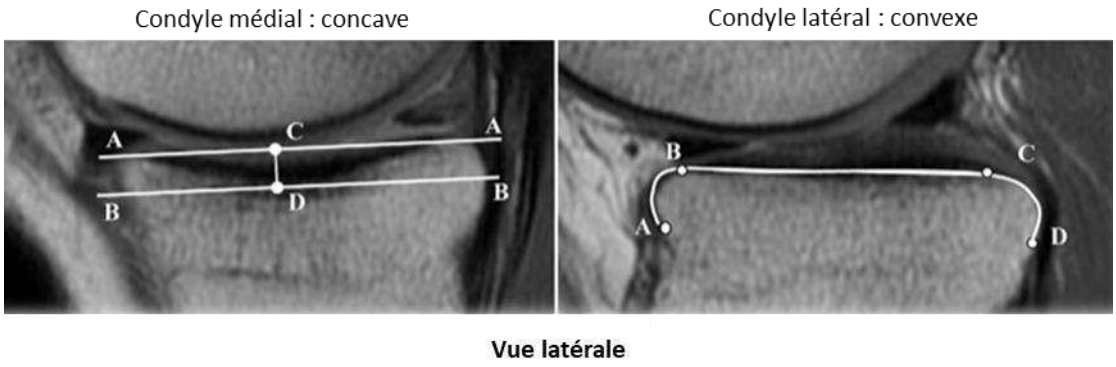


Figure I. 16 : Concavité et convexité des plateaux tibiaux
Figure adaptée de Hashemi et al. 2008

I.3.1.2 La stabilité de l'articulation tibio-fémorale

Bien que la faible congruence entre le tibia et le fémur soit améliorée par les ménisques, la stabilité de l'articulation du genou ne peut être entièrement garantie que par ses structures. De plus, le liquide synovial lubrifiant l'articulation du genou ne permet pas une stabilité par frottement. La stabilité de l'articulation est donc complétée passivement par les liaisons ligamentaires et activement par les groupes musculaires afin de limiter et contrôler les six degrés de liberté de l'articulation tibio-fémorale. Les six degrés de liberté décrits anatomiquement sont:

- La flexion-extension, elle correspond à la rotation autour d'un axe de direction médio-latérale.
- La rotation interne-externe, associée à la rotation autour de l'axe axial longitudinal à la jambe.
- L'abduction-adduction autour d'un axe antéro-postérieur, aussi nommée valgus-varus.

- La translation dans la direction antéro-postérieure aussi nommée le tiroir.
- La translation dans la direction médio-latérale.
- La translation dans la direction distalo-proximale aussi nommée distraction-compression.

La stabilité passive est assurée par les ligaments. Leur rigidité et leur résistance permettent de contraindre les mouvements relatifs des structures osseuses et assurer la bonne cinématique du genou. Pour rappel, les quatre principaux ligaments connectant le tibia et le fémur sont les Ligaments Collatéraux Latéral (LCL) et Médial (LCM), et les Ligaments Croisés Antérieur (LCA) et Postérieur (LCP). Bien que la raideur et la force de rupture de ces ligaments diminuent avec l'âge, le Tableau I. 2 présente un ordre de grandeur de ces paramètres mécaniques déterminés expérimentalement (Woo et al., 1991; Harner et al., 1995; Sugita and Amis, 2001; Robinson et al., 2005) et récemment synthétisés (Renault, 2019) :

	Raideur équivalente	Force à la rupture
LCM	120 N/mm	600 N
LCL	60 N/mm	309 N
LCA	242 N/mm	1500 N
PCL	170 N/mm	1750 N

Tableau I. 2 : Synthèse des paramètres mécaniques des quatre principaux ligaments de l'articulation de genou communiqué dans la thèse de Renault, 2019

La stabilité active est assurée par les muscles. Ils sont insérés aux structures osseuses en périphérie de l'articulation du genou par l'intermédiaire des tendons. Leur fonction est à la fois de stabiliser activement l'articulation et produire l'instabilité qui permet le mouvement. Les muscles intervenant

dans la stabilisation et la mobilité du genou sont représentés en deux groupes, les quadriceps responsables de l'extension et les ischio-jambiers responsables de la flexion.

La stabilité dans le plan sagittal est principalement contrôlée par les ligaments croisés et l'antagonisme des extenseurs-fléchisseurs. La stabilité transversale est assurée par les structures médiales et latérales actives et passives. La stabilité en rotation axiale fait intervenir la plupart des éléments passifs et actifs du genou intra-articulaires et extra articulaires agissant ensemble comme un système d'antétorsion (Fischer et al., 1978).

Grâce aux stabilisations actives et passives, l'articulation du genou peut être réduite à deux degrés de liberté d'un point de vue biomécanique : la flexion extension et la rotation interne-externe.

L'angle de flexion-extension est de 0° en position debout statique atteint jusqu'à 150° en flexion. Au cours de la flexion, on observe trois phases d'interaction entre les surfaces articulaires. Lors des premiers 15°, le fémur roule sans glissement sur le plateau tibial, puis ce roulement est combiné à un glissement des deux surfaces pour enfin devenir un glissement pur à partir de 120° (Versier, 2013). Ce comportement est nommé le « Roll Back des Anglo-Saxons».

La rotation interne-externe autorise une angulation allant de -10° à +10° uniquement lorsque le genou est fléchi. En extension, le genou est verrouillé.

I.3.1.3 Les sollicitations subies par le genou

Les efforts subis par les surfaces articulaires sont le résultat des efforts internes d'origine ligamentaire et musculaire et les efforts externes tels que la réaction du sol. Déterminer et quantifier les efforts subis par les surfaces articulaires demeure complexe. Néanmoins, on retrouve des études présentant les efforts subis par les surfaces articulaires sur sujet humain *in vivo* grâce à des prothèses de plateau tibial instrumentées.

Le Tableau I. 3 présente la force maximale de compression subie par le plateau tibial et sa distribution pour plusieurs activités. L'intensité des forces est exprimée en fraction de poids corporel (BW :Body Weight) (Taylor et al., 1998; D'Lima et al., 2005, 2006, 2007; Zhao et al., 2007a; Erhart et al., 2008; Mündermann et al., 2008; Varadarajan et al., 2008; Fregly et al., 2009; Heinlein et al., 2009; Kutzner et al., 2010).

Ces valeurs obtenues *in vivo* sont corroborées avec les valeurs obtenues à partir de modèles musculosquelettiques et d'expérimentations sur segments anatomiques issus du don du corps (*ex vivo).* Ainsi, le pic de force de compression a été estimé entre 1,9 et 3,1 BW, à partir de modèles musculosquelettiques lors de la marche (Anderson and Pandy, 2001; Taylor et al., 2004; Shelburne et al., 2005; Zhao et al., 2007b), entre 5,09 et 5,88 BW lors de la montée/descente d'escalier (Taylor et al., 2004) et jusqu'à 8 BW pour la marche sur un plan incliné à 19 % (Kuster et al., 1997).

L'estimation de la position et de l'aire des surfaces articulaires sur lesquelles sont appliquées les forces est également un sujet d'étude nécessaire pour comprendre les chargements subis par les surfaces articulaires. Des études expérimentales et numériques ont proposées de les approximer (Fukubayashi and Kurosawa, 1980; Hull, 2002; Poh et al., 2012; Gilbert et al., 2014; Hu et al., 2019).

En 1980, Fukubayashi and Kurosawa ont déterminé expérimentalement à partir de sept spécimens les surfaces de contact latérale et médiale entre le tibia et le fémur lors d'un chargement axial de 1000 N en extension (Fukubayashi and Kurosawa, 1980). Les auteurs ont obtenu des surfaces de contact en extension de 510 $\pm$70 mm² et 640 $\pm$180 mm² sur les plateaux latéral et médial respectivement. À partir de six spécimens Poh et al. (2012) ont plus récemment obtenu expérimentalement les surfaces de chargement sous-méniscales mesurées à 403 $\pm$120 mm² et 374 $\pm$87 mm² sur le plateau latéral et

le plateau médian respectivement. Ces données ont été complétées en 2014 en observant expérimentalement l'évolution des surfaces de contact lors de la marche et de la montée d'escalier (Gilbert et al., 2014).

Les études numériques par modélisation éléments finis ont montré des amplitudes similaires. Elles ont également permise d'apporter plus de précision sur l'emplacement du centre de surface (Haut Donahue et al., 2002; Hull, 2002; Zielinska and Haut Donahue, 2005; Fregly et al., 2009; Guo et al., 2009; Dong et al., 2014). Cependant, les variabilités morphologiques impliquent une variabilité élevée des sollicitations subies par le plateau tibial.

Activité	Réference	Echantillons	Effort (BW) Max (Écart-type)	Distribution		Force (BW)	
				Mediale	Laterale	Mediale	Laterale
Appui unipodal	Kutzner et al. 2010	5	2,59 (0,18)	-	-	-	-
Marche	Taylor et al 1998	1	2,5	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2005	1	2,0	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2006	1	2,4	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2007	1	2,3	-	-	-	-
	Zhao et al. 2007	1	2,2	53,4%	46,60%	1,20	1,00
	Mündermann et al. 2008	1	2,6	63,0%	37,0%	1,64	0,96
	Erhart et al. 2008	1	2,6	65,3%	34,6%	1,70	0,9
	Heinlein et al. 2009	2	2,42 (0,35)	-	-	-	-
	Fregly et al. 2009	1	2,3	78,3%	21,7%	1,79	0,50
	Kutzner et al. 2010	5	2,61 (0,28)	-	-	-	-
Monté ou descente de marches	Taylor et al 1998	1	2,8	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2005	1	2,92	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2006	1	2,5	-	-	-	-
	Zhao et al. 2007	1	3,5	56,0%	44,0%	2,00	1,50
	Mündermann et al. 2008	1	3,4	54,5%	45,5%	1,85	1,55
	Heinlein et al. 2009	2	3,39	-	-	-	-
	Kutzner et al. 2010	5	3,46 (0,18)	-	-	-	-
Squat	Mündermann et al. 2008	1	2	73,0%	27,0%	1,46	0,54
	Kutzner et al. 2010	5	2,526 (0,37)	-	-	-	-
Position accroupie	Zhao et al. 2007	1	0,4	57,0%	43,0%	0,23	0,17
Fente	Zhao et al. 2007	1	2,2	57,7%	42,3%	1,27	0,93
	Varadarajanet al. 2008	3	2,20 (0,43)	-	-	-	-
Passage assie/début	D'Lima et al. 2005	1	2,64	-	-	-	-
	D'Lima et al. 2006	1	1,5	-	-	-	-
	Varadarajanet al. 2008	3	1,83 (?)	-	-	-	-
	Mündermann et al. 2008	1	2,6	56,5%	43,5%	1,47	1,13
	Kutzner et al. 2010	5	2,35 (0,21)	-	-	-	-
Golf	Mündermann et al. 2008	1	3,1	41,0%	59,0%	1,28	1,82

Tableau I. 3 : Synthèse des chargements articulaires mesurés in vivo et leur distribution

I.3.1.4 Les variabilités anatomiques

L'étude de la morphologie du plateau tibial montre de fortes variabilités inter-individus dues à l'héritage génétique, le mode de vie, le sexe et l'âge.

Les variabilités anatomiques liées à l'articulation elle-même sont principalement des désaxations par rapport à l'axe reliant le centre de la tête fémorale au centre de l'articulation de la cheville. On parle alors de déviation axiale (Figure I. 17). Lorsque le genou est dévié dans la direction médiale, la déviation forme un Valgus et l'articulation du genou est dite Genu Valgum. Quand le genou est dévié dans la direction latérale, la déviation forme un Varus et l'articulation est dite Genu Varum. La déviation axiale est responsable d'une augmentation des contraintes au niveau du condyle interne en Genu Varum et du condyle externe en Genu Valgum menant à une usure prématurée de la surface articulaire.

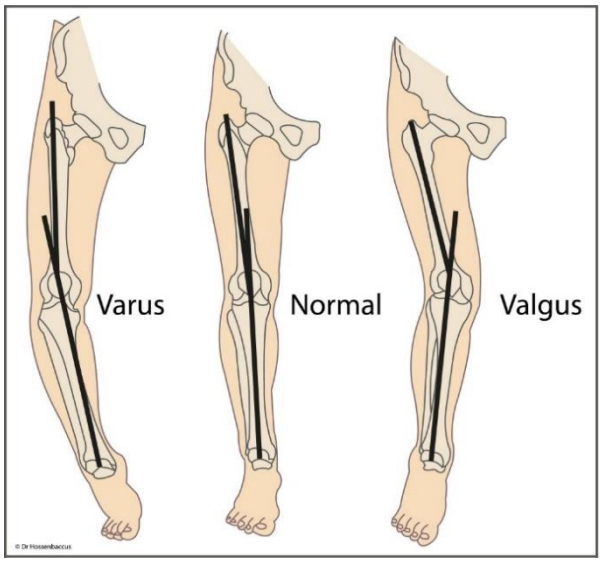


Figure I. 17 : Déviations axiales: Varus, Normal, Valgus.
Figure issue du site internet du Dr. Hossenbaccus (http://www.dr-hossenbaccus.fr)

Les variabilités à l'échelle du plateau tibial sont moins visibles que la déviation axiale. Récemment Quintens et al. 2019 ont observé les variabilités anatomiques des plateaux tibiaux sains d'une population composée de 79 patients incluant leur tibia gauche et leur tibia droit à l'aide de l'analyse statistique de formes. Par la même méthode Tümer et al. 2019 ont quant à eux identifié les variabilités anatomiques et la symétrie du tibia, de la fibula, du calcanéus et du talus sur une population composée de 66 individus. Localisées sur le plateau tibial, ces deux études ont montré que les variabilités principales sont associées à la longueur dans la direction supérieure-inférieure et l'étalement dans la direction médio-latérale. Ces variabilités identifiées numériquement sont corroborées aux descriptions cliniques des variabilités anatomiques du plateau tibial. En 1960, Duparc and Ficat ont observé sur des tibias sains que l'axe longitudinal moyen de l'épiphyse est incliné vers l'arrière faisant avec l'axe diaphysaire un angle d'inclinaison dia-épiphysaire (angle α Figure I. 18) allant de 9 à 25°. De même, Duparc and Ficat ont observé que le plan moyen contenant le plateau tibial est incliné d'avant en arrière selon un angle d'inclinaison caractérisant la pente tibiale (angle β Figure I. 18), qui varie de 1° à 15°.

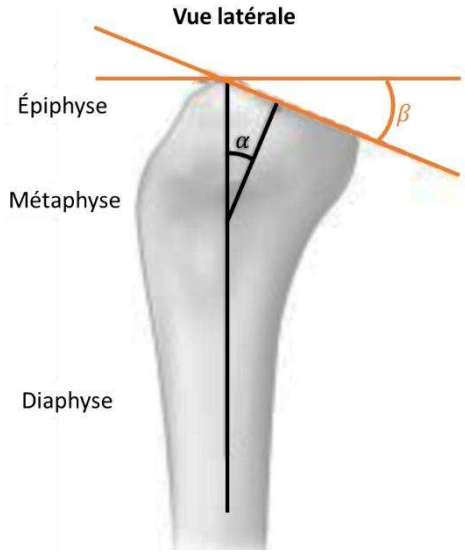


Figure I. 18 : Description des angles caractéristiques du plateau tibial suivant Duparc et Ficat, 1960

Des variabilités à l'échelle microscopique sont également présentes comme nous l'avons vu dans le paragraphe présentant l'os humain. Celles-ci regroupent les variabilités de l'architecture trabéculaire, de la densité osseuse et les défauts de calcifications osseuses tels que les ostéophytes et l'ostéopénie. Dans le cas de traumatismes, ces variabilités peuvent exercer une influence sur les mécanismes de fractures et leur gravité. Lorsqu'une prise en charge clinique est nécessaire, les variabilités anatomiques ajoutées aux variabilités fracturaires rendent la prise en charge clinique non standardisable et la planification du geste chirurgical une étape clé.

I.3.2 Les mécanismes de fractures des plateaux tibiaux

I.3.2.1 Épidémiologie

Les fractures de l'extrémité proximale du tibia représentaient 11 294 fractures et 6880 chirurgies en France en 2018, selon les données du PMSI (Programme de Médicalisation des Systèmes d'Information). Ces fractures correspondent majoritairement à des fractures du plateau tibial, mais également à des fractures métaphysaires isolées et des fractures des épines tibiales (Vendeuvre and Gayet 2020). Les fractures du plateau tibial représentent 1,2 % de toutes les fractures osseuses dans la population globale (Court-Brown and Caesar, 2006) et 8 % chez les personnes âgées (Rozell et al., 2016). Les circonstances dans lesquelles sont provoquées ces fractures peuvent être regroupées en trois catégories : **les accidents de la voie** publique représentant 50 % des traumatismes (Schatzker et al., 1979), **les chutes** (32 %) et **les accidents sportifs ou fractures spontanées** (18 %) (Vendeuvre 2019). Les variabilités anatomiques peuvent être associées à des prédisposions aux fractures du plateau tibial. Certains mécanismes de fractures sont notamment liés à la déviation axiale et aux défauts à l'échelle microscopique.

Les fractures du plateau tibial apparaissent lorsque les contraintes appliquées au plateau tibial sont supérieures à la résistance locale de l'os. La résistance osseuse locale étant proportionnelle à la densité osseuse, chez les patients jeunes les fractures du plateau tibial sont principalement des fractures à haute énergie. Complexes, elles surviennent lors d'accidents de la voie publique ou d'accidents sportifs. Après 65 ans, les fractures du plateau tibial sont le plus souvent des fractures à faible énergie, survenant lors d'une chute de sa propre hauteur. Avec une densité osseuse faible, les femmes souffrant d'ostéoporose sont alors particulièrement touchées (Nazarian, 2005).

Une étude épidémiologique portant sur 355 patients ayant subi une chirurgie du plateau tibial entre 2005 et 2010 a montré que chez les moins de 50 ans ce sont les hommes qui ont le plus de chance de subir ce traumatisme. Après 50 ans, l'incidence des fractures augmente nettement chez les femmes et diminue chez les hommes (Elsoe et al., 2015). Globalement, tous âges confondus, les hommes sont surtout blessés à la suite de chutes de hauteur élevée ou d'accidents impliquant des véhicules motorisés. Pour les femmes, les blessures se produisent en faisant du vélo, en marchant et en pratiquant une activité en intérieur (Elsoe et al., 2015).

Que ce soit pour les fractures à faible ou à haute énergie, trois mécanismes élémentaires peuvent être invoqués : **la compression axiale**, **la compression en valgus forcé ou varus forcé** et **les traumatismes sagittaux et faciaux** (Vendeuvre 2019). En pratique, ces mécanismes de fractures élémentaires sont généralement combinés.

I.3.2.2 La compression axiale

La compression axiale est obtenue lors d'une chute, genou en extension ou légèrement fléchi. La force de compression agit sur les deux condyles de manière identique, elle entraine une séparation des deux condyles (Figure I. 19). Ce mécanisme élémentaire reste rare avec 11,6 % d'occurrence (Duparc and Ficat, 1960).

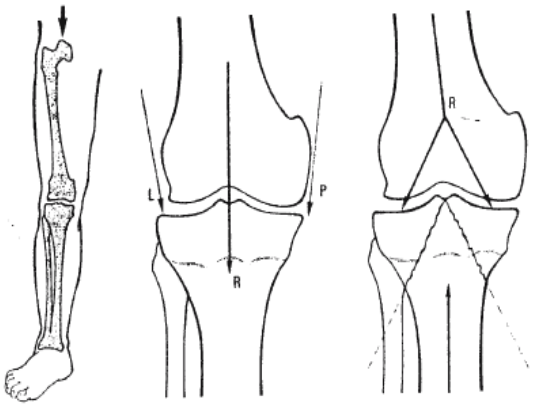


Figure I. 19 : La compression axiale impliquant une séparation et/ou un enfoncement des deux condyles, figure issue de Nazarian 2005

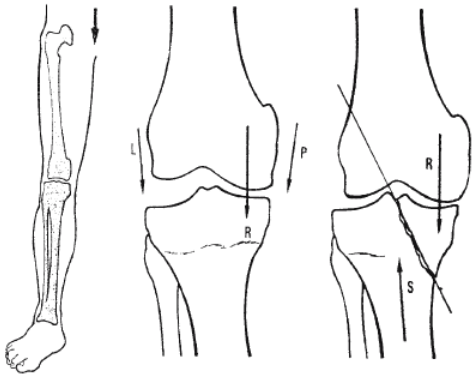


Figure I. 20 : La compression en valgus forcé ou varus forcé impliquant une séparation et/ou enfoncement d'un condyle, figure issue de Nazarian 2005

I.3.2.3 La compression en valgus forcé ou varus forcé

La compression en valgus forcé ou varus forcé, généralement associée à la compression axiale, crée une distribution inégale des contraintes sur l'un des condyles (Figure I. 20). Ce mécanisme entraine une fracture du condyle externe dans 58 % des cas, une fracture bi-condylienne dans 28 % des cas et plus rarement, une fracture du condyle interne dans 14 % des cas.

Ainsi les fractures du plateau tibial sont majoritairement dues à une compression avec un valgus forcé. L'exemple typique est le traumatisme des passagers lors d'un accident de voiture. Dans ce cas, le genou est verrouillé stable en hyperextension, le pied est bloqué au sol et le choc est axial. Cette configuration provoque une fracture uni-condylienne. La fracture du condyle latérale prend alors la forme d'une séparation, d'un tassement osseux ou une combinaison des deux.

I.3.2.4 Les traumatismes sagittaux et frontaux

Les autres mécanismes, incluant les traumatismes sagittaux et frontaux, représentent 30 % des situations lésionnelles (Figure I. 21). En particulier, les chocs antérieurs entrainent une hyper extension qui provoque une fracture antérieure des plateaux si les coques condyliennes résistent.

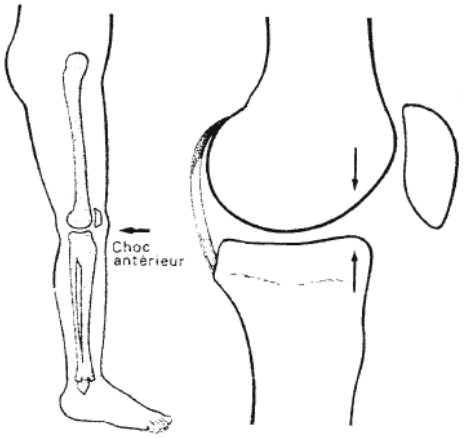


Figure I. 21 : Le choc antérieur, il entraine une fracture antérieure si les coques condyliennes résistent.

Associée à la direction suivant laquelle le choc est appliqué au plateau tibial, la position angulaire de l'angle de flexion-extension joue un rôle dans le mécanisme de fracture. Comme nous l'avons vu précédemment la forme ovoïde des condyles fémoraux provoque une augmentation de l'aire de la surface de contact fémoro-tibiale lorsque l'extension augmente. Pour un même choc, la surface de

contact étant plus faible en flexion, les contraintes subies par le plateau tibial sont amplifiées. De même, le « Roll Back des Anglo-Saxons» en flexion-extension produit un déplacement du centre de la surface d'impact. Les condyles fémoraux auront une impaction antérieure en extension et une impaction postérieure en flexion. Dans le cas où la fracture du plateau tibial comporte un tassement osseux, l'emplacement de l'enfoncement est directement lié à l'angle de flexion-extension lors de l'impact (Chen et al., 2016).

Les fractures du plateau tibial sont fréquemment associées à des liaisons ligamentaires mais elles demeurent souvent méconnues. Elles concernent les ligaments collatéraux et les ligaments croisés. L'atteinte méniscale est également fréquente. Une étude utilisant l'arthroscopie a montré la présence de lésions des tissus mous chez 56 % à 71 % des patients présentant des fractures du plateau tibial latéral, tandis qu'une étude IRM a trouvé que les lésions des tissus mous associés pouvaient atteindre 90 % à 97 % des cas (Shepherd et al., 2002; Roberts, 2012). Les lésions cutanées sont peu fréquentes mais graves, elles surviennent lors d'un traumatisme à haute énergie ou lorsque l'os subi un choc direct. Les lésions vasculaires et nerveuses sont exceptionnelles et apparaissent également dans le cas de traumatismes à haute énergie (Nazarian, 2005).

I.3.3 Les classifications

Les fractures du plateau tibial présentent des fortes variabilités qui sont en lien avec les caractéristiques propres au patient et le mécanisme de fracture. À ce jour, 38 classifications sont disponibles pour classifier les fractures du plateau tibial (Millar et al., 2018). Parmi celles-ci, les plus connues sont les classifications de Duparc et Ficat (1960), Hohl (1967), Hohl et Moore (1983), Schatzker (1975) complétée en 2018 (Kfuri and Schatzker, 2018) et la classification de AO/OTA introduite en 1996 et régulièrement mise à jour (Meinberg et al., 2018).

Bien que la classification de AO/OTA soit la plus complète, elle est peu utilisée en clinique pour caractériser les fractures du plateau tibial. La classification la plus utilisée est la classification de Schatzker qui regroupe les fractures du plateau tibial en six groupes (Figure I. 22) :

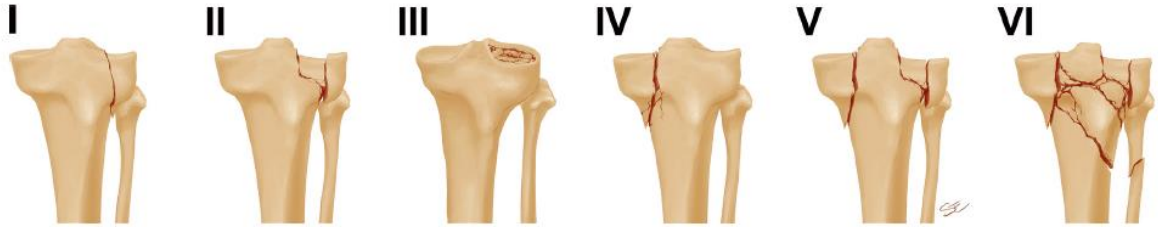


Figure I. 22 : Classification de Schatzker
Figure issue de Kfuri and Schatzker, 2018

Le type I correspond aux fractures en séparation du plateau latérale. Il est fréquent chez les jeunes, dont l'os spongieux est plus dense et résiste à l'impaction. Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41-B1.1. Le type I représente environ 8,5 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013).

Le type II correspond aux fractures avec un enfoncement latéral associé à une séparation. Le mécanisme de la lésion est le même que celui du type I. C'est-à-dire, l'application de forces axiales et en valgus. Ce type apparait chez les patients plus âgés, dont l'os métaphysaire est moins dense. Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41-B3.1. Le type II représente environ 35 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013).

Dans le cas du **type III**, l'enveloppe d'os cortical métaphysaire reste intacte. Ce type correspond à un tassement osseux sous forme de dépression articulaire pure. L'articulation est alors généralement

stable. Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41-B2.1. Le type III représente environ 9 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013).

Le **type IV** correspond aux fractures isolées du plateau médial. Comme le plateau tibial médial est plus dense que le plateau latéral, une force plus importante est nécessaire pour le fracturer, ainsi les traumatismes pour un type IV sont souvent à haute énergie. Dans ce cas, une luxation du genou est généralement associée. Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41-B1.2. Le type IV représente environ 11,5 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013).

Le **type V** correspond aux fractures bicondylaires où la continuité de la diaphyse est conservée avec une partie de la métaphyse, généralement au centre du plateau. Le type V représente environ 16 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013). Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41.B1.1 combiné à 41-B1.2

Le **type VI** correspond également à une fracture bicondylaire, cependant contrairement au type V la continuité entre la diaphyse et la métaphyse n'est pas conservée. Dans la classification OTA/AO ce type de fracture est référencé 41-C. Le type VI représente environ 20 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013).

Dans la mise à jour de la classification de Schatzker publiée en 2018, les six principaux types de fractures restent les mêmes. Cependant, les quadrants impliqués dans la fracture sont à présent identifiés par les modificateurs « A » (antérieur) et « P » (postérieur) en lettre majuscule. La nouvelle classification inclut également la localisation tridimensionnelle des plans de fracture par trois points notés en minuscules et placés sur l'image volumique (Figure I. 23).

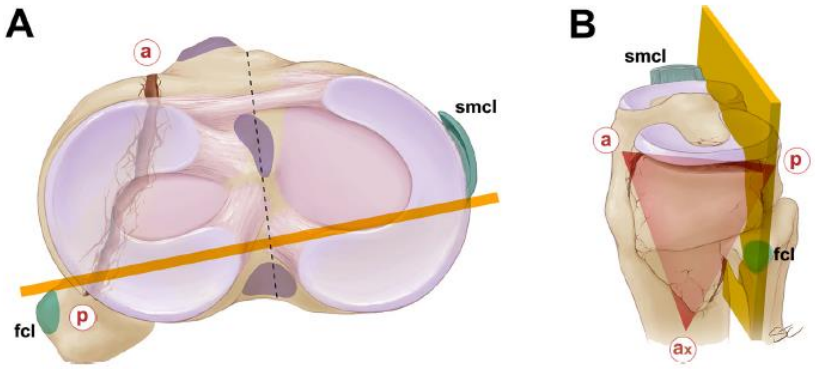


Figure I. 23 : Identification des plans de fracture dans la classification tridimensionnelle de Schatzker
Figure issue de Kfuri and Schatzker, 2018

I.3.4 Les prises en charge cliniques

Le plateau tibial est une des surfaces articulaires parmi les plus grandes et les plus complexes du corps humain. Les fractures du plateau tibial sont des fractures articulaires nécessitant une réduction et une stabilisation optimisée afin d'éviter des séquelles post-opératoires telles que des douleurs, des troubles de la marche, des défauts d'axe dans le plan coronal ou de l'arthrose précoce (Honkonen, 1994).

I.3.4.1 L'évaluation pré-opératoire

La prise en charge clinique des fractures du plateau tibial commence généralement par une radiographie planaire à rayons X. Les vues standards sont les vues orthogonales à l'axe antéro-postérieur et à l'axe médio-latéral. Dans ce cas, le taux de détection des fractures du plateau tibial latéral est estimé à 79 %. Ce taux augmente approximativement à 85 % lorsqu'une radiographie oblique est réalisée en complément (Gray et al., 1997). Cependant, les mesures faites sur les clichés

radiographiques de face et de profil sont imprécises du fait de la projection des géométries osseuses sur un plan. La tomodensitométrie assistée par ordinateur par scanneur à rayons X (CT-scan : Computerized Tomography – Scan) apporte des informations tridimensionnelles précises. Il a notamment été montré qu'un enfoncement de 5 mm apparemment négligeables avec une radiographie planaire est visible sur des coupes de CT-scan (Haller et al., 2015).

De nos jours, l'utilisation de CT-scans joue un rôle fondamental dans l'identification des fractures cachées et dans la compréhension de la configuration de la fracture. Les images 3D produites fournissent une aide à la planification de l'opération en décrivant avec précision l'orientation des traits de fracture et en quantifiant l'ampleur des dépressions articulaires (Chen et al., 2016; Mthethwa and Chikate, 2018).

Depuis 1951, la prise en charge chirurgicale est décrite comme nécessaire dans le cas de dépression articulaire (Palmer, 1951; Perey, 1952; Duparc and Ficat, 1960; Rombold, 1960). En 1973, une description de la prise en charge clinique indique que les fractures avec un enfoncement supérieur à 5 mm mais stables ne sont pas opérées chez les personnes âgées tandis qu'une chirurgie est nécessaire pour les patients jeunes pour qui la demande fonctionnelle est plus importante (Rasmussen, 1973). En 2016, les observations impliquant une prise en charge chirurgicale ont été énoncées par Prat-Fabregat and Camacho-Carrasco, (2016) :

- Un déplacement intra-articulaire $\geqslant$ 2 mm
- Une translation de la diaphyse ou de la métaphyse > 10 mm
- Une déformation angulaire > 10° dans le plan coronal ou sagittal
- Une fracture ouverte
- Un syndrome de loge
- Une lésion ligamentaire associée nécessitant une réparation chirurgicale
- Une fracture homolatérale du tibia ou de la fibula

I.3.4.2 Les gestes chirurgicaux

Avant les années 1980, la prise en charge des fractures du plateau tibial majoritairement non-opératoire (Schatzker et al., 1979). Depuis, la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial s'est développée. En France, 4749 chirurgies du plateau tibial ont été pratiquées en 2017 (Scansante.fr). Le Tableau I. 4 présente une synthèse des prises en charge chirurgicales des fractures du plateau tibial décrites par l'AO Fundation[1]. En complément, l'arthroplastie totale du genou peut être indiquée pour les patients âgés ayant subi une fracture de type V ou VI et présentant une arthrose pré-opératoire.

[1] https://surgeryreference.aofoundation.org

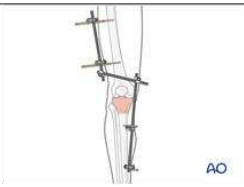
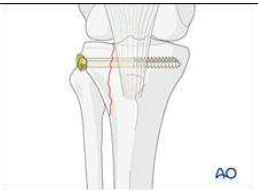
Prise en charge	Indications principales	Contre-indications	Avantages	Désavantages	Illustrations
Traitement non chirurgical	Non déplacée/stable, compromis médical, splintage temporaire initial, ostéoporose marquée.	Fracture ouverte	Pas de risques de complications chirugicales		
Fixateur externe de pontage (temporaire)	Moyens de fixation provisoires chez les patients gravement traumatisés La principale indication d'une fixation externe provisoire est de fournir une immobilisation temporaire de la fracture.	Ostéoporose sévère	Permet une immobilisation temporaire de la fracture Respect des tissus mous Procédure rapide	Pontage de l'articulation Risque d'infection à germes Risque de cicatrisation musculaire Risque de raideur du genou	
Fixateur externe hybride (définitif)	Fracture ouverte sévère			Fixation stable possible	
Fixateur externe à anneau (définitif)	Fracture ouverte grave Il s'agit d'une procédure techniquement exigeante en raison de la situation anatomique. Elle ne doit donc être envisagée que si aucune autre méthode n'est disponible.				
Réduction à ciel ouvert avec ostéosynthèse interne	Toutes les fractures déplacées avec instabilité de l'articulation du genou, les fractures ouvertes, le syndrome du compartiment.	Lésions graves des tissus mous Fracture ouverte avec contamination grave Plusieurs comorbidités médicales graves Ostéoporose extrême	Empêche les déplacements ultérieurs et déformations angulaires. La fixation stable favorise la cicatrisation du cartilage articulaire Post-traitement fonctionnel immédiat Réduction anatomique directe ouverte de la surface articulaire	Dissection des tissus mous Dévitalisation de l'os Grande incision cutanée Risques chirurgicaux	
Réduction et ostéosynthèse interne par chirurgie mini-invasive	Fractures du plateau latéral chez le jeune adulte, déplacement, excellente qualité osseuse, ménisque non coincé dans la fracture. Plateau tibial déplacé ou instable, fragment proximal court, fractures ouvertes, fibula intact, syndrome des loges, ostéoporose.	Ménisque coincé dans la fracture Complications graves au niveau des tissus mous Plusieurs comorbidités médicales graves Ostéoporose extrême	Moins traumatisant pour les tissus mous Fixation stable	Techniquement exigeant Coût Nécessite une imagerie per-opératoire Utilisation d'un équipement complexe Risques chirurgicaux	

Tableau I. 4 : Synthèse des prises en charge des fractures du plateau tibial selon la fondation AO. Les illustrations sont issues https://surgeryreference.aofoundation.org

Dans le cas des prises en charge chirurgicales par réduction avec ostéosynthèse interne, la chirurgie doit répondre à deux enjeux. Le premier est la réduction de la fracture visant à restaurer les surfaces articulaires. Elle permet de diminuer les douleurs, corriger les défauts d'axe, restaurer la mobilité articulaire et limiter l'apparition d'arthrose précoce. Le second enjeu est la stabilisation. Elle vise à rigidifier la configuration réduite et garantir la tenue mécanique de l'os synthésé lors de la remise en charge. Grâce à la stabilisation, le patient peut remarcher avant un remodelage total de l'os qui pourrait durer plus d'une année. En plus d'autoriser un retour aux activités quotidiennes, une mobilisation rapide de l'articulation du genou favorise la nutrition du cartilage endommagé lors de la fracture (Volpin et al., 1990) et favorise la reconstruction osseuse (Giannoudis, Einhorn, and Marsh 2007).

I.3.4.3 Les méthodes chirurgicales mini-invasives, l'exemple de la Tubéroplastie

Depuis 30 ans, les techniques de chirurgie mini-invasive se sont développées en orthopédie et en traumatologie pour réduire et stabiliser les fractures osseuses, avec un essor particulier depuis 10 ans. Contrairement à la chirurgie à ciel ouvert, les techniques chirurgicales mini-invasives permettent aux chirurgiens d'atteindre leur cible par des incisions de quelques centimètres et l'utilisation d'ancillaires dédiés prenant la forme d'instruments longs et fins. En pratique clinique, elles présentent des avantages essentiels d'un point de vue de la morbidité, de la récupération plus rapide, d'une durée d'hospitalisation réduite, de risques infectieux limités, d'une durée immobilisation réduite, ou encore d'une diminution de la taille des cicatrices et des douleurs post-opératoires. C'est pourquoi elles sont de plus en plus utilisées.

En orthopédie, ces techniques consistent généralement à redonner de la hauteur à la structure osseuse par expansion ou augmentation osseuse à l'aide d'un cric, d'un ballonnet ou d'un stent (Vanni et al., 2016; Khan and Kushchayev, 2019). Généralement, l'augmentation osseuse est suivie par un remplissage de la cavité résultante par injection de ciment chirurgical, os de synthèse ou encore par autogreffe.

La quasi-totalité des ciments injectables peut être classée en trois catégories : les Polyméthacrylate de méthyle (PMMA), les ciments osseux à base de phosphate de calcium et les ciments à base de sulfate de calcium. Initialement dans un état liquide ou pâteux les ciments sont injectés ou moulés pour s'adapter à la forme du site d'implantation. Dans l'idéale, ils s'intègrent à l'os spongieux environnant. Le ciment permet alors d'assurer la stabilisation et la consolidation de la fracture réduite (Vendeuvre 2019).

Pour les fractures du plateau tibial avec enfoncement et séparation (Type Schatzker II), les chirurgies mini-invasives percutanées s'appuient sur la mise en tension des parties molles en ligamentotaxis (Duwelius and Connolly, 1988) et l'usage d'un ballonnet pour déplacer les fragments osseux (Broome et al., 2012; Pizanis et al., 2012; Vendeuvre et al., 2013; Ollivier et al., 2016). Dans ce cas, la réduction de la fracture n'est pas directement visible par le chirurgien due à la faible taille des incisions. La réduction est généralement contrôlée par arthroscopie. La première description de réduction par méthode mini-invasive avec contrôle arthroscopique a été faite en 1985 (Caspari et al., 1985). Une étude comparative incluant 28 patients ayant subi une fracture du plateau tibial a montré qu'une chirurgie assistée par contrôle arthroscopique présente une réduction satisfaisante dans 84 % des cas contre 55 % avec une chirurgie à ciel ouvert (Ohdera et al., 2003). En 2017, cette observation a été confirmée par Meulenkamp et al. en incluant 65 patients. Lorsque l'arthroscopie n'est pas présente, le contrôle de la réduction est réalisé par fluoroscopie ou par scanner à rayons X per-opératoire.

La Tubéroplastie est une technique chirurgicale mini-invasive recommandée pour le traitement des fractures du plateau tibial en compression et séparation (Schatzker type II) ou en compression

uniquement (Schatzker type III) sans contre-indications d'âge, de sexe, de densité osseuse et de localisation de l'enfoncement sur le plateau latéral (Vendeuvre et al., 2013). Le développement de cette technique chirurgicale part du constat que la stabilité articulaire du genou est directement conditionnée par le respect de l'intégrité des ligaments périarticulaires, capsulaires et intra-articulaires. C'est pourquoi des approches mini-invasives limitant les incisions ont été développées pour le traitement des fractures du plateau tibial.

La Tubéroplastie est inspirée de méthodes chirurgicales pour le traitement des fractures vertébrales en compression par voie mini-invasive. Ces méthodes rétablissent la hauteur vertébrale par gonflement de ballonnet et s'avèrent particulièrement efficaces avec un endommagement limité des tissus environnants. La Kyphoplastie par ballonnet (Figure I. 24 - a) a été développée pour la première fois en 1998 est aujourd'hui largement répandue (Belkoff et al., 2001; Bouza et al., 2006; Taylor et al., 2007).

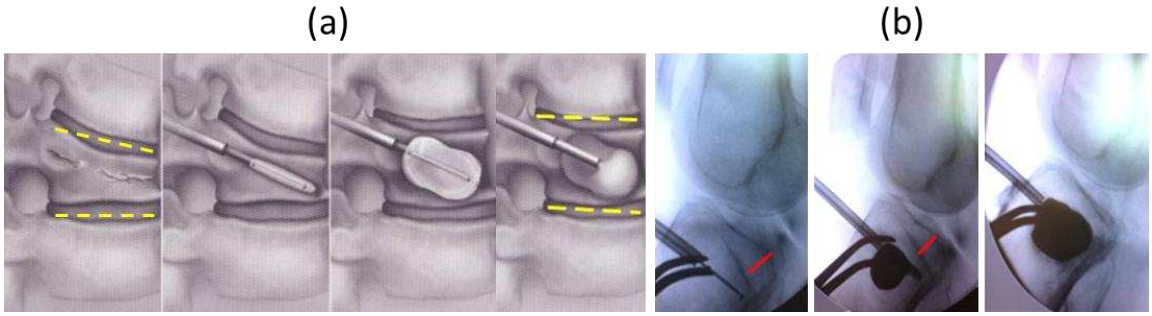


Figure I. 24 : Exemples de techniques de chirurgie mini-invasive: (a) reconstruction par Kyphoplastie d'un corps vertébral fracturé; (b) augmentation d'un plateau tibial fracturé par gonflement d'un ballonnet (Tubéroplastie)

Ainsi, la Tubéroplastie propose une extension de la Kyphoplastie par ballonnet au traitement des fractures du plateau tibial présentant un enfoncement par compression de la structure osseuse (Figure I. 24 - b). Elle inclut une phase de réduction de fracture par l'élévation monobloc du plateau tibial enfoncé à l'aide du gonflement d'un ballonnet. Ensuite, la fracture est stabilisée par fixation percutanée et injection de ciment PMMA ou Phosphate de Calcium dans la cavité résultante.

D'un point de vue pratique, le matériel requis pour réaliser la réduction implique un ballonnet chirurgical initialement développé pour la Kyphoplastie (par exemple, 20mm Kyphon Expender II, *Medtronic*). Celui-ci est placé dans le plan sagittal sous la zone enfoncée par un abord antérieur à l'aide d'une canule dont l'entrée est placée à 5 mm sous la compression maximale observée (Figure I. 25).

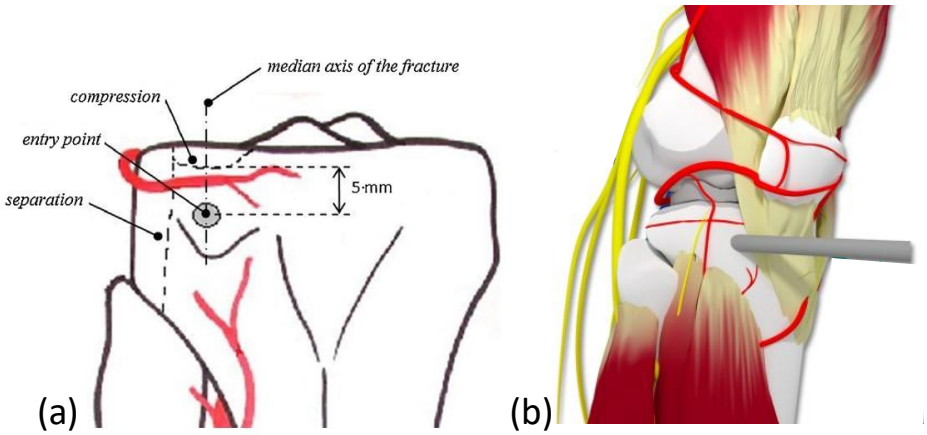


Figure I. 25 : Tubéroplastie: (a) Détermination du point d'entrée de la canule. (b) représentation artistique du point d'entrée. La figure (a) est issue de Vendeuvre et al. (2013). La figure (b) a été créée par K. Nivole, T. Vendeuvre & P. Rigoard en 2016 et issue du Programme Hospitalier de Recherche Clinique TUBERIMPACT.

En cas de fracture incluant une séparation, le fragment séparé est maintenu par étirement des tissus mous environnants, cette action s'appelle le ligamentotaxis. La réduction de la séparation est par la suite maintenue par une pince chirurgicale nommée davier à pointe s'appuyant sur les condyles interne et externe. L'objectif de ce maintien est de limiter l'ouverture de la séparation lors de la phase de réduction par ballonnet.

Lors de la réduction, le ballonnet est gonflé lentement et progressivement sans dépasser la limite de pression admissible définie à 700 PSI (4,83 MPa) par le fabricant. Dans le cas où une réduction convenable n'est pas obtenue avec un volume du ballonnet allant jusqu'à 6 cm^3, le ballonnet peut être dégonflé, déplacé et regonflé. La réduction est pratiquée sous contrôle fluoroscopique au minimum et peut être suivie par arthroscopie. Avant de dégonfler le ballonnet, la force de compression appliquée au fragment séparé par le davier à pointe est augmentée. Lorsque l'espace entre le plateau et le ballonnet le permet, une ou plusieurs vis de compression peut être insérés avant le dégonflement dans le but de maintenir la réduction. Les vis peuvent éventuellement être associés à une plaque de fixation (Figure I. 26). Une fois le ballonnet dégonflé et retiré, une cavité correspondant au volume du ballonnet est observable sous l'enfoncement (Vendeuvre et al. 2019).

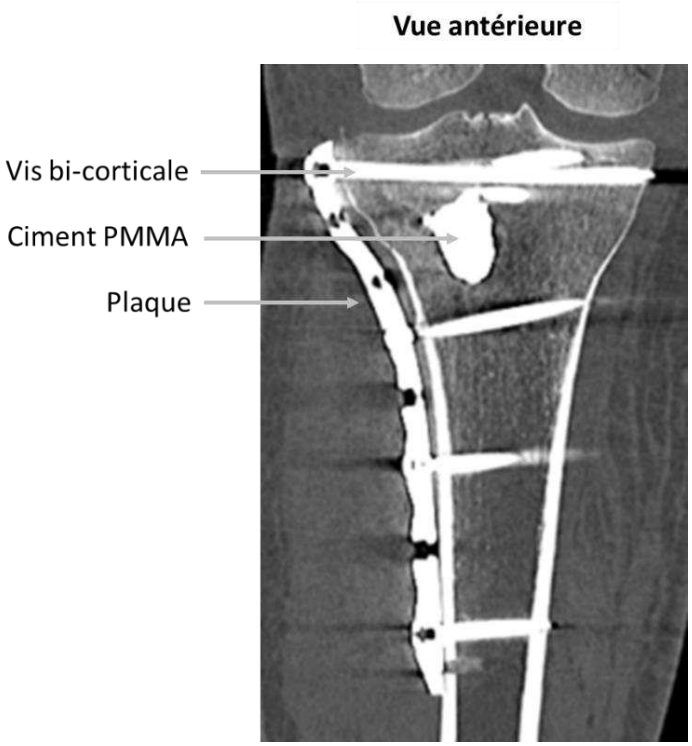


Figure I. 26 : Ostéosynthèse par plaque, vis bi-corticales et injection de ciment PMMA

Le volume moyen de ciment injecté est de 3,5 cm^3, ce volume doit être équivalent au volume de liquide injecté pour le gonflement du ballonnet. Si une ou plusieurs vis traversent la cavité, le volume de ciment injecté est diminué.

Cette méthode chirurgicale a d'abord été pratiquée et validée sur 36 segments cadavériques puis transposée aux sujets humains (Vendeuvre et al., 2019). Les premières analyses ont montré une réduction satisfaisante dans 70 % des cas. Une réduction satisfaisante est caractérisée par une différence locale de hauteur de la surface articulaire inférieure à 5 mm (Figure I. 27). Aujourd'hui, un programme de recherche clinique national incluant douze Centres Hospitalier Universitaires (CHU) est en cours (Vendeuvre et al. 2019 n°: PHRCN_16_0484_TUBERIMPACT) afin de quantifier cliniquement l'apport de la Tubéroplastie au regard des méthodes de prise en charge chirurgicales conventionnelles.

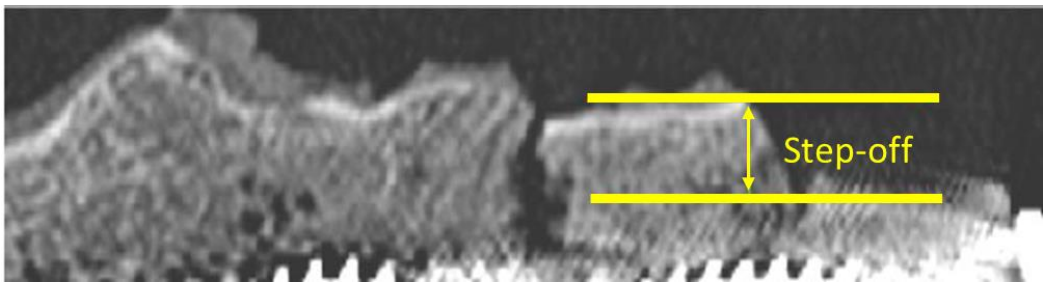


Figure I. 27 : Représentation visuelle de la différence locale de hauteur de la surface articulaire nommée « step-off »

I.3.4.4 Les critères cliniques d'évaluation

Les fractures du plateau tibial sont des fractures articulaires nécessitant une réduction optimale afin d'éviter des séquelles post-opératoires. Pour analyser les défauts de réduction surfacique, deux paramètres sont généralement observés : la différence locale de hauteur de la surface articulaire (nommée « Step-off ») (Figure I. 27) et l'espacement entre les fragments (nommé « Gap »). Ces deux paramètres sont généralement mesurés manuellement sur les images post-opératoires obtenues par radiographie ou CT-scan. L'incongruence et la taille des espaces entre les fragments influencent la phase de réparation et le remodelage osseux. L'incongruence peut entrainer une instabilité ou un désalignement (Giannoudis et al. 2010). Dans la littérature, les valeurs de step-off tolérables pour les fractures du plateau tibial sont comprises entre 2 et 10 mm (Boisrenoult et al. 2000; Durakbasa et al. 2013; Giannoudis et al. 2010; Vendeuvre et al. 2018).

Basé sur 65 cas cliniques, Meulenkamp et al. (2017) ont montré que l'obtention d'une réduction incomplète est indépendante de l'âge, de la masse, du type de fracture, du temps opératoire et de l'utilisation de plaque de fixation ou non. Cependant, ils ont observé une corrélation entre une réduction incomplète et le contrôle per-opératoire par fluoroscopie sans arthroscopie. De même, il apparait qu'une fracture placée dans les quadrants postérieurs du plateau tibial latéral mène plus fréquemment à une réduction incomplète.

I.3.4.5 Le traitement post-opératoire et ses impacts médico-socio-économiques

Pour les patients ayant subi une intervention chirurgicale à la suite d'une fracture du plateau tibial, le traitement post-opératoire standard consiste en une mise en charge partielle ou nulle impliquant l'alitement ou l'utilisation de béquilles (Haller et al., 2013). La fondation AO/OTA préconise une durée de 6 à 8 semaines pendant laquelle la remise en charge doit être nulle aussi dite « doigts de pied touchant ». Cette durée peut être étendue à 10-12 semaines dans le cas de fracture à très haute énergie. Cependant, il semble que dans la pratique, aucun consensus clinique n'existe pour le traitement post-opératoire à prescrire à la suite d'une chirurgie du plateau tibial. Un sondage réalisé auprès de 111 de chirurgiens orthopédistes allemands a montré que 72,1 % d'entre eux ne suivent pas les préconisations de la fondation AO/OTA (Van Der Vusse et al., 2017). Récemment, une étude incluant 91 patients a montré qu'une remise en charge permissive ne mène pas à plus de complications post-opératoires qu'une remise en charge stricte (Kalmet et al., 2019). L'indication d'une remise en charge permissive mène généralement à une remise en charge plus précoce sans risque supplémentaire et implique de nombreux avantages en matière de reconstruction osseuse, de maintien de la densité osseuse et de retour aux activités quotidiennes (Smet et al., 2005; Giannoudis et al., 2007). Cette dernière notion est particulièrement importante pour la population âgée où l'alitement prolongé et la perte de mobilité mènent fréquemment à des complications, une altération grave de l'état de la santé et à une augmentation du risque de décès (Brown et al., 2004). En parallèle, pour la population active, la capacité à reprendre une activité professionnelle rapidement limite les risques socio-économiques (Kraus et al., 2018).

Pour les fractures du plateau tibial, les principales complications post-opératoires sont classables en deux catégories regroupant les complications à court terme et les complications à long terme. Les complications à court terme incluent la perte de réduction, les thromboses et les infections. Les complications à long terme incluent la pseudarthrose fracturaire potentiellement associée à une rupture des implants; la récidive fracturaire osseuse, la raideur articulaire et l'arthrose post-traumatique (Papagelopoulos et al., 2006).

I.4 ÉTUDES BIOMECANIQUES DE LA PRISE EN CHARGE CHIRURGICALE DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL

Pour les cliniciens, l'intervention chirurgicale a pour but de fournir une réduction et une stabilisation satisfaisantes, tout en minimisant les risques de complications post-opératoires. Afin de proposer la meilleure solution clinique en fonction du patient et de sa pathologie, les cliniciens déterminent la chirurgie à réaliser lors du planning opératoire. Dans le but d'aider les cliniciens dans leurs prises de décisions, certaines branches de l'ingénierie biomécanique étudient les gestes chirurgicaux et les comportements mécaniques qui leur sont associés. Dans le domaine, les mécanismes de fracture, l'os, le matériel chirurgical, le geste chirurgical, ses impacts sur la qualité de vie et les résultats fonctionnels sont étudiés. Appliqué aux fractures du plateau tibial et leur prise en charge, plusieurs études ont déjà été réalisées afin d'approfondir les connaissances cliniques.

Dans ce paragraphe, nous proposons de présenter un résumé non exhaustif des études expérimentales associées à l'étude de la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial. Les études et les méthodes par approches numériques seront présentées dans le chapitre II de ce manuscrit de thèse.

I.4.1 Approches expérimentales

En biomécanique, les approches expérimentales ont pour objectif de rendre les phénomènes mesurables pour mieux les identifier et les comprendre. Lorsque le phénomène n'est pas mesurable directement, les approches expérimentales font appel à des modèles représentatifs. On peut citer les matériaux poreux représentatifs de l'os, les modèles animaux, les modèles humains à partir de segments anatomiques issus du don du corps (*ex vivo*) ou encore les expérimentations sur sujets humains vivants (*in vivo*). Chacun de ces modèles impliquent des problématiques éthiques évidentes et doivent garantir une répétabilité du protocole expérimental.

Dans le cas des fractures du plateau tibial, de nombreux phénomènes peuvent être étudiés pour comprendre et mieux appréhender la prise en charge clinique. À l'échelle macroscopique, l'étude de la qualité de la réduction et de la résistance mécanique associée au type d'intervention chirurgicale pratiquée constituent les principales motivations des approches expérimentales.

Sur la base de quatorze paires de tibias issues du don du corps, Heiney et al. (2014) ont proposé de quantifier la qualité d'une réduction par gonflement de ballonnet en comparaison avec une réduction par spatule et maillet dans le cas de fracture de type Schatzker II. Par la suite, une fois la fracture stabilisée, la résistance mécanique a été évaluée par un chargement axial. Dans cette étude, la réduction par ballonnet a montré son intérêt en termes de qualité de réduction et de résistance mécanique, avec comblement phosphate de calcium et stabilisation par plaque.

Cette observation a récemment été confirmée et rationalisée par Vendeuvre et al. (2018). Ils ont montré, par une approche expérimentale similaire, que la résistance mécanique supérieure associée à la réduction par ballonnet réside dans la minimisation du volume de la cavité sous fragmentaire lorsque celle-ci n'est pas comblée.

Indépendamment de la méthode de réduction, plusieurs études expérimentales sur segments anatomiques se sont intéressées au type de stabilisation pratiquée. Ces études ont notamment pu montrer l'équivalence entre une stabilisation par vis comparée à une stabilisation par plaque et vis sur un modèle de fracture avec enfoncement et séparation (Type Schatker II) (Boisrenoult et al., 2000), ou encore l'intérêt des vis bi-corticales face aux vis uni-corticales dans la stabilisation des fractures du plateau tibial par plaque, avec un modèle de fracture assimilable au type VI de la classification de Schatzker (Dougherty et al., 2008).

La compréhension complète de ces macro-phénomènes nécessite généralement des approches expérimentales qui caractérisent les phénomènes à l'échelle microscopique. Dans le cas des fractures du plateau tibial, caractériser le comportement mécanique de l'os, du matériel chirurgical et de leur interaction mutuelle permet de mieux comprendre les risques de perte de réduction, d'instabilité, de récidive fracturaire, de pseudarthrose et de rupture du matériel implanté.

Le comportement mécanique de l'os humain est étudié en biomécanique depuis les années 1950 (Hardinge, 1949). Cependant, la détermination des propriétés mécaniques de l'os s'avère complexe car celles-ci dépendent de l'âge, du site anatomique, de l'architecture et de la porosité. Oftadeh et al. (2015) ont proposé une revue de la littérature sur la biomécanique et la mécano-biologie de l'os trabéculaire. Ils soulignent la difficulté à caractériser et prédire les propriétés mécaniques de l'os du fait de son hétérogénéité et son anisotropie. Les études incluses dans cette revue présentent des approches expérimentales basées sur l'étude en flambement, la nano-indentation, la traction uniaxiale, la flexion, les mesures par ultrasons, la micro-indentation (Oftadeh et al., 2015). Ces approches permettent de quantifier les propriétés élastiques et la limite à la rupture à l'échelle globale et à l'échelle de la travée osseuse. La caractérisation des propriétés mécaniques de l'os est indispensable pour la construction de modèles numériques. Notre description des méthodes de modélisation numérique de l'os du geste chirurgical présenté dans le chapitre II inclura un rappel des propriétés mécaniques de l'os déterminées expérimentalement.

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) est l'un des matériaux les plus durables en chirurgie orthopédique. Ce ciment injectable participe à la stabilité et la résistance mécanique dans des techniques chirurgicales telles que la pose prothèses articulaires, la Kyphoplastie et la Tubéroplastie. La caractérisation du comportement mécanique du PMMA a largement été explorée expérimentalement en termes de propriétés en tension, compression, cisaillement, flexion, fluage et fatigue (Lewis, 1997, 2011; Lee, 2005).

Des travaux réalisés à l'Instit Pprime de l'Université de Poitiers ont montré que 30 minutes après le mélange, le PMMA utilisé pour la Tubéroplastie (KYPHON® Xpede™ Bone cement, *Medtronic*) atteint 85 % de sa résistance à la compression finale et 100 % après 10 h (Vendeuvre 2019). Cette étude a permis de conclure que le délai après l'acte chirurgical pour lequel le patient peut être mobilisé en toute sécurité d'un point de vue du PMMA est d'environ 30 minutes. Récemment, la compréhension des risques d'instabilité et de refracture a été approfondie par l'étude des paramètres de fracture dans l'os, dans le PMMA et au niveau de l'interface entre l'os et le PMMA (Bokam et al., 2020).

À Poitiers, les approches expérimentales pour l'étude du geste chirurgicale en orthopédie et traumatologie sont permises grâce à une forte collaboration entre **l'institut Pprime** de l'Université de Poitiers, le **laboratoire PRISMATICS** du **Centre Hospitalier Universitaire de Poitiers** et **l'ABS Lab**, le laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers. Cependant, les approches expérimentales, particulièrement *ex vivo*, ne permettent pas toujours d'observer, quantifier et comprendre les phénomènes dépendants du patient. Or, du fait des fortes variabilités inhérentes aux patients et aux mécanismes de fracture, la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial s'oriente vers des approches dépendant du patient. Celle-ci prennent alors en compte la morphologie spécifique de la fracture, la densité osseuse du patient et ses habitudes de vie afin de fournir le geste chirurgical le plus adapté en termes de réduction, de stabilisation et d'invasivité. Alors que les approches expérimentales ne permettant pas toujours de répondre aux questions des cliniciens, la modélisation numérique se révèle être un outil complémentaire à disposition des biomécaniciens pour approfondir les connaissances acquises par expérimentations.

L'étude des fractures du plateau tibial et de leur prise en charge par approches numérique est discutée en détail dans le chapitre II. Nous verrons que la nécessité d'évaluer et valider les approches numériques avant toute interprétation des résultats rend les approches numériques indissociables des approches expérimentales.

I.4.2 Métrologie pour le couplage simulation - expérimentation

Le développement des approches couplant l'expérimentation et la modélisation numérique a pour objectif l'optimisation et la validation de modèles numériques par confrontations des deux types d'investigation. Cependant, alors que les modèles numériques fournissent les champs de mesures continues associés aux comportements mécaniques (déplacement, déformation, contraintes), la mesure de ces champs par expérimentation peut se révéler complexe.

L'équipe « Photomécanique & analyse Expérimentale en Mécanique des solides » (PEM) de l'Institut Pprime développe, optimise et exploite des méthodes expérimentales de mesure de champs par voies optiques. L'équipe dénombre une dizaine de méthodes de mesure permettant de répondre au mieux à un large spectre de problèmes mécaniques. Dans notre travail, deux méthodes de mesures ont principalement été exploitées : **le stéréo-suivi de marqueurs** et **la corrélation d'images volumiques.**

I.4.2.1 Le stéréo-suivi de marqueurs

Le stéréo-suivi de marqueurs est une méthode permettant de mesurer les trois composantes du déplacement d'une surface 3D (Germaneau and Doumalin, 2009; Germaneau et al., 2020). Elle permet alors de déterminer six des neufs composantes du tenseur gradient de transformation $[F]$ tel que :

$$[F] = \begin{bmatrix} F_{xx} & F_{xy} & ? \\ F_{yx} & F_{yy} & ? \\ F_{zx} & F_{zy} & ? \end{bmatrix}$$

Ainsi, l'accéder aux composantes planes du tenseur des déformations de Green-Lagrange $[E]$ sans hypothèse est permis tel que :

$$[E] = \begin{bmatrix} E_{xx} & E_{xy} & ? \\ E_{yx} & E_{yy} & ? \\ ? & ? & ? \end{bmatrix}$$

La méthode consiste à suivre, au cours du chargement, une série de marqueurs, situés en surface de la pièce étudiée. Les marqueurs sont généralement noirs sur une surface claire ou blancs sur une surface sombre afin d'être isolés du reste de l'image par seuillage d'intensité. L'acquisition des images est faite par deux caméras numériques hautes résolutions CCD (Charged Coupled Devices) pour obtenir une information stéréoscopique de la scène étudiée. Avant le début de l'expérimentation, le grandissement, la position et l'orientation des caméras par rapport à la scène sont déterminées à l'aide d'une mire de calibration (Figure I. 28). Le centre de la mire de calibration détermine le centre du repère associé à la scène.

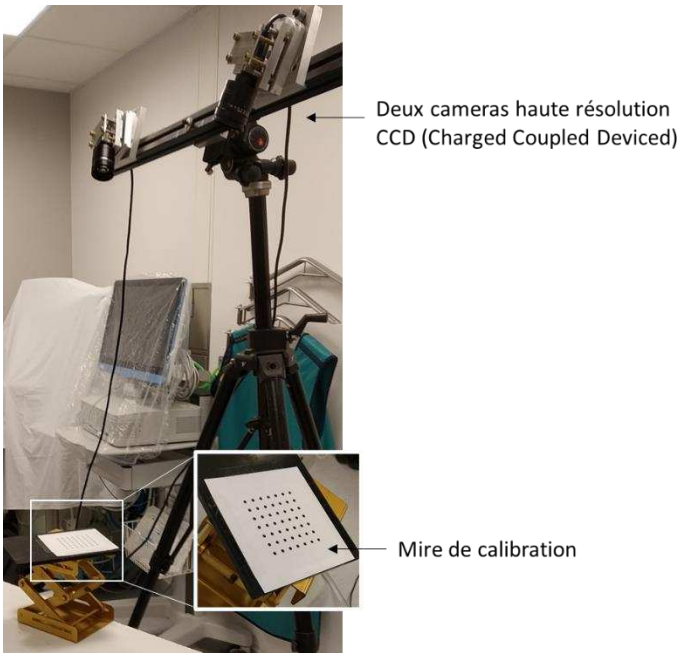


Figure I. 28 : Calibration du système de stéréo-suivi de marqueurs

Une fois le système calibré, la pièce étudiée est placée dans la scène. Lors du chargement, les marqueurs situés en surface de la pièce sont observés par chacune des caméras (Figure I. 29).

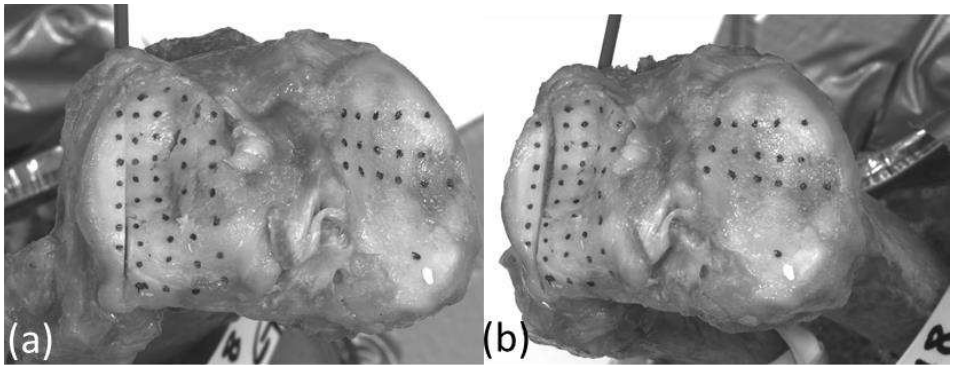


Figure I. 29 : (a) Scène observée par la caméra de gauche. (b) Scène observée par la caméra de droite

Les deux jeux images obtenus grâce aux deux caméras sont analysés à l'aide du logiciel DEFTAC 3D développé par l'équipe PEM (Figure I. 29). La première phase d'analyse consiste à identifier chaque marqueur sur chacune des images. L'identification est manuelle sur la première image de chaque jeu. Une zone de recherche de dimension (N_x, N_y) et une valeur seuil (I_s) sont attribuées à chaque marqueur. Sur les images suivantes, l'identification des marqueurs est automatique à partir des valeurs précédemment définies. Les coordonnées (x_{Ci}, y_{Ci}) des marqueurs dans l'image (2D) sont obtenues à partir du calcul du centre géométrique de la tache, pondéré par l'intensité des niveaux de gris tel que :

$$x_{Ci} = \frac{\sum_{x=0}^{N_x}\sum_{y=0}^{N_y} x_i(I(x_i, y_i) - I_t)}{\sum_{x=0}^{N_x}\sum_{y=0}^{N_y}(I(x_i, y_i) - I_t)}$$

$$y_{Ci} = \frac{\sum_{x=0}^{N_x}\sum_{y=0}^{N_y} y_i(I(x_i, y_i) - I_t)}{\sum_{x=0}^{N_x}\sum_{y=0}^{N_y}(I(x_i, y_i) - I_t)}$$

Avec $i = 1$ pour la caméra de gauche et $i = 2$ pour la caméra de droite ; $I(x_i, y_i)$ l'intensité lumineuse du pixel de coordonnées (x_i, y_i) et I_t l'intensité seuil.

Les coordonnées spatial réelles $\overrightarrow{X_R}$ de chaque marqueur sont déterminées par résolution du système :

$$\left.\begin{matrix} [R_i]\overrightarrow{X_R} = \overrightarrow{X_i} \\ \overrightarrow{X_i} = \left[G_i(\overrightarrow{X_i})\right]\overrightarrow{X_{Ci}} \end{matrix}\right\} ; \ (i = 1,2)$$

Avec $\overrightarrow{X_i} = (X_{Ci}, Y_{Ci}, L_i)$ (Figure I. 30) ; $[R_i]$ la matrice de rotation et $\left[G_i(\overrightarrow{X_i})\right]$ la matrice de passage entre les repères en pixels et les coordonnées en millimètres. Ces paramètres sont obtenus durant la phase de calibration.

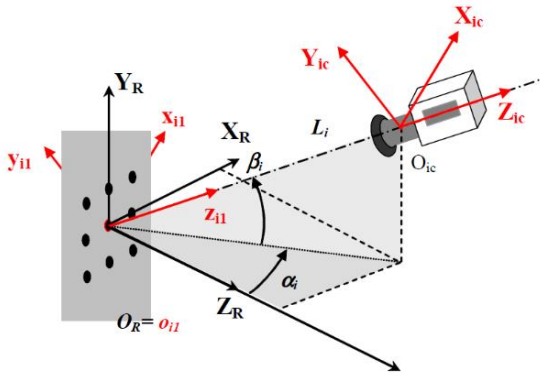


Figure I. 30 : Système de coordonnées pour la caméra i.
Avec i = 1 pour la caméra de gauche et i=2 pour la caméra de droite.
Figure issue de Germaneau et al. 2009

Cette méthode de mesure surfacique sans contact permet de mesurer des déplacements de 0,01 µm à plusieurs dizaines de millimètres en fonction des caméras utilisées et de la distance entre la scène et les caméras. La précision de mesure obtenue est de 0,025 pixel (Brémand et al., 2011). Les déformations mesurables sont comprises entre 0,1 % et plusieurs dizaines de %.

I.4.2.2 La corrélation d'images volumiques (DVC)

La corrélation d'images volumiques (DVC : Digital Volume Correlation) est une extension à la 3D de la corrélation d'images numériques 2D (DIC : Digital Image Correlation) (Chu et al., 1985; Bay, 1995; Doumalin and Bornert, 2000). Alors que la corrélation d'images numériques (DIC) permet de mesurer les composantes planes du déplacement d'une surface plane, la corrélation d'images volumiques (DVC) permet de déterminer les 3 composantes du déplacement et ses variations spatiales au cœur d'un matériau ou d'une structure. Le champ 3D du déplacement ainsi obtenu permet de calculer en chaque point de mesure le tenseur complet des déformations de Green-Lagrange.

Pour rappel, la corrélation d'images numériques (DIC) consiste à appairer deux images numériques représentant la surface d'un échantillon étudié à deux états distincts de déformation. Sur la surface de l'échantillon, l'évolution d'un mouchetis surfacique d'origine naturelle ou artificielle est observée. Pour une fenêtre d'étude D, dont les coordonnées du centre sont décrites par $\vec{X}$, la transformation matérielle ϕ entre l'état initial de D et son état déformé $\phi(D)$ est déterminée par minimisation de la somme des différences des niveaux de gris contenus dans les pixels de D et de son homologue $\phi(D)$. Le vecteur position $\vec{x}$ de D à l'état déformé est alors exprimée $\vec{x} = \phi(\vec{X})$(Figure I. 31).

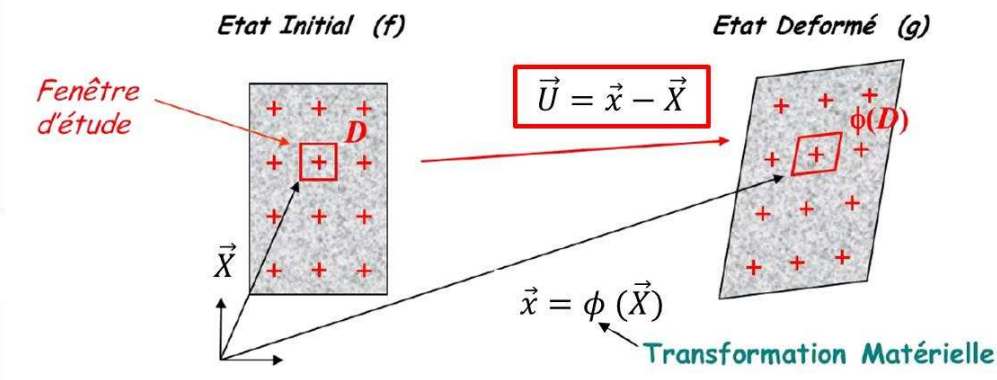


Figure I. 31 : Fonctionnement de la corrélation d'images numérique (DIC)

La DVC a été développée pour mesurer les micro-déplacements et micro-déformations des structures osseuses à l'aide de la tomographie à rayons X micro-focalisée (µCT-scan) (Bay et al., 1999; Buljac et al., 2018; Disney et al., 2018). La DVC a été présentée pour la première fois par Bay et al. en 1999 comme une extension tridimensionnelle de leur propre approche de corrélation d'images numériques (DIC) (Bay, 1995). Pour la DVC, les images utilisées sont volumiques, l'élément unitaire est alors le voxel équivalent 3D du pixel. Un mouchetis volumique d'origine naturelle ou artificielle présentant des gradients de niveaux de gris suffisants doit être visible dans les images volumiques pour permettre l'utilisation de cette méthode (Germaneau 2007). L'os trabéculaire répond particulièrement à ce critère lors d'une investigation par tomographie par rayons X. Le champ de déplacement entre l'état initial et l'état déformé est mesuré sur une grille de points tridimensionnelle virtuelle définie dans un état de référence. Dans l'image initiale, un sous-volume de voxels (D) est défini, centré sur chacun des points de la grille. Le sous-volume est alors recherché dans l'image à un état déformé. Le sous-volume de corrélation est représenté par la valeur des voxels le constituant noté $f(\vec{X})$ à l'état initial, avec $\vec{X}$ le vecteur position du sous-volume à l'état initial. La position du sous-volume recherché dans l'image déformée est noté $\vec{x}$ et les niveaux de gris le constituant $g(\vec{x})$. Déterminer la transformation matérielle ϕ tel que $\vec{x} = \phi(\vec{X})$ revient donc théoriquement à rechercher l'égalité $f(\vec{X}) = g(\vec{x})$. Cependant, cette égalité existe uniquement avec l'hypothèse de conservation du flux optique (c'est à-dire de l'intensité des niveaux de gris) durant le chargement. En pratique, cette hypothèse n'est jamais vérifiée du fait, à minima, de la présence de bruit du capteur lors de l'acquisition d'images. Ainsi, il est nécessaire d'identifier une transformation matérielle ϕ adaptée à la déformation du milieu afin de minimiser la quantité $f(\vec{X}) - g(\vec{x})$ que l'on peut noter $f(\vec{X}) - g(\phi(\vec{X}))$ et déterminer la position finale de $\vec{x}$.

Le déplacement $\vec{U} = (u, v, w)$ correspond à la différence des coordonnées des centres des sous-volumes homologues, à un déplacement de corps rigides près tel que $\vec{U} = \vec{x} - \vec{X}$. Cela permettant de d'exprimer la transformation matérielle telle que $\phi(\vec{X}) = \vec{X} + \vec{U}(\vec{X})$ (Figure I. 32).

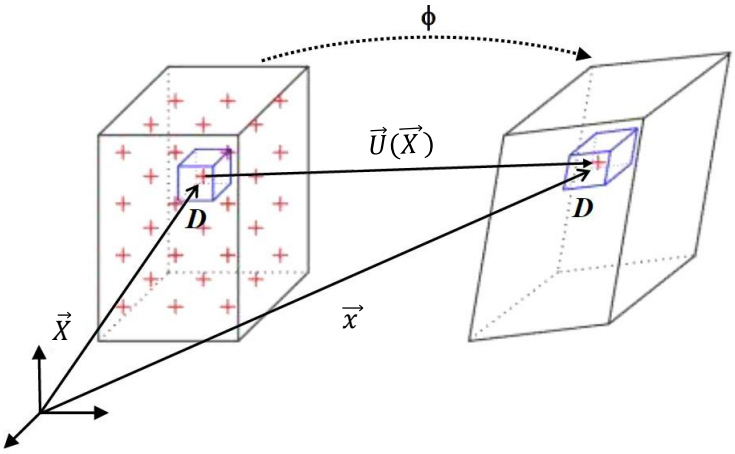


Figure I. 32 : La corrélation d'images volumiques (DVC)
Figure adaptée de la thèse d'Arnaud Germaneau (2007)

Pour retrouver la transformation matérielle permettant de minimiser la quantité $f(\vec{X}) - g(\phi(\vec{X})$, il convient de faire un choix sur la forme de l'expression de ϕ recherchée. Comme pour la corrélation d'images numériques (DIC), la transformation matérielle exprimée sous la forme $\phi = \vec{X} + \vec{U}(\vec{X})$ peut-être approximée par son développement limité ϕ_0 sur le domaine D centré au point $\overrightarrow{X_0}$ à l'état de référence, donnant à l'ordre 1 :

$$\phi_0(\vec{X}) = \vec{X} + \vec{U}(\vec{X}) + \frac{\delta\vec{U}}{\delta\vec{X}}(\overrightarrow{X_0})(\vec{X} - \overrightarrow{X_0})$$

Pour minimiser la quantité $f(\vec{X}) - g\left(\phi_0(\vec{X})\right)$, le niveau de ressemblance entre un sous-volume de l'état initial et un sous-volume de l'état déformé est défini par un coefficient de corrélation. Plusieurs expressions du coefficient de corrélation existent. Les applications de la corrélation d'images volumiques présentées dans les travaux de cette thèse utilisent un coefficient de corrélation exprimé sous la forme :

$$C = 1 - \frac{\sum_{\vec{X}\in D}(f(\vec{X}) - f_D)(g(\phi(\vec{X}) - g_D)}{\sqrt{(\sum_{\vec{X}\in D}(f(\vec{X}) - f_D)^2)}\sqrt{(\sum_{\vec{X}\in D}(g(\vec{X}) - g_D)^2)}}$$

Avec f les nuances de gris de l'image initiale, g les nuances de gris de l'image déformée, f_D et g_D les valeurs moyennes des sous-volumes D et $\phi(D)$ (Germaneau 2007).

Cette formulation normalisée du coefficient de corrélation a été éprouvée en 2D par l'équipe PEM en 2000 (Doumalin and Bornert) puis étendue à la 3D (A. Germaneau, Doumalin, and Dupré 2007a; 2007b; Germaneau, Doumalin, and Dupré 2008; Germaneau 2007). Cette expression a l'avantage d'être insensible aux variations de luminosité ou de contraste entre l'image initiale et l'image déformée, car elle évalue les variations de nuance de gris dans chaque sous-volume par rapport à la moyenne dans le sous-volume. Pour un domaine D, la valeur minimum du coefficient de corrélation donne la transformation matérielle entre l'image initiale et l'image déformée.

Cette méthode sans contact permet de mesurer les déplacements volumiques dans la structure de 1 µm à plusieurs dizaines de millimètres. Les déformations mesurables vont de 0,01 % à plusieurs %. Ainsi, la méthode permet d'atteindre des déplacements de fractions de voxel, en fonction des paramètres choisis, la précision de la méthode peut atteindre le centième de voxel (Valle et al., 2019).

I.5 CONCLUSION DU CHAPITRE I

Ce premier chapitre présente les éléments clés permettant la compréhension des enjeux de la prise en charge clinique des fractures du plateau tibial. Le tissu vivant qu'est l'os humain a été décrit ainsi que ses propriétés d'adaptation et de reconstruction. Par l'exemple de l'articulation du genou, nous avons abordé comment peuvent interagir les os et les tissus mous pour former le système musculosquelettique humain. Une synthèse des surfaces de contacts et des efforts articulaires et périarticulaires permettant la stabilité active et passive du genou a été proposée dans le but de décrire l'environnement mécanique du plateau tibial sain. Les mécanismes de fractures du plateau tibial, leur classification et leur prise en charge clinique ont été énoncés afin d'introduire les enjeux de la chirurgie orthopédique en traumatologie.

Nous avons constaté que les recommandations pour la prise en charge clinique des fractures du plateau tibial sont non-spécifiques et ne sont pas toujours respectées. Associés à la complexité de la fracture, l'expérience et les informations à disposition des cliniciens lors du planning opératoire influencent le traitement chirurgical et post-opératoire choisi par les chirurgiens. Dans le but de proposer des gestes chirurgicaux moins invasifs et plus personnalisés, nous avons vu que de nouvelles techniques chirurgicales se sont développées permettant la réduction et la stabilisation de certains types de fractures du plateau tibial par augmentation osseuse et ostéosynthèse percutanée. Ces gestes chirurgicaux mini-invasifs comme la Tubéroplastie présentent de nombreux avantages pour le patient. En contrepartie, la visualisation directe de la fracture n'est plus permise en l'absence d'arthroscopie due aux petites incisions pratiquées. Le bon déroulé de la chirurgie est alors conditionné, en partie, par les informations à disposition des chirurgiens lors du planning opératoire.

Pour fournir aux cliniciens des connaissances approfondies sur l'impact des gestes chirurgicaux, une branche de la biomécanique s'intéresse à l'os, aux dispositifs médicaux implantables et leurs interactions. Par des approches expérimentales, de nombreuses informations ont déjà été fournies aux cliniciens quant au comportement mécanique de l'os et des dispositifs médicaux. Par des approches sur segments anatomiques, des gestes chirurgicaux ont notamment pu être évalués d'un point de vue biomécanique.

Cependant, les études expérimentales ne permettent pas de considérer les nombreuses variabilités inhérentes à la prise en charge des fractures osseuses comme la densité du matériau osseux, la géométrie des segments, les mécanismes de fractures, les types de fractures et les chargements morphologiques post-opératoires.

Pour fournir des données patient-spécifiques, les approches numériques sont de plus en plus fréquentes en biomécanique. Ces approches sont encore peu exploitées en traumatologie mais offrent la possibilité d'intégrer de nombreuses variabilités énoncées précédemment. Indissociables des études expérimentales, les solutions menant aux approches numériques et à la modélisation patient-spécifique des fractures du plateau tibial font l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE II

II. CHAPITRE II – MODELISATION NUMERIQUE PATIENT-SPECIFIQUE

II.1 INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, la chirurgie orthopédique et traumatologique s'associe aux nouvelles technologies avec le souhait de simplifier, rationaliser et préciser le geste chirurgical. Les développements en imagerie, en traitement de l'image, en navigation et en robotique permettent aujourd'hui la mise en place de Gestes Médico-Chirurgicaux-Assistés par Ordinateur (GMCAO).

Ainsi, certaines méthodes et certains outils utilisés par les ingénieurs en mécanique sont aujourd'hui mis au service de la biomécanique pour les GMCAO. Dans le cas de la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical, l'un des principaux enjeux est de définir avec justesse les géométries, les matériaux et les conditions limites de l'étude. Alors que ces données sont essentielles en mécanique, elles peuvent être particulièrement difficiles à déterminer en biomécanique.

La biomécanique expérimentale s'intéresse à définir les propriétés matériaux et les conditions limites associées à l'os et au geste chirurgical. Cependant, intégrer des variabilités géométriques ou structurelles représentatives de la réalité a des modèles *in vitro* s'avère complexe et le développement de solutions patient-spécifiques impossibles. En parallèle, la modélisation numérique permet d'accéder aux géométries spécifiques d'un patient par la numérisation, la segmentation et la reconstruction des structures osseuses.

Pour cette raison, le développement de modèles numériques patient-spécifiques s'appuyant sur les données issues de la recherche expérimentale, tout en intégrant des caractéristiques spécifiques au patient, est une voie privilégiée pour fournir des données pertinentes aux cliniciens pour la prise de décisions cliniques. Dans ce travail de thèse, nous présentons le développement d'outils numériques patient-spécifiques pour l'aide au planning chirurgical de la réduction et de la stabilisation de fracture du plateau tibial.

Dans la première partie de ce chapitre II, nous proposons tout d'abord de présenter la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical par la succession de huit étapes. Une revue de la littérature des modélisations permettant la compréhension des comportements biomécaniques associés à la prise en charge des fractures du plateau tibial et les applications à destination de la clinique pour la réduction de fracture sera présentée.

Dans la seconde partie de ce chapitre II, nous présenterons la mise en œuvre des étapes permettant la reconstruction numérique de plateaux tibiaux sains et fracturés. Ces étapes ont été regroupées dans un outil numérique nommé Modelfrac qui sera présenté et évalué. Cet outil offre la possibilité de reconstruire numériquement les structures osseuses saines et fracturées exploitées dans les chapitres III, IV et V.

II.2 LA MODELISATION NUMERIQUE DE L'OS ET DE GESTE CHIRURGICAL

La modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical propose de développer des jumeaux numériques au service de la médecine. Ces modèles numériques visent à prédire les champs mécaniques associés à différents types de chargements afin de simuler l'évolution d'une pathologie pour l'aide au pronostic et à planifier et simuler une intervention à l'avance pour l'aide à la thérapie. À l'image des modèles *in vitro*, *in vivo* et *ex vivo,* les modèles numériques sont nommés modèles *in silico* en référence au silicium composant les transistors présents dans les ordinateurs. Afin de fournir des informations qualitatives, les paramètres des modèles *in silico* sont optimisés pour s'ajuster aux systèmes d'imageries, à la zone anatomique étudiée, à l'échelle observée et au comportement que l'on souhaite simuler. Les modèles *in silico* sont généralement évalués et validés par approches expérimentales.

Dans cette partie, nous parcourrons les méthodes permettant de réaliser des modèles numériques à partir de données *in vivo*, *in vitro* ou *ex vivo*. Pour cela, nous décrirons les huit étapes de la modélisation patient-spécifique, à savoir : la numérisation grâce aux systèmes d'imageries, la segmentation d'images volumiques, la reconstruction en modèle géométrique, le maillage en éléments finis surfaciques et volumiques, la définition des propriétés mécaniques des matériaux, la définition des conditions aux limites, les moyens de simulation et le traitement des données incluant leur évaluation. Par la suite, nous proposerons un état de l'art des modélisations numériques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.1 Les méthodes de modélisation géométrique

II.2.1.1 La numérisation par imageries médicales

L'imagerie médicale permet de créer une représentation visuelle numérique des os et de leur fonctionnement. Les principales méthodes d'imagerie sont basées sur des technologies s'appuyant sur : les rayons X, la résonnance magnétique nucléaire (IRM) ou encore les ultrasons. En fonction des méthodes d'imagerie, les images résultantes sont planes (2D) ou volumiques (3D). L'imagerie par rayons X sera préférée pour l'observation des structures avec une forte densité. L'imagerie par IRM sera pratiquée pour l'observation des tissus chargés en eau. L'imagerie par ultrasons sera utilisée pour la visualisation de phénomène dynamique ou pour un premier diagnostic en amont de l'IRM.

Pour l'étude des os, les imageries privilégiées sont la radiographie par rayons X, créant des images 2D, et la tomodensitométrie par scanner à rayons X (CT-scan) créent au choix des reconstructions d'images 2D ou 3D.

Les CT-scans utilisent les rayons X émis par une source tournant autour d'une région d'intérêt au sein de l'échantillon à observer. Les tissus présents dans la région d'intérêt absorbent les rayons X proportionnellement à leur densité. Un détecteur diamétralement opposé à la source mesure la quantité de rayons X ayant traversé la région d'intérêt. Plusieurs émissions-détections sont réalisées au cours de la rotation simultanée de la source et du détecteur autour de la zone d'intérêt. Par la suite, à l'aide d'algorithmes de reconstruction, une image volumique de la région d'intérêt est reconstruite en grille 3D composée voxels. Tout comme les pixels d'une image 2D en noir et blanc, les voxels d'une image 3D possèdent une nuance de gris. Généralement, les niveaux de gris de l'image 3D obtenue par CT-scan sont définis en Unités Hounsfield (UH) et sont codés sur 12 bits. Lorsqu'elle est correctement calibrée, l'échelle des UH donne une quantification de la densité des structures observées par détermination de leur coefficient d'absorption de rayons X tel que :

$$UH = 1000 \times (\mu_X - \mu_{eau})/\mu_{eau})$$

Avec μ_{eau} le coefficient d'absorption de l'eau et μ_X le coefficient d'absorption moyen dans le voxel. Ainsi -1024 UH correspond à de l'air, 0 UH à de l'eau, et 3072 UH au maximum de l'image. Sur cette échelle, l'os trabéculaire est supposé avoir des valeurs supérieures à 225 UH et l'os cortical supérieur à 1000 UH.

Pour que ces valeurs soient respectées, il est nécessaire que le CT-scan soit calibré, le système d'imagerie est alors nommé QCT-scan (Quantitative Computerized Tomography scan). La méthode la plus répandue est l'étalonnage à l'aide d'un fantôme de calibration possédant des emplacements dans lesquels des matériaux calibrés sont insérés (Figure II. 1-a). À partir d'une imagerie volumique contenant le fantôme de calibration, la loi de passage entre les valeurs UH calculées par le CT-scan et la densité des matériaux est déterminée. Cette méthode est largement utilisée pour la construction de modèles éléments finis patient-spécifiques (Zannoni et al., 1999; Schileo et al., 2008; Chen et al., 2010; Knowles et al., 2016; Qasim et al., 2016; Taddei et al., 2016).

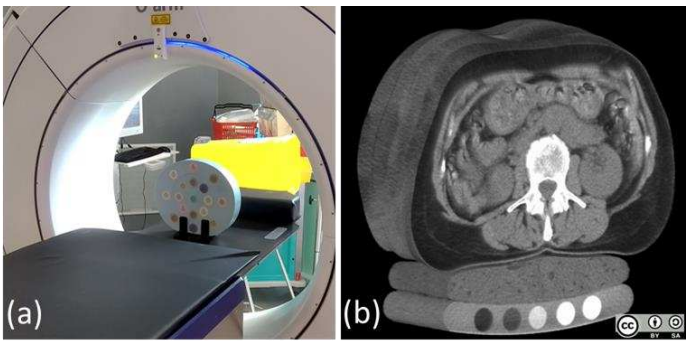


Figure II. 1 : (a) Fantôme de calibration de la marque CIRS référence 062M placé dans un CT-scan clinique du CHU de Poitiers. (b) Reconstruction obtenue par CT-scan d'un patient avec un tapis de calibration

L'imagerie du fantôme de calibration peut être faite indépendamment de l'imagerie du patient si les paramètres d'acquisition sont conservés. Cependant, pour garantir une calibration optimale, il est préférable que l'image du patient contienne un fantôme de calibration. En pratique, cela est permis à l'aide d'un tapis de calibration placé sous le patient (Figure II. 1-b).

Une approche allégée peut être établie sans fantôme ou avec un fantôme uniquement constitué d'eau. L'eau contenue et l'air environnant sont alors utilisés comme matériaux de référence pour l'étalonnage. En 2017, Lee et al. ont évalué une méthode d'étalonnage sans fantôme de calibration pour la mesure de la densité minérale osseuse. Cette méthode utilisait l'air, le sang et le tissu adipeux comme matériaux de référence. Évaluée sur 40 patients, cette étude a montré sa robustesse comparée à la méthode utilisant un fantôme de calibration.

La numérisation par imagerie est la première étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.1.2 Le traitement de l'image

Afin de faciliter la phase de segmentation, les images sont généralement optimisées lors d'une étape intermédiaire à l'aide de filtres numériques. Cette sous-étape consiste à améliorer la qualité de l'image afin de faciliter l'extraction des structures à segmenter (Sachse, 2004). Parmi ces filtres on retrouve ceux permettant de redimensionner l'image, réduire le bruit (Figure II. 2 a-b-c), extraire des gradients (Figure II. 2 d-e-f), ou encore d'étirer une plage de l'histogramme (Figure II. 3). L'étirement d'une plage de l'histogramme sera vu en détail dans la suite de ce chapitre.

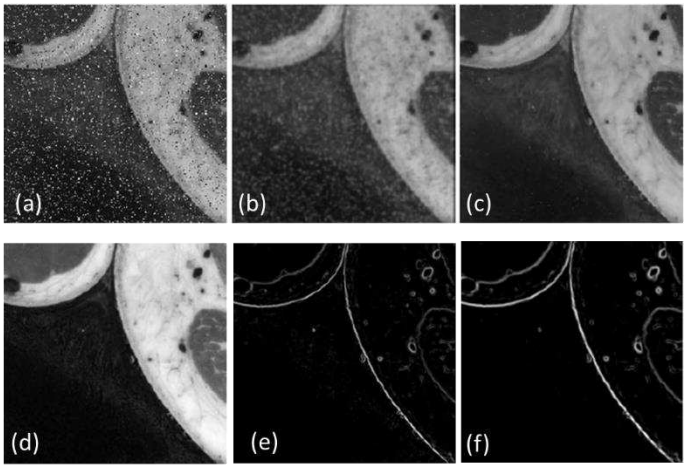


Figure II. 2 : (a) Image avec ajout de bruit; (b) Image-a après application d'un filtre réducteur de bruit de type average*; (c) et de type* median *; (d) Image sans bruit ; (e) Image-d après application d'un filtre extracteur des gradients simple et (f) avec une définition Sorbel. Les images sont adaptées de Sachse et al., 2004*

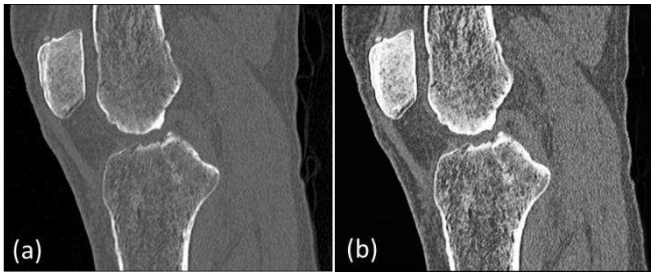


Figure II. 3 : (a) Image initiale (b) Image -a après application d'un filtre Sigmoïd pour étirer une plage de l'histogramme

Les bibliothèques libres VTK (Visualization Toolkit) pour la visualisation d'image et ITK (Insight Toolkit) pour la modification, la segmentation, l'analyse et la quantification d'image médicale sont largement utilisées par la communauté scientifique (McCormick et al., 2014). Ces bibliothèques sont intégrées à de nombreux logiciels de traitement d'images médicales tels que les logiciels libres 3D Slicer et ITK-Snap ou les logiciels commerciaux Simpleware - Scan IP ou Materialise Mimics.

II.2.1.3 La segmentation d'image

La segmentation consiste à décomposer une image 2D ou 3D en régions indépendantes qui ont un sens au regard de l'étude réalisée. Ainsi, la segmentation d'une même image peut donner des résultats très différents en fonction de la description structurelle souhaitée. Lors de la segmentation d'une image volumique, un label est associé à chaque voxel en fonction de son apparence ou non aux géométries à extraire. L'enjeu de la segmentation est de définir manuellement, semi-automatiquement ou automatiquement le label de chacun des voxels de l'image. Généralement, un label est associé à une zone d'intérêt. Ainsi, le résultat d'une segmentation est une carte de labels permettant d'identifier indépendamment différentes parties composant la géométrie de l'objet imagé en déterminant pour chaque voxel la région d'intérêt à laquelle il appartient (Figure II. 4).

Les méthodes de segmentation automatiques permettent de produire une segmentation sans intervention de l'utilisateur. Les méthodes semi-automatiques nécessitent que l'utilisateur définisse certains paramètres afin de guider la segmentation. Enfin, les méthodes manuelles nécessitent un haut niveau d'interaction entre l'utilisateur et le logiciel.

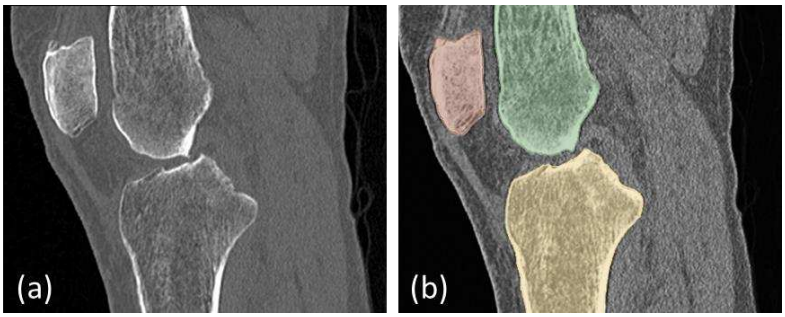


Figure II. 4 : (a) Coupe sagittale de l'image initiale. (b) Coupe sagittale de l'image segmentée. Le tibia apparait en jaune, le fémur en vert, la patella en marron

La segmentation d'image peut se regrouper en quatre grandes catégories :

La segmentation basée sur **le seuillage d'intensité** assigne la région d'appartenance d'un voxel en fonction de l'intensité qu'il contient. Le critère de seuillage est défini automatiquement ou manuellement par l'analyse de l'histogramme de l'image. Ce type de segmentation peut directement être utilisé pour isoler les structures osseuses de leur environnement.

La segmentation basée sur **la croissance de région** utilise une labélisation partielle de l'image préalablement définie. Les voxels au voisinage de la région initiale sont examinés et inclus s'ils correspondent aux caractéristiques de la région. Généralement, les caractéristiques de la région sont définies par l'intensité contenue dans les voxels. Cette méthode est itérative et s'arrête si aucun nouveau voisin intégrable n'est trouvé (Figure II. 5). La labélisation initiale partielle est communément manuelle.

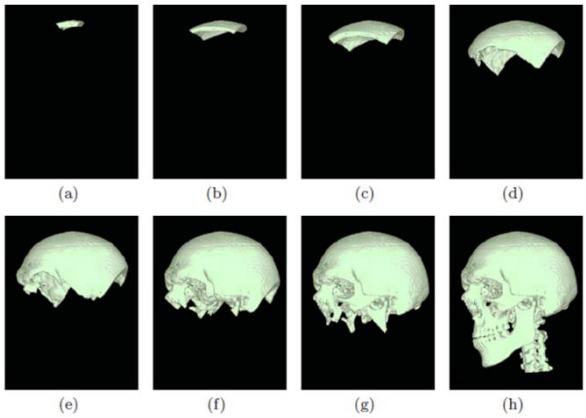


Figure II. 5 : Segmentation d'image 3D de CT-scan par croissance de région. Les images de (a) à (h) montrent différentes itérations du processus de croissance de régions. Figure issue de Sachse et al. 2004.

L'algorithme des **bassins versants** est une technique de segmentation basée sur l'analyse du bord des structures à segmenter. D'abord, le gradient de l'image est déterminé avec un filtre Sorbel, puis l'image est scannée et segmentée. La segmentation par bassins versants mène généralement à un nombre élevé de régions qui peuvent par la suite être fusionnées manuellement ou automatiquement.

Enfin, la segmentation par **modèle déformable** extrait les géométries par adaptation itérative d'une surface aux bords des structures à segmenter (Heimann and Meinzer, 2009). Ce type de segmentation nécessite de fournir des informations sur la forme et la position de la structure à segmenter.

La segmentation de structures osseuses saines reste une tache dont la complexité est influencée par le type d'os. Bien qu'aucune méthode de segmentation automatique fonctionnant dans toutes les situations n'existe, la segmentation automatique d'os sain tend actuellement vers l'automatisation.

Tamez-Pena et al. (2012) ont proposé une méthode de segmentations automatisées des os et cartilages du genou à partir d'images IRM. Plus récemment, en 2019, Klein et al. ont proposé une méthode automatique, basée sur la technologie des réseaux neuronaux convolutifs, pour la segmentation des os du corps humain à partir d'une image de CT-scan complète du corps.

Bien que l'IRM soit rarement utilisée en clinique pour l'observation et l'analyse des structures osseuses, des géométries osseuses numériques sont parfois produites à partir d'IRM (Tamez-Pena et al., 2012; Aprovitola and Gallo, 2016). Cela est généralement motivé par une plus grande disponibilité d'images d'IRM contenant des os non fracturés. En effet, le CT-scan est généralement prescrit après un examen radiographique sur lequel une fracture potentielle est identifiée. En 2017, Neubert et al. ont publié une étude comparant la segmentation des os sains du genou d'un sujet cadavérique, à partir d'une image d'IRM et d'une image de CT-scan. Ils ont observé une différence moyenne inférieure à 1 mm sur l'ensemble des segmentations avec des variations en fonction de la séquence d'IRM utilisée.

La segmentation osseuse en traumatologie

En traumatologie où les os sont fracturés, le développement de méthodes de segmentation automatique se révèle plus complexe. Cela est dû à la haute variabilité géométrique inter-sujet observable sur les fragments osseux et à l'identification difficile des plans de fracture lorsque les fragments sont connectés. Aussi, certains fragments indépendants mais connectés ne peuvent être distingués avec les résolutions d'images disponibles en clinique. Dans ces cas, les filtres de lissage ne peuvent pas être appliqués sans risque de déformer la forme des fragments et retirer les fragments les plus petits.

En 2010, Fornaro et al. ont présenté une méthode semi-automatique pour segmenter les os et fragments de pelvis fracturé. La segmentation par seuillage et par croissance de région ont été utilisées pour extraire les structures non connectées (fracture complète) de manière quasi-automatique. La segmentation des fragments connectés (fracture incomplète) a été possible en observant l'amorce des plans de fracture par un filtre Hessian appliqué aux images, puis par la complétion des plans de fracture par l'utilisateur.

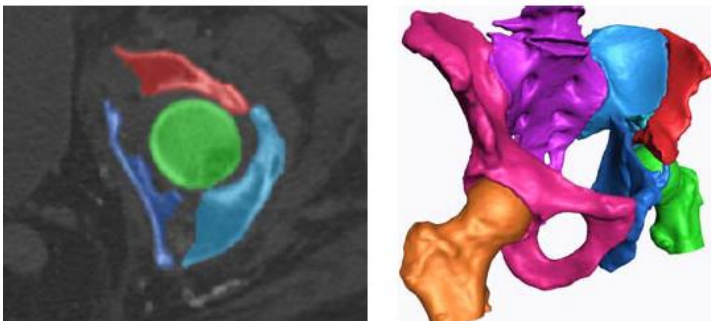


Figure II. 6 : Segmentation semi-automatique d'une fracture du pelvis. Images issues de Fornaro et al. 2010.

En 2012, Tassani et al. ont publié une méthode de segmentation semi-automatique basée sur le seuillage d'intensité pour déterminer les limites inter-fragmentaires. Paulano et al. (2014) ont proposé une segmentation semi-automatique d'os fracturé par croissance de région appliquée successivement aux coupes 2D de l'image 3D. Bien que cette méthode produise une succession de segmentations 2D, la sur-croissance d'une région peut facilement être détectée avec cette méthode et être corrigée dès la première coupe où elle apparait. En 2019, Ruikar et al. ont publié une méthode automatisée pour la segmentation d'os fracturés. Cependant, cette méthode implique un traitement de l'image avancé avant la segmentation influençant ainsi fortement l'efficacité de la segmentation automatique.

Due à la haute variabilité géométrique des fragments osseux d'un cas de fracture à un autre, la segmentation par modèles déformables reste limitée aux fractures correspondant à un schéma de fracture bien précis.

Le traitement d'images et la segmentation automatique de fragments osseux restent des défis à relever. Aujourd'hui, pour la segmentation d'os fracturés, les méthodes basées sur la croissance de régions restent les plus utilisées.

La segmentation d'image constitue la deuxième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.1.4 Les modèles géométriques par reconstruction 3D

Une fois les structures osseuses extraites par segmentation d'images, la reconstruction 3D des structures osseuses a pour objectif de produire des modèles géométriques exploitables. Les modèles géométriques dédiés à la visualisation et à la simulation numérique par éléments finis n'impliquent pas les mêmes besoins. Ainsi, cette étape dépend de l'étude que l'on souhaite réaliser. La reconstruction 3D pourra prendre la forme d'**un nuage de points**, d'**un maillage surfacique** ou d'**un maillage volumique**.

Mailler une géométrie consiste à discrétiser celle-ci en éléments afin d'obtenir une représentation simplifiée de la géométrie initiale. Le maillage est dit **surfacique** lorsque seulement la surface externe de la géométrie est discrétisée, on obtient alors une enveloppe maillée par des éléments finis surfaciques. Le maillage est **volumique** si l'ensemble du volume est discrétisé, on obtient alors un assemblage d'éléments finis volumiques.

L'algorithme « Marching Cube » permettant d'obtenir une reconstruction 3D à partir d'une image médicale labélisée a montré son efficacité et sa rapidité depuis sa publication en 1987 (Lorensen and Cline, 1987). L'algorithme génère un maillage surfacique par identification des voxels en bordure de segmentation puis interpole linéairement de leurs sommets. La taille des éléments du maillage ainsi générés dépend alors directement de la résolution de l'image médicale et la complexité de la segmentation.

La manière la plus simple et la plus rapide pour obtenir un maillage volumique est de considérer la taille et la forme des éléments finis volumiques identiques à celle des voxels. Les voxels labélisés lors de la segmentation sont alors convertis en éléments du maillage volumique. Cette méthode associée, en bordure, à l'algorithme « Marching Cube » a largement été utilisée pour générer des reconstruction 3D en maillages volumiques dédiés à simulation numérique de l'os et du geste chirurgical. Dans la littérature, on retrouve l'utilisation de cet algorithme pour la modélisation de fractures de la hanche (Fornaro et al., 2008), fractures des os pelviens (Fornaro et al., 2010a) et fracture de l'humérus proximal (Fürnstahl et al., 2012). Il a également été utilisé pour représenter les géométries de fractures multi-fragmentaires (Willis et al., 2007) et pour un modèle virtuel de chirurgie orthopédique (Tsai et al., 2001). L'algorithme de référence « Marching Cube » pour la production de maillages surfaciques et volumiques a depuis été approfondi et amélioré.

En 2017, Rashad et al. ont publié une revue des méthodes d'optimisation de maillage surfacique. L'enjeu est de trouver le meilleur compromis entre le nombre d'éléments (contrainte de cardinalité), l'écart entre le maillage initial et entre le maillage final (contrainte géométrie) et la disposition du maillage (contrainte topologique) que l'on peut souhaiter homogène ou raffiné localement. En fonction du logiciel, de l'algorithme, de l'utilisateur et de l'utilisation du modèle géométrique, le degré de simplification varie. Pour la modélisation des fragments osseux, il est parfois souhaitable d'obtenir

des géométries simplifiées et lissées afin de minimiser les défauts de segmentations dues à la résolution d'image initiale ou de la méthode de segmentation utilisée.

En 2016, Jiménez-Delgado et al. ont publié une revue de la littérature relative aux techniques de simulations et nouvelles tendances pour le planning chirurgical assisté par ordinateur pour la réduction de fracture. Cette publication insiste sur le fait que la modélisation de l'interaction entre les fragments osseux peut se révéler difficile lorsque ceux-ci montrent une forte complexité géométrique. Dans ces cas, le lissage, la simplification et/ou le remaillage sont indispensables pour obtenir des géométries de fragments compatibles avec une simulation numérique interactive. Cependant, ces filtres doivent être utilisés avec précaution, bien qu'ils soient pertinents pour minimiser les erreurs de segmentation, ils peuvent également retirer les aspérités géométriques propres au fragment et nécessaires à l'étude de son comportement cinématique et mécanique. Tableau II. 1 présente les avantages et inconvénients des méthodes de lissage, simplification et remaillage.

Technique	Données d'entée	Avantages	Inconvénients
Lissage	Maillages surfaciques ou volumiques	- Réduit le bruit présent sur les modèles de fragments osseux - Extrapole les informations manquantes entre les coupes - Améliore la visualisation	- Des petites aspérités géométriques peuvent être retirées du tissu trabéculaire surtout dans la zone de la fracture et près des articulations
Simplification	Nuages de points, maillages surfaciques ou volumiques	- Les modèles de fragments osseux peuvent être traités plus rapidement - Permet une interaction avec des modèles de fragments volumineux	- Des éléments importants peuvent être retirés du tissu trabéculaire surtout dans la zone de la fracture et près des articulations
Remaillage	Maillages surfaciques ou volumiques	- Meilleure densité d'échantillonnage de la géométrie des fragments osseux - Améliore les performances	- Difficile à appliquer en raison de l'hétérogénéité de l'os trabéculaire lorsque celle-ci est prise en compte

Tableau II. 1 : Synthèse des avantages et inconvénients associés aux méthodes d'optimisation appliquées aux modèles incluant des fragments osseux.
Tableau adapté de Jiménez-Delgado et al. 2016

La modélisation géométrique par **nuage de points** revient à l'extraction des nœuds du maillage surfacique. L'optimisation de la modélisation par nuage de points peut alors subir les mêmes processus d'optimisation que le maillage surfacique. La reconstruction par nuage de points est notamment utilisée pour l'analyse statistique de formes qui sera abordée dans le chapitre III.

La reconstruction en modèle géométrique est la troisième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.2 La modélisation par éléments finis patient-spécifique

La modélisation par élément finis (EF) est largement utilisée en ingénierie mécanique et génie civil pour la conception et le dimensionnement de structures. En biomécanique, la modélisation numérique permet d'apporter des informations complémentaires aux études expérimentales. Dans le domaine de la biomécanique orthopédique, les modèles éléments finis sont utilisés depuis les années 1970 pour étudier les propriétés mécaniques du tissu osseux (Zysset et al., 2013). Dans les années 1980, la modélisation par éléments finis en biomécanique orthopédique était perçue comme un outil très prometteur, cependant contrairement à l'ingénierie mécanique ou le génie civil, les données d'entrées pour construire les modèles étaient très complexes à obtenir en ce qui concerne la géométrie, les propriétés matériaux et les conditions aux limites. L'arrivée de la tomodensitométrie assistée par

ordinateur via un scanner à rayons X dans les années 1990 a donné une forte impulsion à la modélisation numérique par éléments finis en biomécanique.

La modélisation par éléments finis est une technique numérique qui fournit une solution approximative à des problèmes difficiles à résoudre analytiquement en raison de la présence de géométries, de propriétés des matériaux et/ou de conditions aux limites complexes. La modélisation éléments finis repose sur la discrétisation du problème en petites géométries connues appelées éléments. Chaque élément est composé d'un certain nombre de nœuds, qui sont associés à un nombre fini de degrés de liberté utilisés pour modéliser le comportement mécanique de l'élément.

La modélisation patient-spécifique par éléments finis a pour objectif de permettre de répondre à des problématiques cliniques dont la réponse peut dépendre du cas clinique étudié. Pour cela, la modélisation patient-spécifique prend en compte certains paramètres spécifiques au patient tels que la géométrie des structures étudiées, les propriétés matériaux, les interactions entre les structures et les chargements subis par les structures (Scott et al., 2020).

Les modèles éléments finis offrent une solution approchée du problème étudié. Les sources de l'inexactitude résultent principalement dans le fait que le modèle mathématique ne représente pas parfaitement la réalité. La simulation éléments finis souhaite alors obtenir une prédiction de phénomènes physiques suffisamment précise au regard de l'étude réalisée. Pour garantir cette précision, les approximations inhérentes à chaque étapes de construction d'un modèle numérique et leur combinaisons doivent être évaluées. Dans cette partie, nous explicitons les étapes de la modélisation par éléments finis et nous expliciterons les sources d'inexactitude associées.

II.2.2.1 Maillage éléments finis

En biomécanique des tissus osseux, deux approches sont principalement utilisées pour mailler les structures : l'approche **micro-éléments finis (µ-EF)** et l'approche **éléments finis homogénéisés (h-EF)**.

L'approche µ-EF permet d'obtenir un maillage de la microstructure osseuse. Ce type de maillage nécessite l'utilisation d'images avec une haute résolution capturant la microstructure osseuse. Généralement, ces images proviennent de µ-CT-scan capable de fournir une taille de voxel inférieure à 100 µm. Ces systèmes d'imagerie haute résolution sont uniquement disponibles en laboratoire de recherche et dans l'industrie et sont très peu répandus en clinique du fait de leur niveau d'irradiation important. Cependant, ils ont l'avantage d'être capables de reconstruire la microstructure de l'os trabéculaire ayant, pour rappel, une épaisseur allant de 50 à 500 µm. La Figure II. 7 -a présente un maillage µ-EF d'une structure trabéculaire obtenu par méthode Marching Cube, la Figure II. 7 -b présente la même structure avec un maillage lisse.

Les maillages µ-EF sont particulièrement adaptés à l'étude des micro-déplacements, des micro-déformations et l'étude des contraintes dans la microstructure osseuse. La taille des échantillons est généralement limitée par le système d'imagerie à d'une dizaine de mm^3, afin de limiter le nombre d'éléments finis compostant le modèle numérique. En effet, lorsque cette approche est appliquée à l'échelle de l'os entier, les modèles résultants peuvent être composés de centaines de millions de degrés de liberté. Pour permettre la résolution de ce type de modèle, des ressources numériques importantes et spécialisées sont alors nécessaires (Costa, 2018).

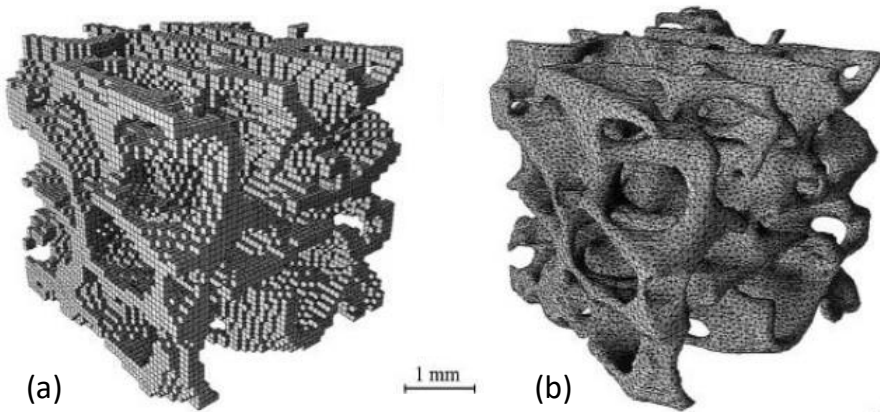


Figure II. 7 : Exemples de maillages µ-EF d'une structure trabéculaire obtenus (a) par Marching Cube et (b) par maillage lisse. Figure adaptée de Ulrich et al. 1998

Pour les maillages µ-EF, la norme est de considérer l'os comme un matériau homogène isotrope tandis que la moelle osseuse est ignorée. Dans le cas des vertèbres où l'on retrouve plusieurs applications de l'approche µ-EF, le module d'élasticité de l'os est estimé entre 8,8 GPa et 12,3 GPa (Hou et al., 1998; Ladd et al., 1998; Wolfram et al., 2010b, 2010a; Pahr et al., 2012; Costa et al., 2017).

Cette norme assume que l'hétérogénéité du tissu osseux est négligeable pour l'étude du comportement structurel de l'os trabéculaire. Les modèles µ-EF adoptant cette hypothèse ont montré une bonne corroboration avec l'expérimentation. Il apparait que la véracité des modèles est fortement liée à la fidélité de l'architecture osseuse modélisée et donc de la résolution des images volumiques (Wolfram et al., 2010b; Schwiedrzik et al., 2016; Costa, 2018).

Dans le cas où l'échelle d'étude est supérieure à l'échelle de la micro-structure, l'approche **éléments finis homogénéisés (h-EF)** est privilégiée (Figure II. 8). Cette approche consiste à discrétiser les structures osseuses en un ensemble continu tout en intégrant une répartition hétérogène des propriétés matériaux. Contrairement à l'approche µ-EF la microstructure osseuse n'est pas représentée. La constitution des modèles h-EF peut s'appuyer sur la segmentation d'images volumiques acquises par des systèmes d'imageries cliniques, à condition que l'échelle des Unités Hounsfield soit calibrée.

Une fois les géométries osseuses segmentées, celles-ci sont discrétisées par maillage éléments finis. La qualité du maillage influence la fiabilité des modèles numériques qui seront générés. En 2013, Burkhart et al. ont proposé une revue de la littérature et une liste de recommandations relatives à la modélisation des structures osseuses incluant les sources d'approximations liées au maillage. Dans cette revue, des critères liés à la forme des éléments sont discutés et les indicateurs de qualité tels que le ratio hauteur/largeur, les angles internes des éléments et le déterminant de la matrice jacobienne sont présentés (Knupp, 2001; Burkhart et al., 2013).

La forme des éléments utilisés pour la discrétisation constitue un premier point de vigilance. Les géométries osseuses sont généralement maillées par des éléments de forme hexaédrique ou tétraédrique, chacune pouvant être associée à **une fonction de forme** d'interpolation linéaire ou quadratique. Les avantages et les inconvénients des formes et des fonctions de forme pouvant être discutés.

En général, **les éléments hexaédriques** sont reconnus pour fournir des modèles plus stables et plus précis que **les éléments tétraédriques**, particulièrement pour la modélisation de sollicitations dynamiques. L'inexactitude associée aux éléments tétraédriques est notamment attribuée à une rigidité plus élevée que leurs homologues hexaédriques. Cependant, pour un même nombre

d'éléments, la forme hexaédrique implique des modèles nécessitant des ressources numériques beaucoup plus importantes. De même, dans le cas de géométries complexes, telles que peuvent l'être les géométries osseuses, le maillage par les éléments hexaédriques peut fournir des éléments distordus affectant fortement la fiabilité des modèles. Appliqué au cas d'un fémur proximal sain, Ramos and Simões (2006) ont notamment observé que les éléments tétraédriques linéaires mènent à des résultats numériques plus proches des résultats théoriques. La publication précise cependant qu'aucune différence importante n'est observée entre un maillage avec des éléments tétraédriques ou hexaédriques que ce soit en configuration linéaire ou quadratique. Ces résultats, obtenus pour la modélisation de fémurs, confirment ceux obtenus avec des problèmes structurels plus simples (Cifuentes and Kalbag, 1992). Pour l'ensemble des raisons énoncées, la forme tétraédrique est particulièrement utilisée en modélisation de structure osseuse.

La géométrie de chaque élément est supposée correspondre à **une fonction de forme linéaire, quadratique** ou polynomiale d'ordre supérieur. La fonction de forme détermine les champs mécaniques en tout point à partir des informations fournies aux nœuds des éléments du maillage. Le type d'interpolation de la fonction de forme (linéaire ou quadratique) implique des enjeux liés aux ressources numériques, l'interpolation quadratique étant plus gourmande en temps de calcul. À partir d'une analyse sur 11 maillages de fémur sain, Polgar et al. (2001) ont conclu que les éléments tétraédriques linéaires (4 nœuds) devaient être évités et que les éléments tétraédriques quadratiques (10 nœuds) devaient être choisis pour la modélisation étudiée.

Nous pouvons cependant retrouver plusieurs études présentant des modèles éléments finis de structures osseuses maillées par des éléments hexaédriques quadratiques (Buckley et al., 2007; Dall'Ara et al., 2010; Edwards et al., 2013; Kopperdahl et al., 2014; Jackman et al., 2016). Cette approche est justifiée par un maillage utilisant la méthode où chaque voxel de forme hexaédrique est converti en un élément hexaédrique de mêmes dimensions (Figure II. 8 -c). Aucune distorsion n'est alors présente, en contrepartie la géométrie est non lisse.

Quelle que soit la forme choisie, **la taille des éléments** constitue le second point de vigilance. Ce point fait intervenir un compromis entre la précision du modèle et les ressources numériques nécessaires pour résoudre le modèle. Traditionnellement, il est admis qu'un maillage raffiné fournit des résultats plus précis. Déterminer la taille du maillage optimale pour un modèle revient à trouver la densité de maillage fournissant une précision satisfaisante au regard de l'étude tout en garantissant un temps de calcul raisonnable.

En règle générale, la détermination de ce paramètre est menée par une étude de convergence du maillage. Ici, on entend par convergence, l'évolution des résultats vers les résultats vrais lorsque la représentation du problème est affinée. Les deux facteurs contribuant principalement à faire converger les résultats sont : la taille du maillage et le degré d'interpolation de la fonction de forme, vu précédemment.

Cependant, une étude de convergence du maillage standard associée à une approche h-EF n'est pas totalement adaptée. Comme nous le verrons dans les paragraphes suivant, cette approche implique une dépendance entre le maillage et l'affectation des propriétés des matériaux. Un test de raffinement de maillage standard affecte alors également les propriétés des matériaux du modèle. Néanmoins, il est important d'évaluer ces effets sur la prédiction des champs mécaniques localement et structurellement.

Le maillage correspond à la quatrième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.2.2 Propriétés matériaux

Une fois le maillage crée, les propriétés matériaux sont allouées aux éléments du maillage. Deux méthodes sont pratiquées. La première consiste à différencier l'os cortical et l'os spongieux par seuillage de l'image volumique puis allouer à chaque type d'os un comportement homogène (Carrera et al., 2016, 2018; Belaid et al., 2018). La seconde méthode consiste à superposer le maillage à l'image volumique dans le but d'allouer à chaque élément du maillage des propriétés matériaux dépendantes de la densité osseuse locale contenue dans le ou les voxels voisins (Figure II. 8).

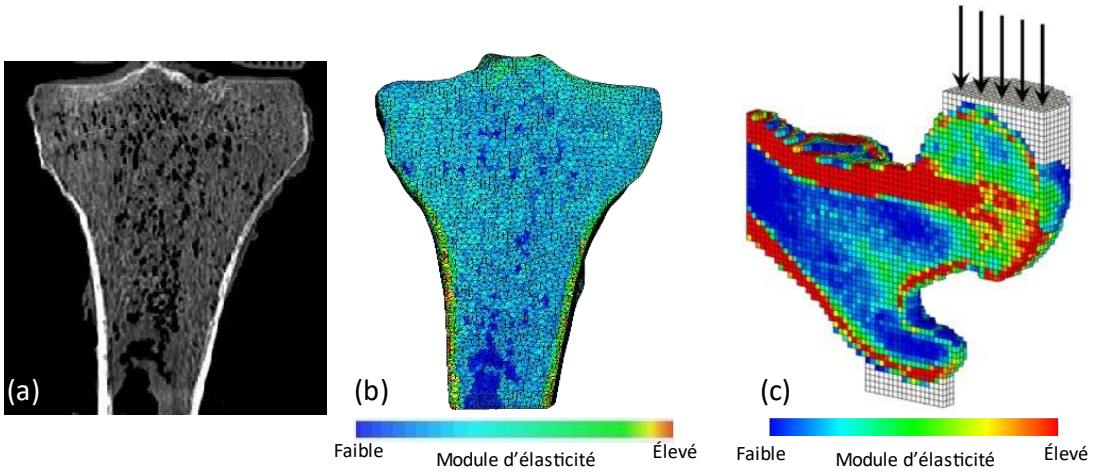


Figure II. 8 : Identification des propriétés matériaux en fonction de la densité osseuse apparente. (a) Coupe faciale d'une image 3D de plateau tibial obtenue par imagerie QCT-scan. (b) Maillage lisse du plateau tibial par éléments tétraédriques associé à une répartition hétérogène des propriétés matériaux. (c) Fémur maillé par une approche s'appuyant sur la dimension des voxels associés à une répartition hétérogène des propriétés matériaux.
La figure (c) est issue de Kopperdahl et al. 2014

Cette seconde méthode présente l'avantage de prendre en compte l'hétérogénéité de l'os trabéculaire tout en étant compatible avec les systèmes d'imageries cliniques calibrés (QCT-scans). En effet, bien que la résolution d'image des systèmes d'imageries cliniques ne permette pas d'accéder à la microstructure osseuse, ces systèmes fournissent une information sur la densité osseuse équivalente de l'os contenu dans un voxel.

L'orientation des travées osseuses étant difficilement accessible par les systèmes d'imageries cliniques, les propriétés matériaux sont généralement considérées isotropes (McErlain et al., 2011; Nazemi et al., 2015). Des études évaluant la prise en compte d'un comportement anisotrope ont montré une amélioration des modèles faibles, mais présente, pour le plateau tibial, le radius, le fémur et les vertèbres (Unnikrishnan et al., 2013; Enns-Bray et al., 2014; Synek et al., 2015; Nazemi et al., 2017).

Pour déterminer les propriétés matériaux, les modèles numériques s'appuient généralement sur les relations observées expérimentalement reliant la densité osseuse au module d'Young. Dans le cas du plateau tibial, plusieurs relations ont été proposées pour relier la densité osseuse de l'os trabéculaire et de l'os cortical à un comportement linéaire isotrope. Le Tableau II. 2 reprend les valeurs de module d'Young déterminées expérimentalement pour de l'os trabéculaire et de l'os cortical de tibia proximal. Les valeurs sont exprimées en fonction de la densité osseuse apparente (ρ_{app}) ; la densité en os calciné (ρ_{ash}) ; la densité en os sec (ρ_{dry}) ou le rapport du volume d'os sur le volume total $(\frac{BV}{TV})$. La relation entre ces quatre densités étant $\rho_{ash} = 0{,}55 \times \rho_{app}$, $\rho_{ash} = 0{,}597 \times \rho_{dry}$. et $\rho_{app} = 1{,}8 \times \frac{BV}{TV}$ (Carter, D.R. and Hayes, W.C., 1977; Keyak et al., 1994; Helgason et al., 2008; Nazemi et al., 2015).

Type d'os	Références	Module d'Young (MPa)	Intervalle de densité $(\mathbf{g/cm^3})$
Trabéculaire	Zhu et al. 2016	$E = 12\,460 \times (BV/TV) - 455$	[0,09-0,45]
	Morgan et al. 2003	$E = 15\,520 \times \rho_{app}^{1,93}$	$[0,09 - 0,04]$
	Rho et al. 1995	$E = 6570 \times \rho_{app}^{1,37}$	Non spécifié
	Keyak et al. 1994	$E = 33\,200 \times \rho_{ash}^{2,2}$	$[0,05 - 0,27]$
	Goulet et al. 1994	$E = 6310 \times \left(\frac{BV}{TV}\right)^{2,1}$	[0,06 -0,36]
	Linde et al. 1992	$E = 1331 \times \rho_{app}^{1,44}$	[0,09-0,40]
	Anderson et al. 1992	$E = 3890 \times \rho_{dry}^{2}$	[0,14 – 0,48]
Cortical	Rho et al. 1995	$E = 13\,000 \times \rho_{app} - 3842$	Non spécifié
	Snyder and Schneider 1991	$E = 3891 \times \rho_{app}^{2,39}$	[1,75 – 1,95]

Tableau II. 2 : Synthèse des valeurs de module d'Young mesurées sur l'os trabéculaire et l'os cortical du tibia proximal. Le tableau est adapté de Nazemi et al. (2015) et Helgason el al. (2008)

Par couplages entre l'expérimentation et la simulation numérique sur treize tibias proximaux, Nazemi et al. (2015) ont observé que les relations proposées par Goulet et al. (1994); Rho et al. (1995) et Snyder and Schneider (1991) sont les relations les plus appropriées pour modéliser par éléments finis le plateau tibial sain.

Plusieurs logiciels permettent d'allouer des propriétés matériaux à un maillage éléments finis, en accord avec les informations observables sur une image volumique de QCT-scan. Bonemat est un logiciel en libre d'accès principalement développé à l'*Istituto Ortopedico Rizzoli* de Bologne en Italie (Zannoni et al. 1999; Taddei et al. 2007). D'autres logiciels commerciaux tels que *Simpleware ScanIP* et *Mimics Materialise* permettent également de réaliser cette opération tout en proposant des solutions de segmentation, de reconstruction et de maillage.

L'allocation des propriétés matériaux correspond à la cinquième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.2.3 Conditions aux limites et contacts

Les conditions aux limites contraignent ou agissent sur le modèle. Elles sont appliquées sur les nœuds des éléments du maillage et agissent sur leurs degrés de liberté. Les conditions aux limites permettent de représenter les chargements, les supports et les contacts subis par les géométries modélisées.

Dans le cas de l'analyse structurelle statique, les conditions limites peuvent correspondre à des forces ou des pressions externes, des forces inertielles en régime permanent tel que l'accélération de la pesanteur et des déplacements imposés y compris nuls.

Généralement, les conditions limites sont appliquées sur les nœuds des éléments en périphérie de la géométrie. L'exception étant faite pour les conditions liées à l'inertie, comme l'accélération de la pesanteur, qui sont appliquées à l'ensemble des nœuds du maillage. D'un point de vue du modèle

mathématique, les conditions limites sont des valeurs que l'on impose à la fonction solution ou à ses dérivées sur tout ou une partie du domaine ou de sa frontière.

En biomécanique, quantifier les efforts subis par les structures osseuses demeure complexe. Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent (Paragraphe I.3.1.3 *Les sollicitations subies par le genou)* avec l'exemple du tibia proximal, déterminer les efforts transmis entre les structures osseuses ainsi que les efforts transmis aux insertions ligamentaires et tendineuses est possible grâce à des approches expérimentales sur segments anatomiques ou par modélisation du système musculosquelettique et corroboration sur sujet vivant.

Dans le cas où plusieurs géométries sont modélisées, leur interaction est modélisée par des conditions de contacts. En fonction de la définition des contacts, ceux-ci ajoutent des conditions aux limites. En modélisation par éléments finis, il existe cinq comportements de contacts basiques :

- Les contacts liés, ils ne permettent aucune séparation et aucun déplacement relatifs entre les surfaces de contacts.
- Les contacts rugueux, ils permettent une séparation des structures, mais ne permettent aucun déplacement relatif si le contact est établi.
- Les contacts sans séparation, ils ne permettent aucune séparation mais autorisent un glissement sans frottement entre les surfaces de contact.
- Les contacts sans frottements, ils permettent une séparation et un glissement des surfaces de contacts.
- Les contacts avec frottement, ils permettent une séparation. Une fois le contact établi, le glissement est permis uniquement si la contrainte de cisaillement est supérieure à une fraction de la pression de contact. La fraction est caractérisée par le coefficient de frottement. Sa valeur est non négative.

La formulation mathématique de chacun de ses contacts peut être adaptée au problème afin de plus ou moins autoriser l'interpénétration des géométries en contact.

Dans le cas de la modélisation numérique du geste chirurgical, des dispositifs chirurgicaux tels que des prothèses, des vis, des plaques ou du ciment chirurgical peuvent être intégrés aux modèles (Scott et al., 2017; Belaid et al., 2018; Biswas et al., 2019). En plus de la détermination des géométries et des propriétés matériaux de ces dispositifs, leur interaction avec les structures osseuses constitue une nouvelle source de données à déterminer. Certaines études se sont intéressées à la caractérisation de l'interaction entre l'os et des dispositifs chirurgicaux (Chevalier et al., 2018; Van den Abbeele et al., 2018; Bokam et al., 2020). Cependant pour des raisons de simplification des modèles, l'interaction entre l'os et les dispositifs chirurgicaux est généralement modélisée par des contacts liés (Carrera et al., 2016; Scott et al., 2017; Shim et al., 2017; Belaid et al., 2018; Danese et al., 2019).

La définition des conditions limites et des conditions de contact constitue la sixième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.2.4 Type d'analyse

La modélisation par éléments finis est compatible avec différents types d'analyses de phénomènes physiques : acoustique, thermique, électrique, fluide, structurelle ou couplées. Chaque type d'analyse impliquant des modélisations mathématiques faisant intervenir des équations caractéristiques régissant le phénomène.

Pour l'étude du comportement mécanique de structures osseuses et leur interaction avec le matériel chirurgical, l'analyse structurelle statique est privilégiée. L'analyse structurelle statique détermine les

déplacements, les déformations et les contraintes dans les structures causés par des charges qui n'induisent pas d'effet d'inertie ni d'amortissement significatif. Les conditions de chargement et de réponse sont considérées comme stables, c'est-à-dire que les charges et la réponse de la structure sont supposées varier lentement en fonction du temps. L'analyse structurelle statique d'un modèle éléments finis peut être réalisée à l'aide de différents solveurs tels que Ansys, Samcef ou ABAQUS (Ansys Help Center, 2021a).

Une analyse structurelle statique peut être linéaire ou non linéaire. Tous les types de non-linéarités sont autorisés : grandes déformations, plasticité, contact non linéaire, hyperélasticité… L'ajout de non-linéarités implique une résolution du problème mathématique plus complexe et plus gourmande en ressources numériques.

II.2.2.5 Résolution d'un modèle éléments finis

Dans le cas de l'analyse structurelle statique, une matrice de rigidité globale est calculée par assemblage des matrices de rigidité de chaque élément maillage. Après la définition des propriétés des matériaux et des conditions aux limites du modèle, les équations d'équilibre sont résolues pour chaque degré de liberté.

Le déplacement en tout point d'un élément est relié aux déplacements des nœuds de l'élément par une fonction de forme propre à la géométrie de l'élément choisie telle que :

$$\overrightarrow{u_e} = [N_e].\overrightarrow{U_e}$$

Avec $\overrightarrow{u_e}$ vecteur déplacement en chaque point de l'élément, $[N_e]$ la fonction de forme de l'élément et $\overrightarrow{U_e}$ $l$es déplacements connus aux nœuds de l'élément.

Le vecteur des déformations $\overrightarrow{\epsilon_e}$ en tout point de l'élément peut être déterminé par estimation de la dérivée de la fonction de forme $[B_e]$ et des déplacements connus aux nœuds de l'élément $\overrightarrow{U_e}$ tel que :

$$\overrightarrow{\epsilon_e} = [B_e].\overrightarrow{U_e}$$

Les contraintes observées dans l'élément $\overrightarrow{\sigma_e}$ sont exprimées en fonction de la déformation $\overrightarrow{\epsilon_e}$. Dans le cas d'un comportement du matériau élastique linéaire, la loi de Hooke permet de définir la relation entre $\overrightarrow{\sigma_e}$ et $\overrightarrow{\epsilon_e}$ tel que :

$$\overrightarrow{\sigma_e} = [D_e].\overrightarrow{\epsilon_e}$$

Avec $[D_e]$ la matrice d'élasticité exprimée en fonction du module d'Young E_e et du coefficient de Poisson ν_e du matériau élastique linéaire de l'élément (e) telle que :

$$[D_e] = \frac{E_e}{(1+\nu_e)(1-2\nu_e)} \begin{bmatrix} 1-\nu_e & \nu_e & \nu_e & 0 & 0 & 0 \\ \nu_e & 1-\nu_e & \nu_e & 0 & 0 & 0 \\ \nu_e & \nu_e & 1-\nu_e & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu_e}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu_e}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu_e}{2} \end{bmatrix}$$

La matrice de raideur de chaque élément $[K_e]$, dépendante des propriétés matériaux de l'élément, est exprimée :

$$[K_e] = \int_V [B_e]^T [D_e][B_e] dV$$

Pour obtenir les équations d'équilibre du système, la méthode des éléments finis utilise le principe de minimisation de l'énergie potentielle totale Π correspondant à la somme des énergies potentielles élémentaires Π_e. Celle-ci est exprimée comme la différence entre l'énergie de déformation élémentaire et le travail élémentaire :

$$\Pi_e = \frac{1}{2} \overrightarrow{U_e}^T [K_e] \overrightarrow{U_e} - \overrightarrow{U_e}^T \overrightarrow{F_{\vec{e}}}$$

Avec $\overrightarrow{F_e}$ les forces nodales appliquées à l'élément e. Les équations d'équilibre du système s'expriment alors :

$$\sum_{i=1}^{e} ([K_i] \overrightarrow{U_\iota} - \vec{F_\iota}) = 0$$

Ces équations d'équilibre sont assemblées dans un système d'équations algébriques qui décrit le comportement de la structure entière en fonction des inconnues sélectionnées tel que :

$$\vec{F} = [K].\vec{U}$$

Avec $\vec{F}$ le vecteur des forces nodales appliquées au modèle, $[K]$ la matrice de rigidité globale et $\vec{U}$ le vecteur des déplacements nodaux inconnus.

Lorsque le système d'équations algébriques est linéaire, sa résolution est triviale par l'utilisation de l'algorithme de Gauss-Jordan ou Gauss-Seidel.

Cependant, la modélisation par éléments finis implique parfois des non-linéarités géométriques (grandes déformations, grandes rotations …), la considération de propriétés matériaux non-linéaires (plasticité ; hyperélasticité ; fluage, fatigue…) ou l'application de conditions de contact non-linéaires. Dans ce cas, la matrice de rigidité globale est modifiée à chaque état de chargement, ou itération, et le système d'équations algébrique est non-linéaire.

En modélisation par éléments finis, l'une des méthodes les plus utilisées pour résoudre un modèle non linéaire est la procédure de Newton-Raphson (Ansys Help Center, 2021b). Les équations à résoudre par cette procédure peuvent être écrites sous la forme utilisée par Bathe (1996) telle que :

$$\left[K_i^T\right].\Delta\overrightarrow{U_\iota} = \overrightarrow{F_a} - \overrightarrow{F_\iota^{nr}} \quad [Eq\ 1]$$

Et

$$\overrightarrow{U_{\iota+1}} = \overrightarrow{U_\iota} + \Delta\overrightarrow{U_\iota} \quad [Eq\ 2]$$

Avec $\left[K_i^T\right]$ la matrice Jacobienne de la matrice de rigidité globale, i l'indice correspondant à l'itération d'équilibre actuelle ; $\overrightarrow{F_a}$ le vecteur des efforts appliqués et $\overrightarrow{F_\iota^{nr}}$ le vecteur des charges de rappels correspondant aux charges internes de l'élément. $\left[K_i^T\right]$ et $\overrightarrow{F_\iota^{nr}}$ sont déterminés à partir des valeurs données par $\overrightarrow{U_\iota}$.

La procédure de Newton-Raphson suit les étapes suivantes :

1) Supposition que $\overrightarrow{U_\iota}$ est la solution de l'état convergé à l'itération précédente. À l'état initial $\overrightarrow{U_\iota} = \vec{0}$
2) Approximation de $\left[K_i^T\right]$ et $\overrightarrow{F_\iota^{nr}}$ à partir de $\overrightarrow{U_\iota}$

3) Calcul de $\Delta\overrightarrow{U_i}$ à partir de l'équation $[Eq\ 1]$
4) Ajout de $\Delta\overrightarrow{U_i}$ à $\overrightarrow{U_i}$ à partir de l'équation $[Eq\ 2]$ pour obtenir une approximation de $\overrightarrow{U_{i+1}}$
5) Itération à l'étape 2) jusqu'à obtenir la convergence souhaitée

La Figure II. 9- a illustre la procédure de Newton-Raphson avec une seule itération. La Figure II. 9 -b illustre la solution à l'itération suivante $i+1$.

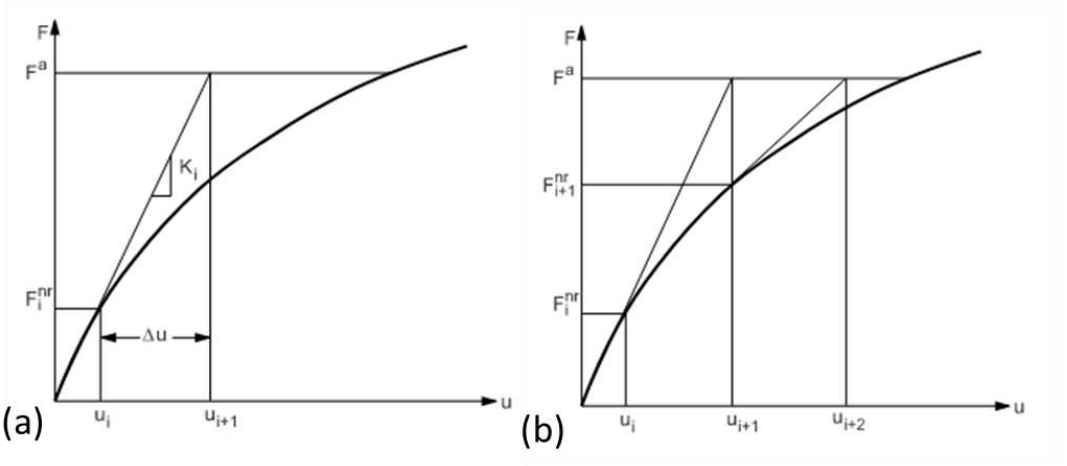


Figure II. 9 : Procédure Newton-Raphson à l'itération 1 (a), à l'itération suivante (b)

Une solution convergée à l'équilibre signifie que le vecteur des charges de rappel $\overrightarrow{F_i^{nr}}$sera égal (ou dans un seuil de tolérance) au vecteur des efforts appliqués $\overrightarrow{F_a}$. La solution $\overrightarrow{U_{i+n}}$ obtenue à la fin du processus itératif sera le vecteur des déplacements correspondant au vecteur des efforts appliqués $\overrightarrow{F_a}$. Aucune des solutions intermédiaires n'est à l'équilibre.

La simulation numérique est la septième étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.3 Vérification, évaluation et validation de modèles

La modélisation d'un problème par approche éléments finis implique des approximations. Celles-ci peuvent provenir des données d'entrées nécessaires à la construction du modèle (géométrie, propriétés matériaux, interactions et chargements…) et elles peuvent provenir des imprécisions induites par la mise en œuvre des éléments finis (maillage, type d'analyse, résolution…). Différents résultats peuvent être obtenues à partir d'une simulation numérique telles que le champ de déplacements, le champ de déformations et le champ de contraintes. Cependant, avant d'utiliser ces données pour tirer des conclusions biomécaniques ou répondre à des questions cliniques, les approximations inhérentes à la modélisation par éléments finis doivent être évaluées et les modèles doivent être vérifiés, évalués et validés.

II.2.3.1 Mesures de distance entre deux géométries numériques

Pour rappel, la modélisation géométrique de formes peut être réalisée par maillages surfaciques ou nuage de points. Dans le cas de maillages surfaciques, les nœuds des mailles peuvent être extraits pour former des nuages de points. Pour nos travaux, lorsque cela sera nécessaires, la mesures des distances entre deux géométries numériques sera réalisée par la mesure des distances point à point. Celle-ci donne des résultats généralement plus défavorables que les mesures point-surface.

Afin d'exprimer les différentes distances que nous utiliserons, nous définissons deux géométries numériques X et Y représentée en nuages de points tels que $X = [x_1, \dots, x_n]$ et $Y = [y_1, \dots, y_m]$.

La distance maximum de Hausdorff permet d'observer la distance la plus défavorable entre deux formes (Dubuisson and Jain, 1994). Elle est exprimée :

$$\boldsymbol{d_{H\,Max}} = \mathbf{max}\{\boldsymbol{d_{H_o}}(\boldsymbol{X},\boldsymbol{Y}), \boldsymbol{d_{H_o}}(\boldsymbol{Y},\boldsymbol{X})\}$$

avec :

$$d_{H_o}(X,Y) = \max_{i=1\,\text{à}\,n}\{\min_{j=1\,\text{à}\,m}\{d_o(x_i,y_j)\}\}$$

où $d_o(x_i,y_j)$ la distance orientée entre les points $x_i\ et\ y_j$.

La distance Hausdorff Moyenne ($d_{H\,Moy}$) est exprimée :

$$\boldsymbol{d_{H\,Moy}} = \frac{(\boldsymbol{d_{H_oMoy}}(\boldsymbol{X},\boldsymbol{Y}) + \boldsymbol{d_{H_oMoy}}(\boldsymbol{Y},\boldsymbol{X}))}{\mathbf{2}}$$

avec

$$d_{H_o\,Moy}(X,Y) = \frac{1}{|X|}\sum_{i=1\,\text{à}\,n}\min_{j=1\,\text{à}\,m} d_o(x_i,y_j)$$

La distance de Hausdorff 95 % ($d_{H\,95\%}$) est définie tel que :

$$\boldsymbol{d_{H\,95\%}} = \frac{(\boldsymbol{d_{H_o\,95\%}}(\boldsymbol{X},\boldsymbol{Y}) + \boldsymbol{d_{H_o\,95\%}}(\boldsymbol{Y},\boldsymbol{X}))}{\mathbf{2}}$$

Avec $d_{H_o\,95\%}(X,Y)$ exprimant la distance orientée pour laquelle 95 % des points de X ont une distance inférieure ou égale à $d_{H_o\,95\%}(X,Y)$ telle que :

$$d_{H_o\,95\%}(X,Y) = K_{95\%}(\min_{j=1\,\text{à}\,m}\{d_o(x_i,y_i)\}), \qquad avec\ i = 1\,\text{à}\,n$$

$K_{95\%}$ extrait la valeur correspondant au 95e pourcent des distances classées dans l'ordre croissant.

Chacune de ces trois distances est pertinente. En effet, la distance Hausdorff Maximum permet d'observer la distance la plus défavorable entre deux géométries numériques. Cependant, cette mesure a le défaut de restituer une mesure qui peut ne concerner qu'une zone très restreinte. La distance Hausdorff 95% a l'avantage de fournir une distance ne prenant pas en compte certains effets particulièrement localisés. Cependant, la distance Hausdorff 95% peut minimiser les distances communiquées au regard de la distance maximum. Enfin, la distance Hausdorff Moyenne fournit une information globalisée de la distance entre les deux formes. Elle a le défaut de ne pas rendre compte de l'écart à la moyenne.

II.2.3.2 La vérification des méthodes numériques

Le processus de vérification consiste à déterminer si le modèle informatique représente avec précision le modèle mathématique sous-jacent et sa solution. Le processus de vérification évalue la capacité à résoudre correctement les équations (Anderson et al., 2007). Les ingénieurs et chercheurs en biomécanique utilisent majoritairement des logiciels de modélisation numérique préconçus et/ou commerciaux vérifiés. Dans ce cas, le processus de vérification concerne principalement les erreurs de discrétisation inhérente à la modélisation par éléments finis. L'approche par raffinement progressif du maillage dans le but d'évaluer la convergence des solutions vers une valeur acceptable est généralement menée (Anderson et al., 2007; Nazemi et al., 2015; Costa et al., 2019; Scott et al., 2020). Cependant, dans le cas d'une modélisation et une résolution « fait maison » ou « sur-mesure » un processus de vérification complet du modèle se doit d'être réalisé.

II.2.3.3 L'évaluation des modèles numériques

Le processus d'évaluation du modèle compare les prédictions du modèle numérique avec les données expérimentales dans des conditions similaires. Il s'agit d'une étape fondamentale pour tester la précision et la fiabilité des prédictions obtenues avec le modèle éléments finis (Anderson et al., 2007).

Le processus d'évaluation et la validation du modèle sont particulièrement importants dans le cas où le modèle implique une application clinique. Cependant, les études expérimentales nécessaires à ce processus possèdent également leurs degrés d'approximations de la réalité et d'incertitudes dues aux méthodes de mesures.

Dans le cas de la modélisation de vertèbres, certaines études proposent d'observer et comparer la raideur globale, exprimée comme la force résultante divisée par le déplacement imposé, pour des conditions de simulation et d'expérimentations similaires (Liebschner et al., 2003; Pahr et al., 2014). Cette approche permet d'évaluer le comportement global de la structure modélisée mais ne permet pas d'accéder à une vérification des comportements locaux du modèle.

Pour l'évaluation de leurs modèles de plateau tibial, Nazemi et al. (2015) et Gray et al. (2008) ont proposé d'observer la raideur obtenue lors de compressions locales de la surface du plateau tibial. Cette approche a l'avantage de fournir des données discrétisées sur la surface du plateau.

D'autres études, utilisent des jauges de déformation pour obtenir des informations locales. Cependant, la collecte de données est soumise à un nombre limité d'emplacements externes. De plus, les déformations internes, dans les réseaux trabéculaires, ne peuvent être décrites ou analysées (Gray et al., 2008; Strait et al., 2010; Evans et al., 2012). Le contact et l'adhérence nécessaires au bon fonctionnement de la jauge font de cette mesure une méthode pouvant être qualifiée d'invasive.

Dans le but de garantir la non-invasivité des mesures, des méthodes optiques se sont développées. Couvertier et al. (2017) ont proposé d'utiliser le stéréo-suivi de marqueurs pour la validation de modèles éléments finis de rachis en permettant la mesure discrète du déplacement à la surface du spécimen. Cette méthode optique non invasive a notamment permis d'approfondir les connaissances biomécaniques et cliniques quant aux solutions de stabilisation de la jonction occipitale (Germaneau et al., 2020) et la stabilisation des fractures du plateau tibial (Vendeuvre et al., 2018).

En 2017, Scott et al. ont proposé d'utiliser la stéréo-corrélation d'images numériques et l'émission acoustique pour valider leur modèle de plateau tibial avec prothèse unicompartimentale.

La stéréo-corrélation d'images numériques permet d'accéder à la mesure par champs pleins de déplacement et de déformation surfaciques. Ce type de mesures fournit des données riches pour l'évaluation du comportement de la surface externe de la structure. Elle présente néanmoins le désavantage d'observer seulement une portion de la surface de l'échantillon. L'émission acoustique permet d'accéder aux phénomènes présents dans la structure en mesurant et localisant les défaillances initiées à l'intérieur d'un solide. Le principe consiste à détecter les ondes sonores produites lorsque le matériau subi une déformation due à l'entrée en plasticité ou à un dommage. Cette méthode a l'avantage de permettre de valider les modèles numériques visant à prédire les risques d'endommagement et de fracture et fournit des mesures dans le volume (Leung et al., 2009; Scott et al., 2017). Cependant, cette méthode de localisation et de détection passive du comportement post-élastique ne permet pas d'observer le comportement de la structure dans la phase élastique.

Récemment, la mesure des champs de déplacements volumiques par corrélation d'images volumiques (DVC : Digital Volume Corrélation) a été utilisée afin d'évaluer des modèles éléments finis d'os trabéculaire, de vertèbre, de tibia de souris et de fémur (Chen et al., 2017b; Costa et al., 2017; Oliviero

et al., 2018; Ridzwan et al., 2018). Cette méthode sans contact permet de mesurer les déplacements volumiques dans la structure. Principalement utilisée pour évaluer les modèles éléments finis construits par une approche µ-EF, la corrélation d'images volumiques exploite majoritairement les images issues de µ-CT-scan. À notre connaissance, seule une étude propose d'évaluer un modèle éléments finis par approche h-EF à partir d'image de CT-scan clinique (Ridzwan et al., 2018). Cependant, la précision de mesure permise par la corrélation d'images volumiques sur les images issues de CT-scan cliniques n'a pas été évaluée. L'évaluation de la précision de mesure par corrélation d'images volumiques avec des images de CT-scan cliniques sera présentée et discutée dans le chapitre IV .

Le traitement des données incluant leur évaluation correspond à la huitième et dernière étape nécessaire à la création de modèles numériques patient-spécifiques de l'os et du geste chirurgical.

II.2.4 Exemples d'applications

II.2.4.1 La prédiction de fracture ostéoporotique

Une récente revue systématique de la littérature relative aux développements de modèles éléments finis prédictifs de fracture ostéoporotique de fémur présente et discute l'importante quantité d'articles à ce sujet (Lee et al., 2019). Cette revue systématique souligne notamment qu'il est encore nécessaire d'harmoniser les méthodes et les conditions limites simulées mais que la modélisation numérique se révèle être un outil puissant pour la prédiction de fracture ostéoporotique. La prédiction de fracture pour d'autres zones anatomiques comme les vertèbres, le radius et les tibias de souris offrent également des résultats prometteurs (Zysset et al., 2013; Costa, 2018; Oliviero et al., 2018; Revel, 2020).

II.2.4.2 L'optimisation et la compréhension biomécanique des méthodes chirurgicales

L'optimisation et la compréhension biomécanique des méthodes chirurgicales constituent également une motivation pour le développement de modèles numériques.

Pour mieux appréhender la prise en charge des fractures du plateau tibial, plusieurs modélisations numériques de l'os n'utilisant pas la simulation numérique par éléments finis ont été proposées. Ces approches concernent : l'utilisation de la reconstruction numérique de structures osseuses pour mieux appréhender la fracture et mesurer des paramètres pré-opératoires (Suero et al., 2010; Assink et al., 2019) et proposer la manipulation des géométries fracturées par impression 3D, permettant ainsi l'essai de dispositifs médicaux (Nie et al., 2019; Moldovan et al., 2020; Ozturk et al., 2020). Cependant, ces modélisations de fracture ne permettent pas d'évaluer le comportement mécanique associé au geste chirurgical.

Récemment, la modélisation par éléments finis a permis d'approfondir les connaissances biomécaniques et cliniques liées à la stabilisation du rachis et la prise en charge de fracture de la hanche et du pelvis (Shim et al., 2017; Cun et al., 2020; Loenen, 2020; Peng et al., 2020). Appliquée au plateau tibial, la modélisation numérique dédiée à la compréhension biomécanique des méthodes chirurgicales concerne principalement l'arthroplastie (Scott et al., 2017; Danese et al., 2019; Renault, 2019) et la prise en charge des fractures du plateau (Huang et al., 2015; Carrera et al., 2016, 2018; Belaid et al., 2017, 2018; Chen et al., 2017a; Dehoust et al., 2020; Ingrassia et al., 2020).

En 2015, Huang et al., ont proposé d'observer la répartition des contraintes et la stabilité des fixations utilisées lors du traitement des fractures du plateau tibial de type Schatzker IV (séparation du condyle médial) (Kfuri and Schatzker, 2018). En comparant la stabilisation par vis par rapport à la stabilisation par vis et plaque, ils ont souligné une influence sur la répartition des contraintes dans l'os et une stabilité plus élevée pour la solution comprenant une plaque et des vis.

En 2016, Carrera et al., ont étudié la stabilisation de fracture de type Schatker I (séparation du condyle latérale) (Kfuri and Schatzker, 2018). Ils ont comparé l'utilisation de deux vis canulées à l'utilisation d'une plaque et de vis autobloquantes (Figure II. 10). Cette étude a permis d'observer que les deux types de stabilisation permettent des déplacements inter-fragmentaires similaires. Précisant cependant, que l'utilisation d'une plaque garantit une marge de sécurité supérieure au point de permettre une remise en charge précoce ou immédiate. Pour compléter leur étude, en 2018 cette même équipe de recherche a montré que la jonction tibio-fibulaire saine contribue à la stabilité fracturaire pour les deux types de stabilisations précédemment simulées (Carrera et al., 2018).

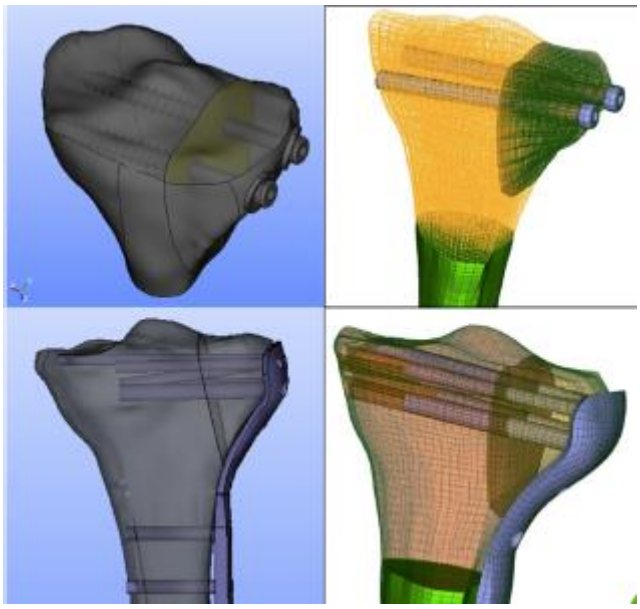


Figure II. 10 : Modèles proposés par Carrera et al. pour évaluer la stabilisation de fracture de type Schatker I par vis ou par plaque et vis. Figure adaptée de Carrera et al. 2016

Afin de présenter deux nouvelles plaques de stabilisation des fractures du plateau tibial latéral, Chen et al. (2017a) ont créé trois cas de fracture de type Schatzker I (séparation du condyle latéral). Une fois les nouvelles plaques placées dans les modèles de fractures, les auteurs ont appliqué au plateau tibial quatre valeurs de force axiale (100N, 500N, 1000N et 5000N). À partir de l'analyse des cartographies de déplacements, de déformations et de contraintes, ils ont conclu que les deux plaques sont performantes pour stabiliser les fractures du plateau tibial faisant intervenir des fragments antéro-latéraux et postéro-latéraux.

Belaid et al., (2017) ont proposé de comparer la répartition des contraintes dans l'os entre un tibia sain et un tibia stabilisé à la suite d'une fracture du plateau tibial de type Schatzker II (séparation et enfoncement du plateau latéral) (Kfuri and Schatzker, 2018). Ils ont observé une répartition similaire des contraintes sur le plateau mais une diminution des contraintes le long de la plaque due au soutien procurée par celle-ci. De plus, ils ont observé une augmentation des contraintes dans la zone de fracture. Ils soulignent avec cette étude qu'aucun risque de récidive fracturaire n'a été identifié dans le tibia stabilisé mais que la modification de la réparation des contraintes pourrait influencer le processus de reconstruction osseuse. Pour poursuivre cette étude, les auteurs ont proposé en 2018 d'évaluer l'utilité de l'injection de ciment pour la stabilisation du même type de fracture (Belaid et al., 2018). En modélisant différentes étapes du parcours clinique (Figure II. 11), ils ont observé que l'injection de ciment permet de garantir une répartition des contraintes similaires à un tibia sain lorsque la plaque et les vis sont retirées et l'os remodelé autour du ciment.

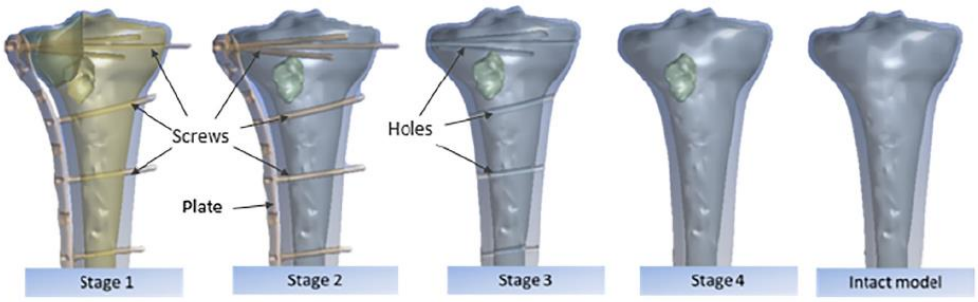


Figure II. 11 : Les étapes du parcours clinique et la géométrie de référence modélisés par Belaid et al. (2018). Figure isssue de Belaid et al. (2018)

En 2020, Dehoust et al. ont modélisé et évalué la stabilisation de fracture bi-condylienne (Type Schatzker V). Quatre méthodes de stabilisation ont été simulées intégrant l'utilisation de vis et/ou de plaques. Ils ont pu identifier que l'utilisation d'une plaque supplémentaire par rapport à la procédure chirurgicale classique garantit une amélioration de la stabilité (Figure II. 12).

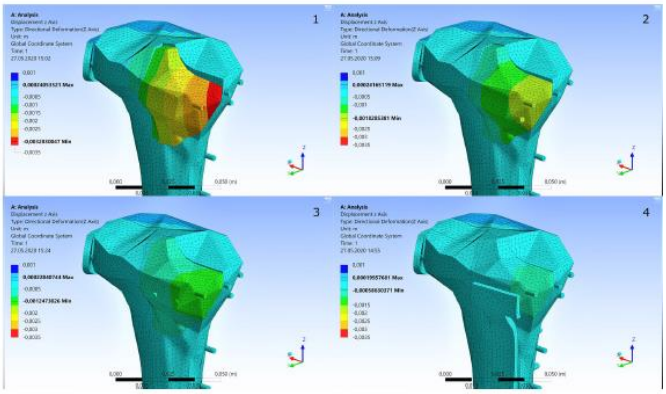


Figure II. 12 : Champs de déplacement observé par Dehoust et al. (2020) pour quatre types de stabilisation de fracture de bicondylaire. Figure issue de Dehoust et al. (2020)

Ingrassia et al., (2020) ont évalué l'influence de la position et l'orientation des vis utilisées pour la stabilisation par plaque de fracture de type Schatzker I en observant les forces de réaction et les pressions de contact entre les vis et l'os. Bien que l'orientation la plus favorable ait été déterminée pour le cas étudié, aucune conclusion générale n'a été postulée (Figure II. 13).

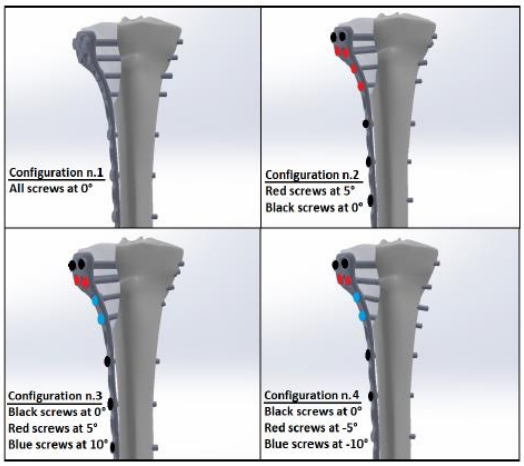


Figure II. 13 : Configuration modélisée par Ingrassia et al. (2020) pour évaluer l'influence de l'orientation des vis sur la stabilisation par plaque de fracture de type Schatzker I. Figure issue de Ingrassia et al. (2020)

II.2.4.3 Les gestes Médico – Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO)

Les Gestes Médico – Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) sont des applications clinique de la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical. Les modèles numériques sont alors développés spécifiquement pour le cas clinique étudié. Généralement, les GMCAO suivent trois étapes chronologiques (Payan, 2014).

Dans un premier temps, des données sont collectées (imagerie médicale traditionnelle, vision par ordinateur, métrologie) puis éventuellement injectées dans de la connaissance a priori (modèles anatomiques, modèles statistiques, etc.) afin de construire un modèle virtuel du patient. La deuxième étape concerne alors la planification de l'intervention chirurgicale. Le chirurgien va pour cela utiliser le modèle virtuel du patient pour définir la stratégie opératoire optimale. Enfin, la dernière étape associée aux GMCAO consiste à transférer le planning défini sur le modèle du patient dans les conditions du bloc opératoire. Les GMCAO permettent de relier le monde informatisé des données, images et planning chirurgical, au monde réel de la salle d'opération, avec le patient, le chirurgien et ses outils. (Payan, 2014).

Quatre revues de la littérature relatives au développement des GMCAO pour la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur ont récemment été publiées (Pei and Yan, 2014; Zheng and Nolte, 2015; Jiménez-Delgado et al., 2016; Kubicek et al., 2019). Elles expriment l'essor du développement d'applications cliniques pour fournir aux cliniciens des données pré-opératoires, per-opératoires et post-opératoires pertinentes pour la prise de décisions cliniques et l'évaluation du geste chirurgical (Figure II. 14). Le concept récent de système pour la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur est intégré aux pratiques cliniques d'arthroplastie et prise en charge de pathologies rachidiennes (Humbert et al., 2009; Härtl et al., 2013; Sugano, 2013; Kubicek et al., 2019). Un questionnaire rendu public en 2013 comportant 700 répondants à montrer que 59 % des chirurgiens pratiquant couramment la fusion vertébrale réalisent souvent cette opération avec un système de chirurgie orthopédique assistée par ordinateur (Härtl et al., 2013).

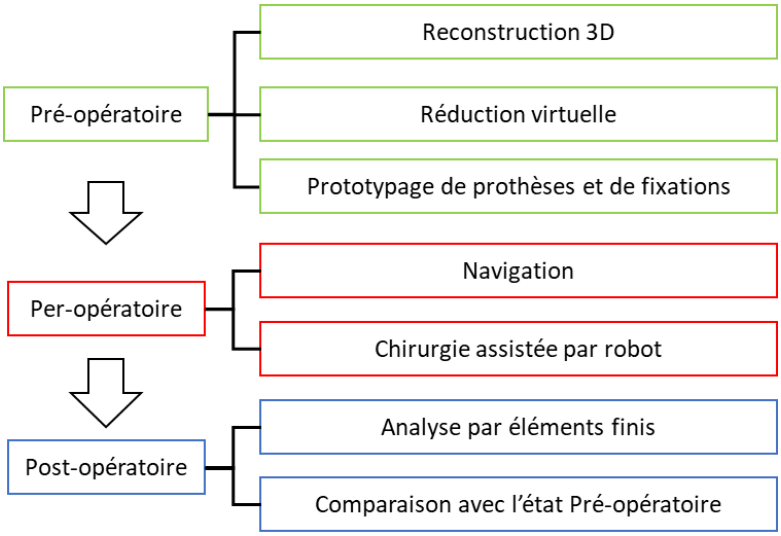


Figure II. 14 : Application des GMCAO en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Figure issue de Pei et al. (2014)

Cependant, la majorité des systèmes de chirurgie orthopédique assistée par ordinateur énoncés dans les revues de littératures concerne des systèmes de navigation per-opératoire. Appliquées à la planification de réduction et stabilisation de fractures, encore peu de solutions utilisables en pratique clinique courante sont proposées.

En 2016, Jiménez-Delgado et al. ont publié une revue de la littérature quant aux méthodes développées pour la planification de réduction et de stabilisation de fracture. Cette revue de la littérature présente notamment, les travaux de Hu et al. (2011). À partir d'une segmentation 100 % manuelle, les auteurs proposent de réduire une fracture acétabulaire puis d'utiliser un outil commercial de reconstruction 3D pour générer des plaques et des vis afin de les placer sur la fracture (Figure II. 15). Sur les sept cas de fracture modélisés dans cette étude, tous ont été traités en accord avec la réduction et la stabilisation simulée.

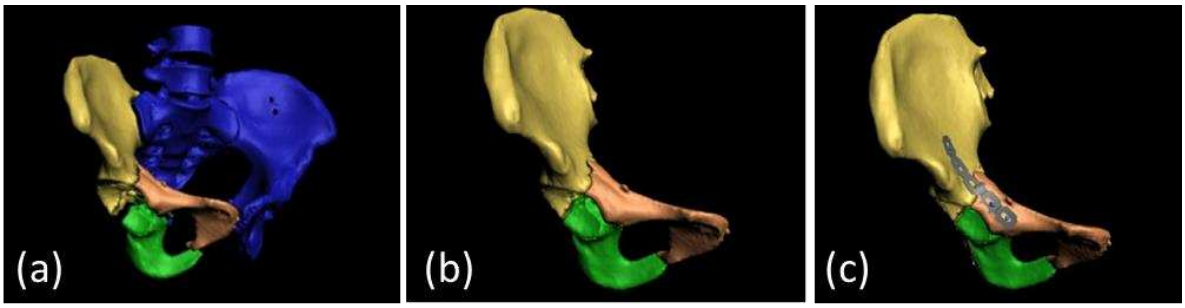


Figure II. 15 : (a) Reconstruction 3D d'une fracture acétabulaire. (b) Réduction virtuelle de la fracture. (c) Stabilisation virtuelle de la fracture par plaques et vis. Figure adaptée de Hu et al. 2011

Due à la complexité de certaines fractures, la réduction numérique manuelle peut être complexe. Pour améliorer et simplifier l'expérience utilisateur, Fornaro et al. (2010a) ont alors proposé d'utiliser un dispositif virtuel de réduction avec un retour haptique. Le retour haptique facilite la réduction correcte de fracture. Cependant, cela reste une procédure compliquée, même pour un expert. Afin d'automatiser la procédure, plusieurs études proposent de développer une méthode de réduction automatisée basée sur des algorithmes d'alignement en utilisant comme référence l'os controlatéral sain ou une géométrie statistiquement représentative (Thomas et al., 2011; Albrecht and Vetter, 2012; Fürnstahl et al., 2012; Kato, 2013).

Chen et al., (2015) ont quant à eux proposé une interface interactive pour la réduction et la stabilisation de fracture de la diaphyse humérale. La réduction de fragment se faisant par le placement de trois couples de points caractéristiques sur la zone de contact entre les fragments (Figure II. 16).

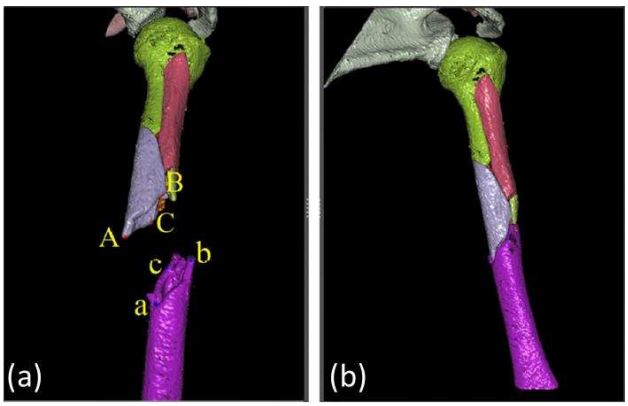


Figure II. 16 : Réduction virtuelle de fracture de la diaphyse humérale proposée par Chen et al. 2015. La figure (a) montre les couples de points caractéristiques permettant de réduire la fracture. La figure (b) montre la fracture réduite. La figure est adaptée de Chen et al., 2015

Il résulte de la revue de la littérature de Jiménez-Delgado et al. (2016) que les méthodes de réduction virtuelle demandent beaucoup de temps et il est difficile d'obtenir des résultats précis. Les études plus récentes ne semblent pas proposer d'avancées significatives (Boudissa et al., 2018; Qiang et al., 2019; Chen et al., 2020b).

II.2.5 Conclusion

Cette première partie du chapitre II introduit les huit étapes nécessaires à la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical. Ces étapes sont : la numérisation, la segmentation, la reconstruction en modèle géométrique, le maillage, l'allocation des propriétés matériaux, la définition des conditions limites, la simulation et traitement des données incluant leur évaluation. Nous avons vu que chaque étapes peut faire intervenir différentes méthodes en fonction de l'étude menée. La revue de la littérature relative au modèles éléments finis développées pour l'analyse des comportements biomécaniques associée à la prise en charges des fractures du plateau tibial montre l'essor de la modélisation numérique par éléments finis et son potentiel. Cependant, il apparait que pour le moment la modélisation numérique par éléments finis ne permet pas de fournir pleinement des informations patient-spécifiques pertinentes pour l'aide au planning chirurgical.

La revue des applications développées pour la planification pré-opératoire de réduction de fracture montre des avancées technique permettant une première prise en main par les cliniciens. Cependant, ces applications n'offrent pour le moment pas une modélisation du matériel chirurgicale et de son interaction avec les structures osseuses.

Dans la suite de ce document, nous proposerons de contribuer au développement d'outils numériques pour l'aide au planning chirurgical de la réduction et de la stabilisation de fracture du plateau tibial. Le développement d'un outil prédictif de la forme saine d'un plateau tibial fracturé sera présenté dans le chapitre III, la modélisation patient-spécifiques pour la réduction de fracture du plateau tibial sera présenté dans le chapitre IV et la modélisation patient-spécifiques pour la stabilisation de fracture du plateau tibial sera abordée dans le chapitre V.

Dans la suite de ce chapitre II, nous présenterons la numérisation, le segmentation et la reconstruction numérique de plateaux tibiaux sains ou fracturés. Ces trois étapes sont communes aux études numériques qui seront présentées dans les chapitres III, IV et V.

II.3 NUMERISATION, SEGMENTATION ET RECONSTRUCTION NUMERIQUE DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL

II.3.1 Numérisation des fractures du plateau tibial

En chirurgie orthopédique et traumatologique, les systèmes d'imageries les plus utilisés pour le diagnostic sont l'IRM pour la visualisation des tissus mous et les appareils exploitant les rayons X pour la visualisation des structures osseuses. Dans le cas des fractures du plateau tibial, il est commun qu'une première imagerie 2D par radiographie à rayons X soit obtenue afin de déterminer si une imagerie 3D par CT-scan est nécessaire. Lorsqu'une intervention chirurgicale est prescrite, les images 3D obtenues par CT-scan clinique sont exploitées pour le planning chirurgical. Après l'opération, l'évolution de la fracture stabilisée est analysée par une nouvelle campagne d'imageries 3D par CT-scan.

Dans le but de créer des outils numériques d'aide au planning opératoire et d'analyse post-opératoire du geste chirurgical, les modélisations patient-spécifiques de fracture du plateau tibial que nous proposerons s'appuieront exclusivement sur des imageries volumiques obtenues par CT-scan cliniques.

II.3.1.1 Les scanners à rayons X disponibles

Pour réaliser les travaux que nous présentons dans cette thèse, principalement deux appareils de tomodensitométrie à rayons X ont été exploités.

Le premier, est un Aquilion ONE, GENESIS Edition de la marque Canon (Figure II. 17 – a). Ce CT-scan clinique permet d'obtenir des images volumiques correspondant à une matrice de 512 x 512 x 640 voxels avec une taille de voxel de 0,468 mm dans les directions radiales et 0,250 mm dans la direction axiale. L'appareil peut également être exploité avec une résolution axiale dégradée.

Le second appareil est un tomodensitomètre per-opératoire nommé « O-arm » de la marque Medtronic (Figure II. 17 – b). Cet appareil utilisé au bloc opératoire est disponible au CHU de Poitiers pour les interventions rachidiennes, crâniales et orthopédiques. L'O-arm est un système d'imagerie mobile à faisceau conique qui combine un fluoroscope pour l'acquisition 2D et un tomodensitomètre pour l'acquisition d'images volumiques. Les images 3D produites correspondent à une matrice de 512 x 512 x 192 voxels avec une taille de voxel de 0,415 mm dans les directions radiales et 0,833 mm dans la direction axiale. Cet appareil a la particularité d'être couplable avec un système de navigation. Dans cette configuration, le chirurgien peut alors visualiser ses outils sur l'imagerie du patient, observer la projection de la trajectoire du matériel chirurgical et prédéfinir la position d'implants. Un des cas cliniques de fracture du plateau tibial étudié durant ces travaux de thèse a été traité à l'aide de cet appareil.

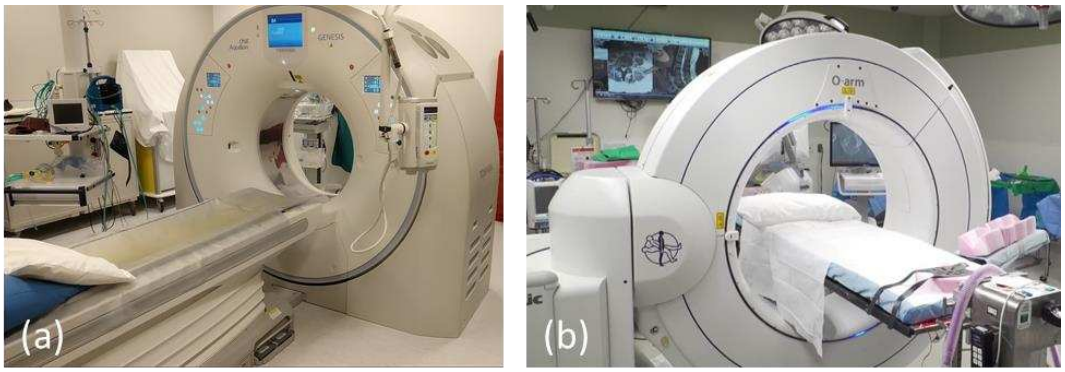


Figure II. 17 : (a) Scanner à rayons X Aquilion ONE, GENESIS Edition , Canon. (b) Scanner à rayons X per-opératoire O-arm, Medtronic

II.3.1.2 La calibration des systèmes d'imageries

La tomodensitométrie à rayons X fournit des images volumiques contenant dans chaque voxel une information sur l'absorption locale des rayons X par la matière. La calibration du CT-scan permet de déterminer la relation entre les valeurs communiquées en Unité Hounsfield et la masse volumique du matériel contenu dans le voxel. Pour la calibration des systèmes d'imagerie que nous utilisons, nous avons choisi d'utiliser le fantôme de calibration CIRS modèle 062M (Figure II. 18).

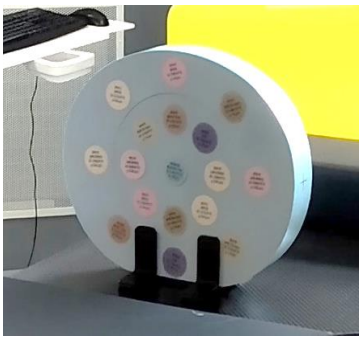


Figure II. 18 : Fantôme de calibration CIRS – 062M

Ce fantôme de calibration possède dix-sept inclusions dans lesquels neuf matériaux différents peuvent être placés. La structure accueillant les inclusions possède une densité équivalente à l'eau. Avec ce fantôme, la calibration des CT-scans peut être obtenue à partir de 10 matériaux eau incluse (Tableau II. 3).

Matériaux représentés	Densité physique (g/cm³)
Poumon (Inspiration)	0,205
Poumon (Expiration)	0,507
Tissu adipeux	0,960
Sein	0,976
Eau	1,000
Muscle	1,043
Foie	1,052
Os Trabéculaire	1,117
Os Dense 1	1,820
Os Dense 2	2,150

Tableau II. 3 : Les matériaux représentés par le fantôme de calibration

Pour chaque CT-scan, la relation liant les valeurs en Unité Hounsfield mesurées à la masse volumique de l'os a été déterminée par une approximation linéaire des valeurs obtenues pour les matériaux de calibration avec une masse volumique supérieure à 1 g/cm^3. Les paramètres d'acquisition utilisés pour la calibration des CT-scans étaient conservés lors de l'acquisition des images volumiques dédiées à nos études.

II.3.2 Du traitement de l'image à la reconstruction de structures osseuses : ModelFrac

Afin de mieux appréhender les étapes nécessaires à la reconstruction numérique de fracture du plateau tibial, une procédure optimisée pour le reconstruction de structures osseuses saines et fracturées a été établie. Cette procédure intégrant le traitement d'image, la segmentation et la reconstruction a été définie à partir de fonctionnalités préalablement existantes dans le logiciel 3D Slicer (Fedorov et al., 2012).

La procédure, employée pour de ce travail de thèse, a abouti au développement d'un module personnalisé s'intégrant à l'environnement 3D Slicer. Le module offre une interface intuitive à destination d'utilisateurs novices et expérimentés.

Nous proposons de présenter la procédure établie pour générer une reconstruction numérique de fracture du plateau tibial en parcourant le module personnalisé nommé ModelFrac. Les différentes fonctionnalités de l'outil numérique sont réparties en trois onglets associés au traitement d'image, à la segmentation et à la reconstruction.

II.3.2.1 Le traitement de l'image

Les fonctionnalités dédiées au traitement de l'image permettent de charger une image volumique, définir la zone d'intérêt par redimensionnement de l'image et d'appliquer un filtre d'optimisation de l'image (Figure II. 19). En effet, les images volumiques produites par les CT-scan cliniques sont destinées au diagnostic clinique, l'application d'un filtre permet de produire une image optimisée pour la segmentations de structures osseuses. Le filtre sélectionné dans la procédure est un filtre de type sigmoïde.

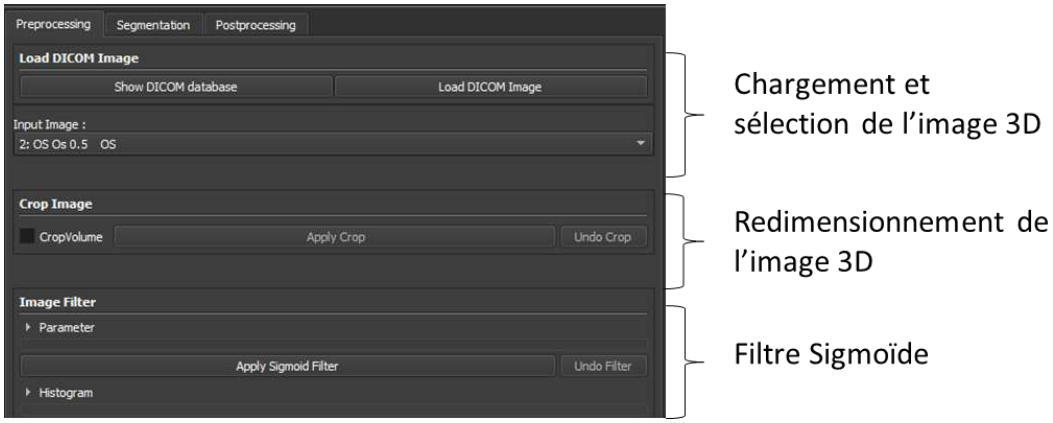


Figure II. 19 : Interface graphique de l'onglet Preprocessing du module ModelFrac

Les filtres sigmoïdes sont largement utilisés pour focaliser l'attention sur un intervalle particulier de valeurs et atténuer progressivement les valeurs situées en dehors de cet intervalle. Appliqués au traitement de l'image, ces filtres permettent d'étendre une plage spécifique de valeurs sur une nouvelle plage d'intensité. Dans notre cas, la plage d'intensité spécifique ciblée est associée au structures osseuses (Figure II. 20).Un filtre sigmoïde est directement inclus dans la bibliothèque ITK (Insight Toolkit), elle-même intégrée au logiciel 3D Slicer. Cette biblothèque est plus largement dédiée à la modification, la segmentation, l'analyse et la quantification d'image médicale (McCormick et al., 2014).

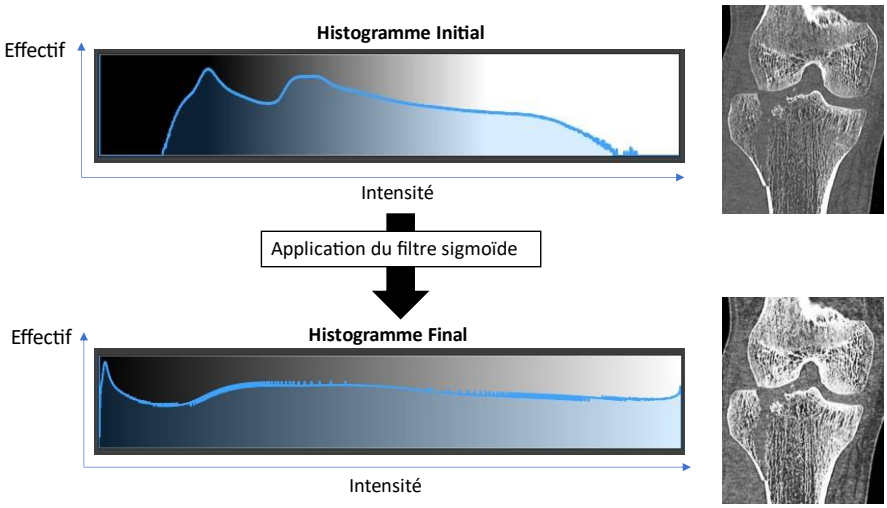


Figure II. 20 : Illustration de la modification de l'histogramme de l'image à l'aide d'un filtre sigmoïde afin de focaliser l'histogramme sur une certaine plage d'intensité

La fonction associée au filtre sigmoïde s'exprime en fonction de quatre paramètres ($B_{s_{Max}}, B_{s_{Min,}}, \alpha, \beta$) telle que :

$$I' = \left(B_{s_{Max}} - B_{s_{Min}}\right) \times \frac{1}{\left(1 + e^{-\frac{I-\beta}{\alpha}}\right)} + B_{s_{Min}}$$

Avec I' l'intensité du pixel de sortie, I l'intensité du pixel d'initiale, $B_{s_{Max}}$ la valeur maximum de l'intensité de sortie, $B_{s_{Min}}$ la valeur minimum de l'intensité de sortie. α défini la largeur de la plage d'intensité d'entrée et β l'intensité autour de laquelle la plage d'entrée est centrée (Figure II. 21).

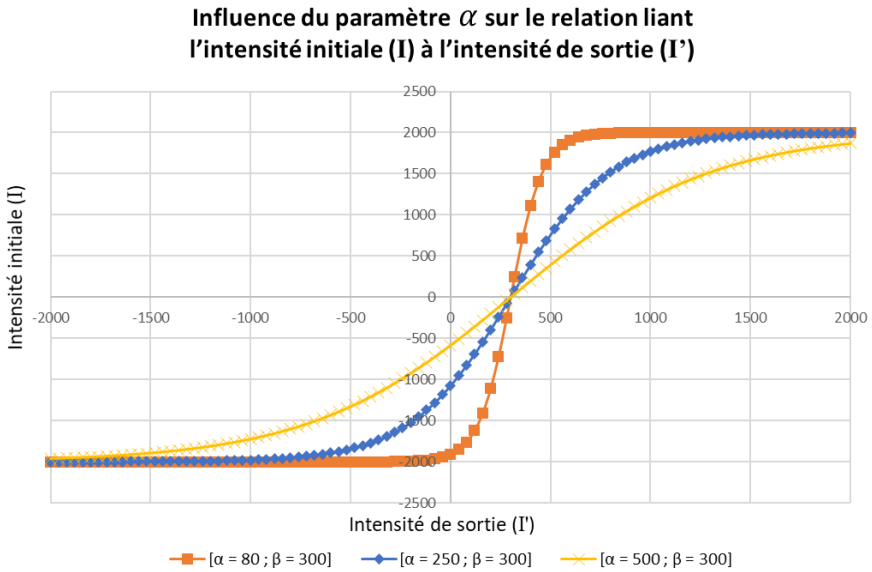


Figure II. 21 : Affichage graphique associé à la fonction sigmoïde pour différentes valeurs de α. Les paramètres $\beta, B_{s_{Min}}$ et $B_{s_{Max}}$ sont fixés à 300, -2000 et 2000 respectivement.

Pour notre besoin, les valeurs de α et β correspondant à l'intervalle ciblé ne sont pas toujours évidente à déterminer pour un utilisateur novice. Dans le but de permettre à l'utilisateur de contrôler de manière plus intuitive la plage d'intérêt, nous avons choisi d'adapter l'expression du filtre sigmoïde afin que celui-ci soit définit par seulement deux paramètres. Ainsi, l'utilisateur peut, avec l'interface graphique, sélectionner deux nouveaux paramètres explicites : la borne inférieure ($B_{I_{Min}}$) et la borne

supérieure ($B_{I_{Max}}$) de la plage d'intensité de l'image initiale qu'il souhaite étirer. Les bornes associées à l'intensité de sortie ($B_{s_{Min}}, B_{s_{Max}}$) sont fixées et les paramètres (α, β) pilotant la fonction sigmoïde sont alors exprimés en fonction des deux paramètres $B_{I_{Min}}$ et $B_{I_{Max}}$ par l'utilisateur à l'aide d'outils graphiques intuitifs tels que :

- $B_{s_{Min}}$ = -2000
- $B_{s_{Max}}$ = 2000
- $\alpha = \left(B_{I_{Max}} - B_{I_{Min}}\right) \times 0{,}134 + 14{,}12$
- $\beta = (B_{I_{Max}} - B_{I_{Min}})/2$

La relation associée à la valeur α est déterminée par analyse de l'intervalle représenté en fonction de α (Figure II. 22). Le paramètre β détermine le centre de l'intervalle.

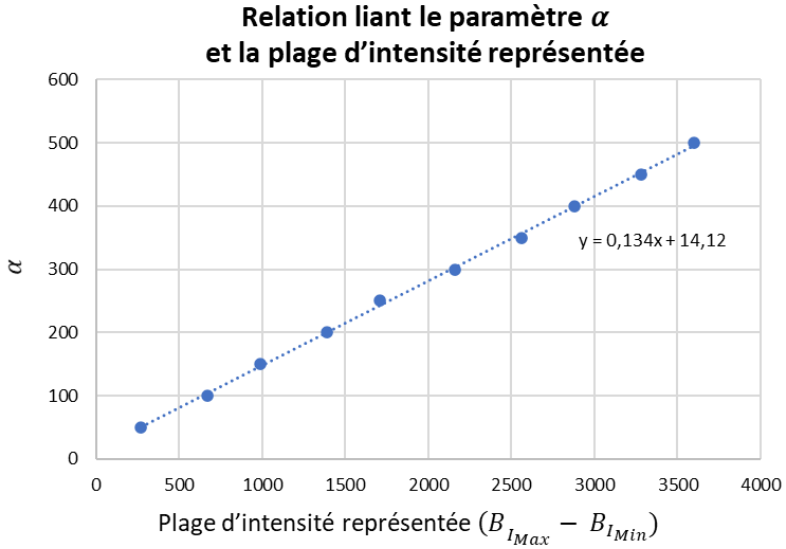


Figure II. 22 : Relation liant le paramètre α et la plage d'intensité représentée pour $B_{s_{Min}}$ et $B_{s_{Max}}$ fixés à -2000 et 2000 respectivement.

À l'issue de l'étape de traitement de l'image volumique, celle-ci est optimisée pour la segmentation des structures osseuses saines ou fracturées.

II.3.2.2 La segmentation

L'onglet du module dédié à la segmentation regroupe des outils visant à décomposer l'image volumique en régions indépendantes ayant un sens au regard de l'étude réalisée. Nous chercherons dans notre cas à isolé la fibula, le fémur, la patella, la partie non fracturée du tibia et les fragments osseux. Les différents outils nécessaires à la segmentation de structures osseuses sont groupables en trois catégories : les outils pour **la segmentation paramétrée**, les outils pour **la segmentation semi-automatique** et les outils pour **la segmentation manuelle** (Figure II. 23).

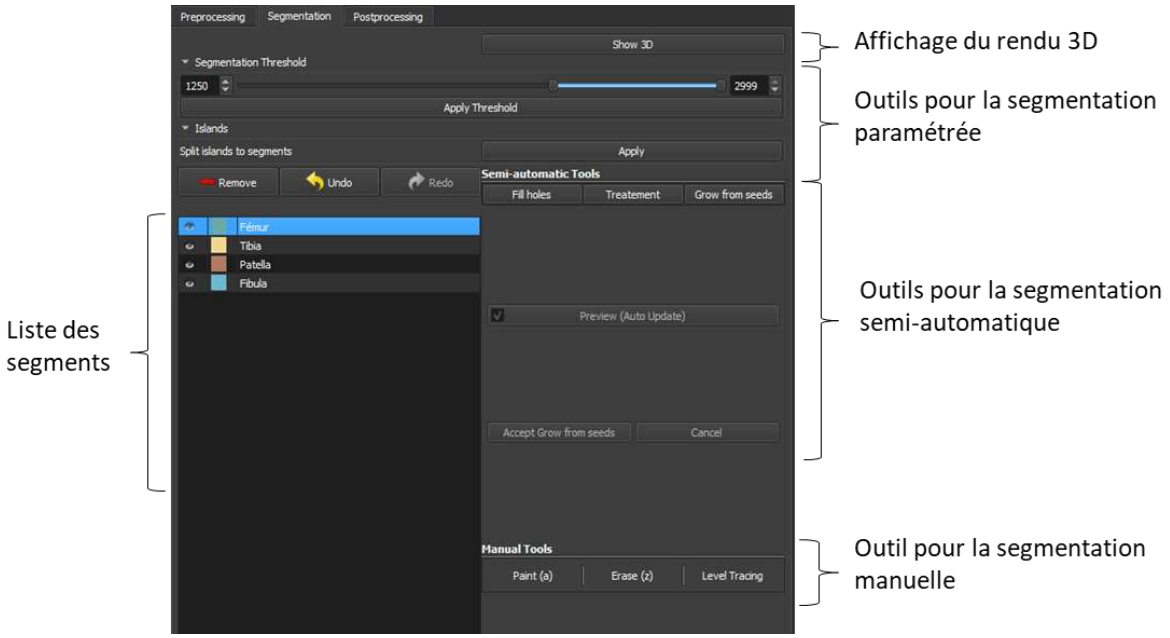


Figure II. 23 : Interface graphique de l'onglet segmentation présent dans le module ModelFrac

Les outils pour **la segmentation paramétrée** permettent de réaliser un seuillage de l'image et d'isoler les segments non jointifs. Les outils pour **la segmentation semi-automatique** intègrent des fonctionnalités permettant de reboucher des trous présents en surface, compléter les cavités diaphysaires et permettent l'amélioration des segmentations par une approche semi-automatique basée sur la croissance de région. Les outils **de segmentation manuelle** permettent de corriger localement d'éventuels défauts de segmentation.

L'approche que nous proposons consiste à produire rapidement et efficacement des masques de travail avec les outils pour la segmentation paramétrée et des outils de segmentation semi-automatique. Les masques de travail correspondent alors aux structures osseuses non-jointives sans cavité trabéculaire ou diaphysaire (Figure II. 24 -a). La détermination des fragments osseux dans le masque, et la séparation des structures osseuses jointives est obtenue à l'aide des outils de segmentation semi-automatique basée sur le croissance de région (Figure II. 24 -b).

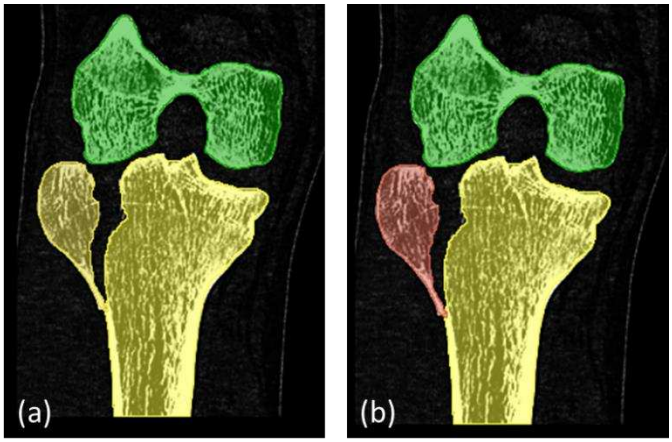


Figure II. 24 : La figure (a) présente les masques de travail associés au fémur et au tibia fracturé, le tibia sain et le fragment sont tous les deux contenus dans le même masque car jointifs. La figure (b) présente la dissociation du fragment et de la partie non fracturée du tibia.

II.3.2.3 La reconstruction géométrique

Une fois les structures segmentées en accord avec les besoin de l'étude, l'étape de reconstruction numérique permet un lissage des segments obtenus, si nécessaire, à l'aide d'un filtre médian. Le diamètre de la zone de voisinage considérée autour de chaque voxel lors du lissage est déterminée en fonction de la résolution de l'image et de la fidélité des reconstructions souhaites.

Par la suite, chaque segment est reconstruit un maillage surfacique à l'aide des fonctionnalités disponible dans 3D Slicer s'appuyant sur l'algorithme « Marching cube » (Lorensen and Cline, 1987). Cette phase de reconstruction induit nécessairement un lissage Laplacien. Celui-ci est inhérent aux méthodes de reconstruction utilisées par 3D Slicer. Il évite notamment d'obtenir un maillage surfacique avec un aspect en marche d'escalier et limite les aspérités liées à d'éventuels défauts mineurs de segmentation.

Cependant, le lissage se doit de conserver une morphologie fidèle aux structures segmentées. Dans le but de déterminer un lissage satisfaisant, une étude d'influence a été réalisée afin de caractériser la perte d'information en fonction du nombre d'itérations de lissage Laplacien.

La perte d'information entre un lissage de référence fixé à 20 itérations et un lissage donné a été évaluée par la mesure des distances Hausdorff Maximum. En accord avec les tailles de voxels que nous utilisons, nous avons fixé un seuil de perte d'information tolérable à 0,5 mm. L'évaluation de la perte d'information, évaluée pour plusieurs cas de segmentations, a montré qu'un lissage incluant 40 itérations offrait une reconstruction satisfaisante tout en limitant la perte d'information à moins de 0,5 mm (Figure II. 25).C'est pourquoi, une reconstruction impliquant 40 itérations de lissage été appliquée pour la reconstruction en maillage surfacique avec le module ModelFrac.

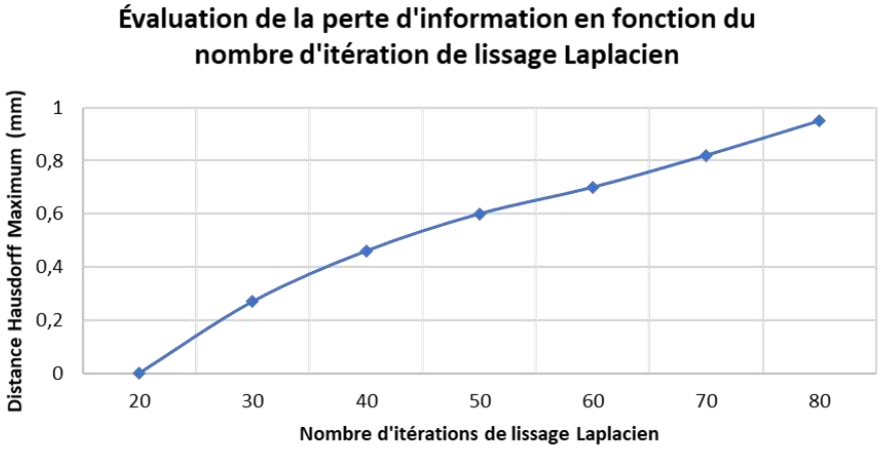


Figure II. 25 : Évaluation de la perte d'information en fonction du nombre d'itérations de lissage Laplacien. La perte d'information entre un lissage de référence fixé à 20 itérations et un lissage donné est évaluée par la mesure de la distance Hausdorff maximum entre les tibias

II.3.3 Évaluation des variabilités inter et intra-opérateurs

En traumatologie, la segmentation de structures osseuses n'est pour le moment pas permise par des approches totalement automatisées. Les approches semi-automatiques comme celle incluse dans notre procédure incluent nécessairement des interventions de l'utilisateur. Dans notre cas, la segmentation de structures osseuses a pour objectif le développement d'outils numériques pour l'aide au planning chirurgical et l'analyse post-opératoire du geste chirurgical. Dans ce contexte, il convient d'évaluer et de quantifier l'influence du facteur humain sur la reconstruction de structures osseuses par segmentation d'images volumiques.

Pour cela, nous avons mené une évaluation **des variabilités inter-opérateurs et intra-opérateur** lors de la segmentation de structures osseuses à l'aide le module ModelFrac.

II.3.3.1 Matériels et méthodes

L'étude intègre 6 participants incluant trois profils : expert, intermédiaires et novice (Tableau II. 4). Un participant est considéré expert s'il a déjà réalisé au moins 30 segmentations avec ou sans le module ModelFrac. Le participant est considéré novice s'il n'a jamais fait de segmentation.

Participants	Expérience
Opérateur n°1	Expert
Opérateur n°2	Intermédiaire
Opérateur n°3	Intermédiaire
Opérateur n°4	Novice
Opérateur n°5	Novice
Opérateur n°6	Intermédiaire

Tableau II. 4 : Les participants inclus dans l'étude et leur expérience en segmentation

Dans un premier temps, il a été demandé à tous les participants de réaliser un tutoriel vidéo. Le tutoriel a pour objectif d'introduire les notions de base nécessaires à la segmentation de structures osseuses fracturées et de présenter le module ModelFrac. Durant le tutoriel, les participants ont pu expérimenter les fonctionnalités disponibles dans le module sur une image volumique d'articulation de genou ayant subi une fracture du plateau tibial du type Schatzker II (enfoncement et séparation)(Kfuri and Schatzker, 2018) (Figure II. 26 - a). Les travaux réalisés par les participants durant cette phase d'apprentissage ne sont pas inclus dans l'évaluation de la variabilité inter et intra-opérateurs.

Pour l'évaluation, deux images volumiques ont été utilisées. La première correspond à un tibia non fracturé disséqué au laboratoire d'anatomie du CHU de Poitiers et numérisé par un CT-scan clinique. Lors de la dissection, les tissus mous autour de la structure osseuse ont été retirés et seulement le tiers proximal du tibia a été conservé. Cette image ne contient qu'une seule structure osseuse (Figure II. 6 -b). La seconde image volumique correspond à une articulation de genou ayant subi une fracture du plateau tibial de type Schatzker I (séparation uniquement) (Kfuri and Schatzker, 2018) (Figure II. 26 - c). Cette image contient cinq structures osseuses : la fibula, la partie non fracturée du tibia, le fragment osseux, la patella et le fémur.

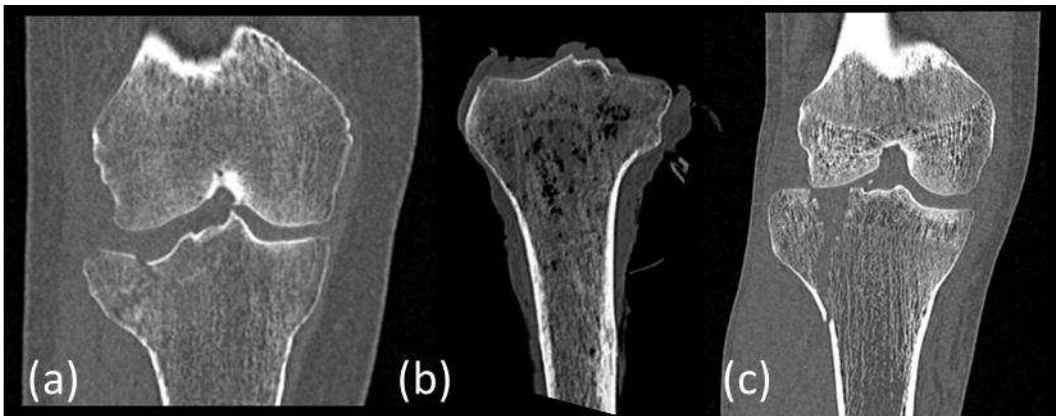


Figure II. 26 : Coupes coronales des images volumiques segmentées par les participants de l'étude des variabilités inter et intra opérateurs. La figure (a) est une articulation de genou ayant subi une fracture de type Schatzker II. La figure (b) est un tibia sain. La figure (c) est une articulation de genou ayant subi une fracture du type Schatzker I.

Pour les participants, la segmentation s'est déroulée en deux phases espacées d'une semaine. Dans chaque phase, les participants ont eu pour mission d'utiliser le module ModelFrac pour segmenter les deux images volumiques. Le temps nécessaire à la segmentation de chaque image a été chronométré.

Les segmentations réalisées durant une même phase ont permis d'évaluer **la variabilité inter-opérateurs** (Figure II. 27 -a -c). Pour chaque structure osseuse, nous avons généré une forme correspondant à la moyenne des segmentations réalisées. La forme moyenne est obtenue à partir des reconstructions en maillages surfaciques, en s'appuyant sur les méthodes d'analyse statistique de formes qui seront présentées dans le chapitre III (Figure II. 28). La variabilité inter-opérateurs est quantifiée par l'écart entre la forme moyenne et la structure osseuse reconstruite. Les écarts sont mesurés à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95% définies précédemment. La Figure II. 28 montre les formes moyennes obtenues pour chaque structure osseuse.

La variabilité intra-opérateur a été quantifiée en mesurant, pour chaque structure osseuse et pour chaque participant, l'écart entre les segmentations réalisées durant la première phase et durant la seconde phase (Figure II. 27 -c). Les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95% ont permis de quantifier les écarts.

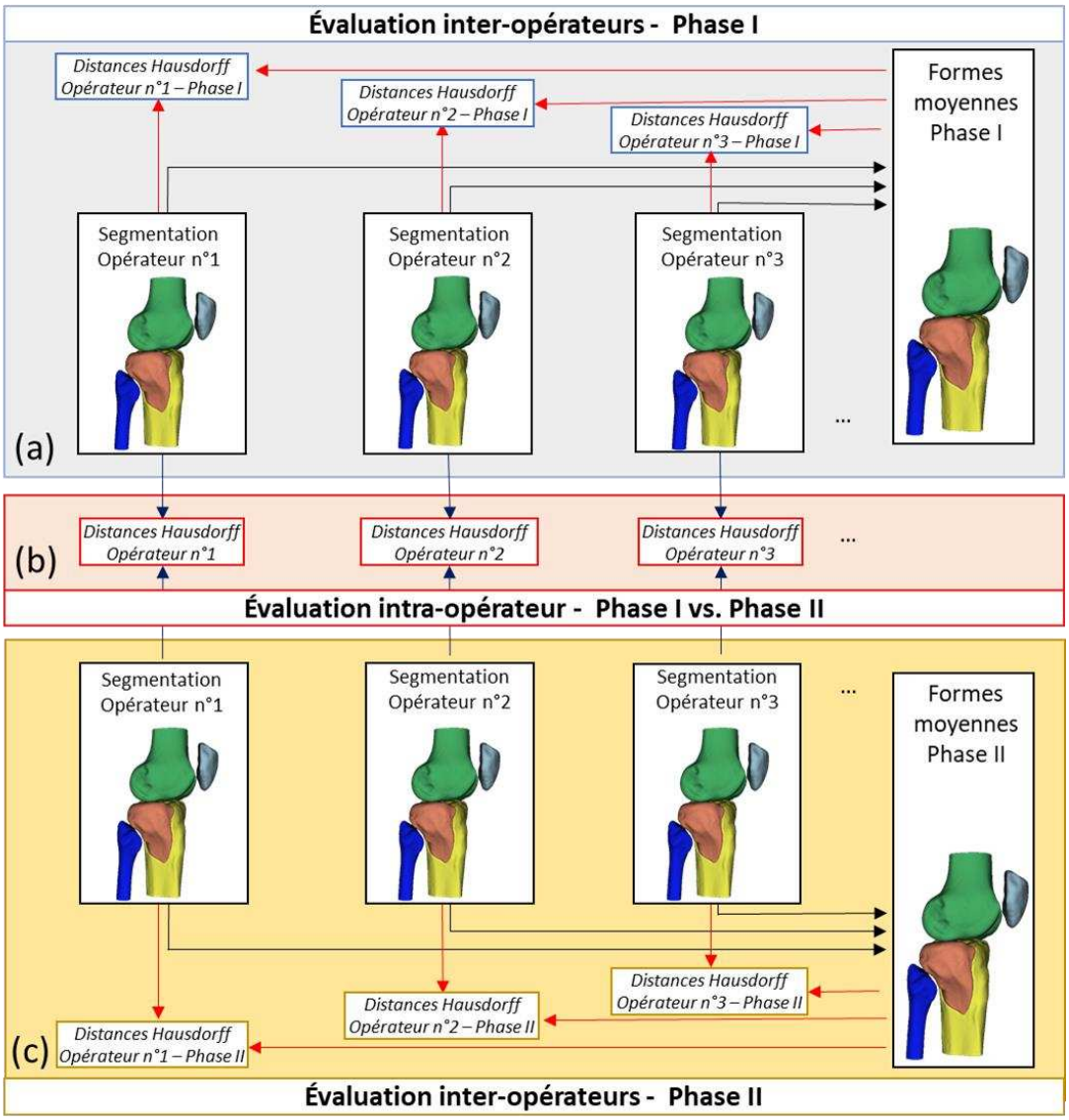


Figure II. 27 : Logigramme explicatif des évaluations inter et intra-opérateurs. Les figures (a) et (c) correspondent à l'évaluation inter-opérateurs lors de la phase I et II respectivement. La figure (b) correspond à l'évaluation intra-opérateur

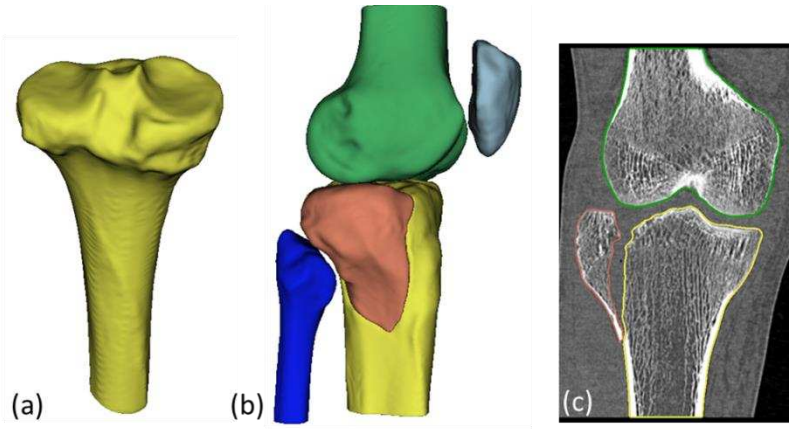


Figure II. 28 : (a) La forme moyenne pour le tibia sain obtenue lors de la phase I. Les figures (b) et (c) présentent les formes moyennes pour l'articulation de genou fracturée obtenue durant la phase I.

II.3.3.2 Résultats

Évaluation du temps de segmentation

Le temps nécessaire pour réaliser chacune des segmentations est communiqué dans le Tableau II. 5. Pour la phase I, on observe une durée moyenne de segmentation de 10,8 ($\pm$ 6,0) minutes pour le tibia sain et de 34,7 ($\pm$ 12,6) minutes pour l'articulation de genou dont le plateau tibial est fracturé. Lors de la deuxième phase, les durées moyennes de segmentation étaient inférieures à la première phase avec 6,3 ($\pm$ 4,9) minutes pour le tibia sain et de 30,3 ($\pm$ 12,0) minutes pour l'articulation de genou dont le plateau tibial est fracturé.

	Opérateur n°1		Opérateur n°2		Opérateur n°3		Opérateur n°4		Opérateur n°5		Opérateur n°6	
	PHASE I	PHASE II	PHASE I	PHASE II	PHASE I	PHASE II	PHASE I	PHASE II	PHASE I	PHASE II	PHASE I	PHASE II
Temps de segmentation du tibia sain (min)	21	17	5	4	15	4	13	6	6	4	5	3
Temps de segmentation de l'articualtion de genou fracturé (type Schatker I) (min)	37	33	25	23	20	14	50	40	52	50	24	22

Tableau II. 5 : Temps nécessaires pour segmenter les images volumiques de l'étude avec le module ModelFrac

Variabilité inter-opérateurs

Les variabilités inter-opérateurs sont exprimées par l'écart entre la forme moyenne et la segmentation obtenue par chaque participant. La Figure II. 29 présente les écarts exprimés par les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95% durant la phase I et durant la phase II. La phase I et la phase II sont espacées d'une semaine.

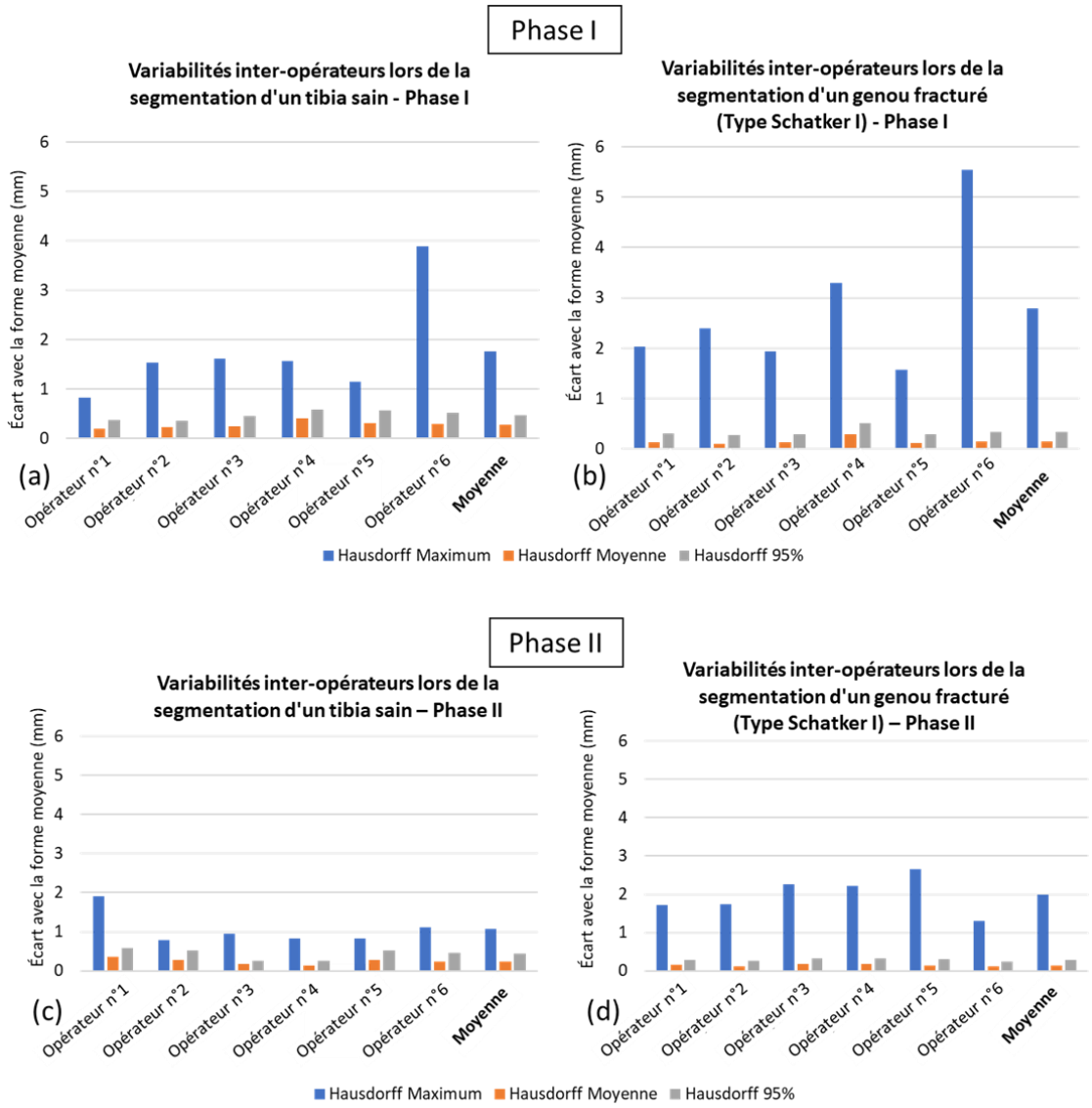


Figure II. 29 : Évaluation de la variabilité inter-opérateurs. La distance est mesurée à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%. Une semaine sépare les segmentations obtenues lors de phase I et celles obtenues lors de la phase II.

Le Tableau II. 7 présente une synthèse des résultats obtenus lors de l'évaluation de la variabilité inter-opérateurs.

	PHASE I						PHASE II					
	Hausdorff Maximum		Hausdorff Moyenne		Hausdorff 95%		Hausdorff Maximum		Hausdorff Moyenne		Hausdorff 95%	
	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type
Variabilité inter-opérateurs pour la segmentation de tibia sain (mm)	1,77	0,99	0,28	0,07	0,48	0,10	1,06	0,07	0,24	0,13	0,43	0,13
Variabilité inter-opérateurs pour la segmentation l'articulation de genou fracturée (mm)	2,79	1,34	0,15	0,15	0,33	0,33	1,99	0,03	0,15	0,03	0,29	0,43

Tableau II. 6 : Évaluation inter-opérateurs - Synthèse des résultats obtenus

Évaluation de la variabilité intra-opérateur

La variabilité intra-opérateur est exprimée par l'écart entre les segmentations obtenues par un même participant, à une semaine d'intervalle, à partir de la même image volumique. À nouveau, nous avons

choisi d'exprimer les écarts à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95% (Figure II. 30).

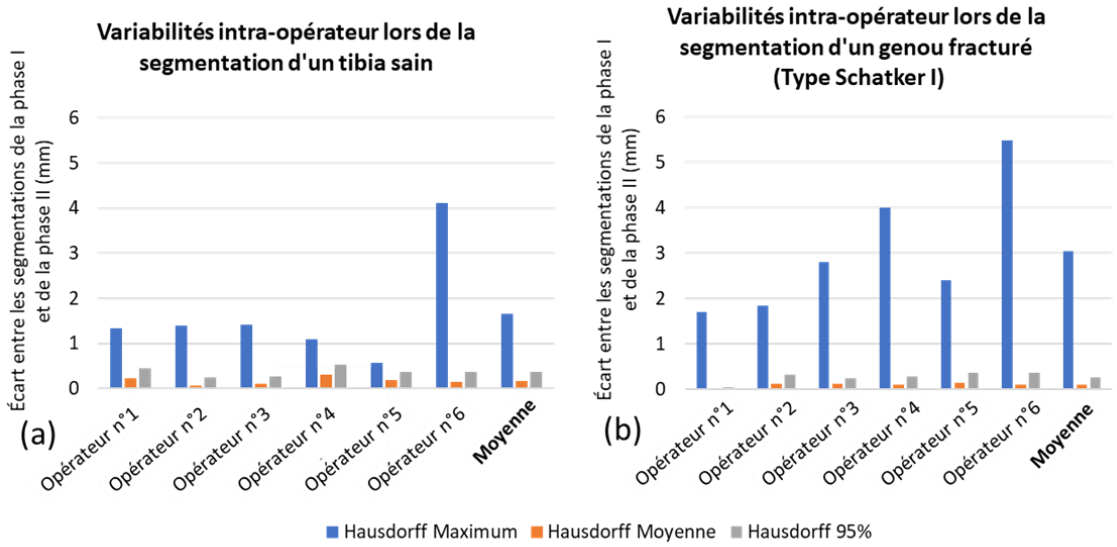


Figure II. 30 : Évaluation de la variabilité intra-opérateur. La variabilité est exprimée par l'écart entre les segmentations obtenues pour une même image à une semaine d'intervalle. La distance est mesurée à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%.

Le Tableau II. 7 présente une synthèse des résultats obtenus lors de l'évaluation intra-opérateur.

	Hausdorff Maximum		Hausdorff Moyenne		Hausdorff 95%	
	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type	Moyenne	Ecart-Type
Variabilité intra-opérateurs pour la segmentation de tibia sain (mm)	1,66	1,14	0,17	0,08	0,37	0,10
Variabilité intra-opérateur pour la segmentation de l'articulation de genou fracturée (mm)	3,04	1,32	0,10	0,04	0,27	0,11

Tableau II. 7 : Évaluation intra-opérateur - Synthèse des résultats obtenus

II.3.3.3 Discussion

La reconstruction des structures osseuses par segmentation d'image volumique est le premier maillon de la chaine de la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical. Nous avons vu que la segmentation de structures osseuses en traumatologie implique des opérations nécessairement semi-automatiques. Afin de faciliter ce processus et simplifier la prise en mains des outils de segmentation d'images volumiques, nous avons développé une procédure destinée à la reconstruction numérique des structures osseuses saines et fracturées. Cette procédure a été implémentée au logiciel 3D Slicer sous la forme d'un module personnalisé organisant et optimisant les fonctionnalités disponibles dans le logiciel 3D Slicer suivant une méthodologie spécifique. Ainsi, le module permet à des personnes novices de réaliser des segmentations de structures osseuses fracturées ou non, avec un temps d'apprentissage réduit.

Afin de caractériser l'influence du facteur humain sur les segmentations semi-automatiques produites avec le module ModelFrac, nous avons proposé une évaluation des variabilités inter et intra-opérateurs. L'étude intègre six participants avec un niveau d'expertise variable. Deux images volumiques ont été segmentées par chaque participant, à deux reprises espacées d'une semaine.

Les images volumiques sélectionnées pour l'étude incluent un tibia proximal sain et une articulation du genou dont le plateau tibial est fracturé. La fracture est classée type Schatzker I correspondant à la séparation du condyle latéral (Kfuri and Schatzker, 2018). Lors de la segmentation de ces images pour la première fois, le temps moyen était de 10,8 ($\pm$ 6,0) minutes pour le tibia sain et 34,7 ($\pm$ 12,6) minutes pour l'articulation fracturée. Deux facteurs jouent principalement sur le temps de segmentations : les opérations réalisées par l'utilisateur en fonction de son expérience, et l'ordinateur utilisé. En effet, pour cette étude les participants ont utilisé des postes de travail différents avec des ressources numériques inégales. Or, le temps de mise en œuvre de certaines fonctionnalités du module est directement lié aux ressources numériques disponibles. Pour argumenter ce propos, nous pouvons citer le cas de l'opérateur n°6 qui a proposé durant la phase II de réaliser la segmentation du tibia sain sur un ordinateur personnel haute performance en configuration optimisée (overclock). Il a ainsi obtenu une durée de segmentation de 3 minutes correspondant à la durée la plus faible. Ce facteur matériel influence donc la durée nécessaire pour réaliser les segmentations et limite la pertinence d'une comparaison du temps de segmentation avec les données de la littérature. De plus, les images volumiques d'articulation fracturée que nous avons utilisées ne sont pas totalement représentatives de la complexité de certaines fractures du plateau tibial observables en clinique. En effet, les fractures avec une séparation uniquement (type Schatzker I), correspondent à 8,5% des fractures du plateau tibial alors que les fractures de type Schatzker II avec au moins un fragment enfoncé en plus de la séparation représentant 35% des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013; Kfuri and Schatzker, 2018).

Avec la connaissance de ces deux limites, nous pouvons citer les temps de segmentations observés dans la littérature afin de les comparer avec ceux obtenus lors de notre étude. Dans leur étude, Ozturk et al. (2020) ont segmenté manuellement 10 cas de fractures du plateau tibial de types Schatzker I, II ou VI, ils estiment qu'une reconstruction satisfaisante est obtenue en 100 minutes. Suero et al. (2010) présente quant à eux une durée incluant la segmentation et le planning opératoire pour cinq patients. La durée moyenne communiquée est de 174,8 minutes. Parmi les cinq cas segmentés, deux cas correspondaient à des fractures du type Schatzker II. Pour celles-ci, la durée de segmentation et de planning chirurgical est de 96,5 minutes.

L'évaluation de la variabilité inter-opérateurs nous permet de quantifier les différences de segmentations liées à l'utilisateur et son expérience. Cette évaluation a été menée durant la phase I, correspondant à la primo utilisation et indépendamment durant la phase II une semaine plus tard. La Figure II. 29 présente les résultats que nous avons obtenus en différenciant les phases et les images segmentées. La variabilité est évaluée par mesure de l'écart entre la forme moyenne des segmentions et la segmentation réalisée par chaque participant. Nous avons fait le choix d'utiliser la forme moyenne comme référence lors de l'évaluation afin de communiquer directement la variabilité autour de la segmentation moyenne. De plus, il est difficile de définir une segmentation dite parfaite qui nous aurait servi de référence lors de l'évaluation. L'utilisation de la forme moyenne en tant que référence mène cependant à un désavantage, la référence dépend des segmentations à évaluer. Ainsi, sur la Figure II. 29 –a, nous pouvons observer que la segmentation de l'opérateur n°6 présente une distance Hausdorff Maximum élevée. Cette observation est liée à une divergence locale de la segmentation de l'opérateur n°6 au regard des autres opérateurs. Cette divergence influence la forme moyenne utilisée comme référence augmentant ainsi, pour tous les participants, les distances évaluées. En effet, dans la Figure II. 29– c, on peut voir que l'opérateur n°6 produit une segmentation en accord avec les autres participants offrant ainsi une variabilité inter-opérateurs plus faible.

Afin de rendre l'analyse complète, nous avons fait le choix de mesurer les distances à l'aide de trois distances : Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%. Il est important de noter que

la distance Hausdorff Maximum présente la distance la plus défavorable, celle-ci peut alors concerner une zone très localisée. Pour cette raison, nous proposons de porter l'attention principalement sur les distances Hausdorff 95% lors de l'analyse des Figure II. 29 et Figure II. 30. Ainsi, les distances particulièrement élevées ne représentant qu'une petite zone ne sont pas prises en compte. En revanche, il serait nécessaire de quantifier l'influence des variabilités même locales sur la suite de la construction de modèles numériques et les éventuelles modifications de champs mécaniques lors de simulations numériques.

Une synthèse des résultats obtenus lors de l'évaluation des variabilités inter-opérateurs est présentée dans le Tableau II. 5. On observe que la variabilité inter-opérateurs est inférieure à deux voxels (distances Hausdorff 95% et Hausdorff Moyenne), la résolution de l'image de tibia sain étant de $0{,}468 \times 0{,}468 \times 0{,}5\ mm^3$ et de $0{,}373 \times 0{,}373 \times 0{,}5\ mm^3$ pour l'image de genou fracturé.

En ce qui concerne l'évaluation de la variabilité intra-opérateur, les résultats sont présentés sur la Figure II. 30 et une synthèse des résultats est proposée dans le Tableau II. 7. Sur la Figure II. 30 -a, on observe une variabilité intra-opérateur mesurée par la distance Hausdorff Maximum élevée pour l'opérateur n°6. Cette observation est directement liée à la différence de segmentation identifiée pour l'opérateur n°6 lors de la phase I et discutée dans les paragraphes précédents. En effet, lors de la phase II, il apparait que l'opérateur n°6 n'a pas reproduit la segmentation localement atypique proposée lors de la phase I. Le tableau synthétisant les résultats montre une variabilité intra-opérateur de 0,37 ($\pm$ 0,10) mm, qualifiée de faible au regard de la taille de voxel.

L'évaluation des variabilités inter-opérateurs et intra-opérateur ne fournit pas de différences importantes entre les segmentations issues d'une image de tibia sain et celles issues d'une image d'articulation fracturée, particulièrement en observant les distances Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%. En revanche, on observe des différences plus prononcées entre les deux images avec la distance Hausdorff Maximum. Ceci est principalement dû aux surfaces des structures osseuses situées dans la zone de fracture. Ces surfaces présentent des aspérités qui, localement, sont difficiles à interpréter sur l'image. En isolant les structures osseuses non concernées par la fracture (fibula, fémur et patella), les variabilités inter et intra-opérateurs mesurées par les distances Hausdorff Maximum deviennent similaires à celles observées pour la segmentation d'un tibia sain. Il est vrai que la segmentation de structures osseuses fracturées peut mener à de viable variabilité avec module ModelFrac. Cependant, ces variabilités inter et intra-opérateurs restent très localisées. Les segmentations produites par le module ModelFrac peuvent être considérées comme répétables.

Bien que l'évaluation des variabilités inter et intra opérateurs soit encourageante, notre étude contient des limites. Celles-ci se situent notamment dans le nombre limité de participants à l'étude et le nombre limité d'images volumiques segmentées. De plus, il est important de noter que cette étude permet de caractériser la répétabilité des segmentations mais ne peut garantir objectivement la fiabilité des segmentations produites. En effet, une erreur d'interprétation de l'image volumique commune à tous les participants ne pourrait pas être détectée.

II.3.3.4 Conclusion

La segmentation de structures osseuses dans le contexte de la traumatologie n'est pour le moment pas permise de manière totalement automatisée. Aujourd'hui, seules des méthodes manuelles ou semi-automatiques autorisent la segmentation d'images volumiques d'articulations fracturées. Dans ce contexte, nous avons développé un module personnalisé à partir du logiciel 3D Slicer. Le module nommé « ModelFrac » facilite la segmentation de structures osseuses saines ou fracturées par méthodes semi-automatiques, pour répondre au besoin grandissant de géométries osseuses numériques. Cependant, comme toutes méthodes semi-automatiques le facteur humain peut

influencer les résultats obtenus. Pour cette raison, une évaluation des variabilités inter et intra-opérateur a été réalisée en intégrant six participants et images volumiques. L'étude des variabilités inter et intra opérateurs a montré une répétabilité satisfaisante de la procédure mise en œuvre pour la reconstruction de structures osseuses saines et fracturés.

Bien que l'évaluation des variabilités inter et intra-opérateurs associées au module ModelFrac n'ait été menée que sur des images volumiques intégrant des structures osseuses de genou, l'utilisation de la procédure sur d'autres zones anatomiques a également montré une forte pertinence.

II.4 CONCLUSION DU CHAPITRE II

La modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical permet de créer un jumeau numérique du patient sur lequel des gestes chirurgicaux peuvent être simulés. Ce type de modélisation est alimenté par les données spécifiques au patient telles que la géométrie de ses structures osseuses, sa morphologie et ses habitudes de vie. Ces données spécifiques au patient sont complétées par des données généralisées obtenues expérimentalement.

La première partie de ce chapitre a détaillé les huit étapes nécessaires à la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical : la numérisation, la segmentation, la reconstruction en modèle géométrique, le maillage, l'allocation des propriétés matériaux, la définition des conditions limites, la simulation et traitement des données incluant leur évaluation. Les différentes méthodes associées à chaque étape ont été présentées. Par la suite, nous avons proposé une revue de la littérature relative aux modèles numériques destinés à la compréhension des comportements biomécaniques relatifs à la prise en charge clinique des fractures du plateau tibial. De même, nous avons parcouru les applications dessinées à l'aide au planning chirurgical pour la réduction de fracture osseuse. Il résulte de cette première partie du chapitre II que la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical est un outil prometteur en plein essor, mais ne permettant pas pour le moment de fournir pleinement des informations patient-spécifiques pertinentes pour l'aide au planning chirurgical.

Afin de contribuer au développement de la modélisation patient-spécifique de fractures osseuses, nous avons présenté, dans la seconde partie, la mise en œuvre des étapes permettant la reconstruction numérique de plateaux tibiaux sains et fracturés. Particulièrement, nous avons détaillé le développement d'un outil numérique nommé ModelFrac permet la segmentation et la reconstruction semi-automatique de structures osseuses dans le contexte de la traumatologie. L'une des sources potentielles d'erreur en segmentation provient de l'opérateur et de l'utilisation des outils. Afin d'évaluer cette erreur, nous avons réalisé un test intégrant plusieurs opérateurs. L'évaluation des variabilités inter et intra-opérateurs a montré la répétabilité des reconstructions osseuses obtenues avec l'outil.

Dans les chapitres suivants, les structures osseuses saines et fracturées reconstruites numériquement formeront les données initiales pour la détermination de la forme saine d'un plateau tibial fracturé par analyse statistique de formes dans le chapitre III, l'analyse numérique de la réduction de fracture du plateau tibial dans le chapitre IV et l'analyse numérique de la stabilisation de fracture du plateau tibial dans le chapitre V.

CHAPITRE III

III. CHAPITRE III – ANALYSE STATISTIQUE FORMES : LE CAS DU PLATEAU TIBIAL

III.1 INTRODUCTION

Les facteurs de réussite pour la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial résident notamment sur la qualité de la réduction. Pour rappel, la phase de réduction a pour objectif de restaurer les surfaces articulaires. Comme nous l'avons vu dans le chapitre I, l'étude de la littérature ne permet pas de dégager un degré d'incongruence articulaire tolérable unanimement. Dans les études traitant du sujet, la différence locale de hauteur sur la surface articulaire (*Step-off*) tolérable varie entre 2 et 10 mm. (Boisrenoult et al. 2000; Durakbasa et al. 2013; Giannoudis et al. 2010; Vendeuvre et al. 2018). Pour les surfaces articulaires fracturées, seule une réduction optimale offre un résultat clinique durable limitant les risques d'arthrose (Giannoudis et al., 2010). Partant de ce constat, la conférence d'enseignement de la SOFCOT 2020 (Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique) relative au traitement percutané des fractures du tibia proximal fixe arbitrairement le seuil de tolérance du *Step-off* à 5 mm sur une image acquise par CT-scan (Vendeuvre and Gayet, 2020). Respecter ce seuil d'incongruence permet de garantir qu'aucune discontinuité surfacique n'apparait sur le plateau tibial. Cependant, en fonction du degré de morcelage de la fracture, la réduction de la surface articulaire en respectant ce seuil ne garantit pas pour autant que la surface ait été restaurée de manière semblable à une surface saine. En effet, le plateau tibial dans son état fracturé peut apparaitre très différent de sa forme saine. Pour le chirurgien, l'objectif à atteindre lors de la réduction réside dans une projection de ce qu'il imagine être la forme saine du plateau tibial. Réduire une fracture du plateau tibial revient à résoudre un puzzle 3D pour lequel la forme à atteindre est présumée.

Pour mieux appréhender la forme à reconstruire, l'analyse statistique de formes semble être une méthode intéressante. En effet, elle a l'avantage de permettre d'étudier et reconstruire des formes complexes comme les formes anatomiques en s'appuyant sur une représentation en nuages de points.

L'analyse statistique de formes a été exploitée pour évaluer les variabilités anatomiques d'os humains tels que le fémur (Rajamani et al., 2007), l'humérus proximal (Poltaretskyi et al., 2017)**,** la scapula (Mayya et al., 2013) et les membres inférieurs (Bredbenner et al., 2010; Quintens et al., 2019; Tümer et al., 2019; Chen et al., 2020a). En 2012, une étude proposait d'utiliser l'analyse statistique de formes pour automatiser l'alignement de fragments issus d'une fracture de la diaphyse fémorale (Albrecht and Vetter, 2012). Plus récemment, l'analyse statique de formes a été exploitée pour prédire la forme complète d'une scapula tronquée, dans l'objectif de fournir des informations lors de la planification d'arthroplastie (Abler et al., 2018; Plessers et al., 2018; Salhi et al., 2020).

Nous proposons dans ce chapitre de décrire et d'évaluer l'utilisation de l'analyse statistique de formes pour prédire la forme saine d'un plateau tibial fracturé. Cette approche a pour objectif de fournir une aide aux cliniciens lors de la phase de planning chirurgical de la réduction de fracture.

Ce chapitre présentera tout d'abord les méthodes et les concepts permettant la création de modèles statistiques de formes suivis d'exemples d'applications issus de la littérature. Par la suite, nous présenterons la mise en œuvre de l'analyse statistique de formes pour l'étude de plateaux tibiaux et l'évaluation de son utilisation pour l'aide au planning chirurgical de la réduction de fracture.

III.2 L'ANALYSE STATISTIQUE DE FORMES

III.2.1 Construction d'une famille formes

L'analyse statistique de formes étudie les variabilités morphologiques d'une population à l'aide d'un modèle statistique de formes. Le modèle est construit par apprentissage des variations morphologiques caractéristiques d'un objet, d'un organe ou d'un segment osseux.

III.2.1.1 Définitions

D'après le groupe de recherche « Graphics and Vision Research Group (Gravis) » de l'Université de Bâle[2], une forme est définie comme l'information restante lorsque la localisation et les effets rotationnels d'une géométrie sont retirés. Dans cette définition de la forme, l'échelle est conservée. Les formes et les géométries peuvent être représentées par un contour ou une discrétisation du contour en nuage de points.

Les formes se regroupent en **familles de formes.** Ainsi, on peut retrouver, par exemple, la famille des triangles, des mains, des visages ou des plateaux tibiaux. Les critères pour définir les membres d'une famille sont parfois subjectifs. Ainsi la Figure III. 1 présente une famille de mains dans laquelle nous pouvons intuitivement exclure la forme de pied. L'enjeu de l'analyse statistique de formes est de déterminer les caractéristiques reliant les formes d'une famille. Ces caractéristiques sont déterminées numériquement par apprentissage, à partir d'un ensemble de formes préalablement définies comme les membres d'une famille. Un modèle statistique de formes est un objet mathématique permettant de représenter les variations morphologiques présentes au sein d'une famille. Une fois le modèle d'une famille construit, il est possible de créer une infinité de formes appartenant à la famille.



Figure III. 1 : Famille de formes de mains pour laquelle un pied peut intuitivement être exclu.
Image adaptée du cours « Stastistical shape modelling » proposée par le groupe Gravis de l'université de Bâle sur le site Furturlearn.com

III.2.1.2 Représentation géométrique

Comme établi dans le chapitre II, la représentation géométrique peut se faire de différentes manières. Pour la méthode d'analyse statistique de formes, la représentation par nuage de points dense est privilégiée. La manière la plus simple de générer le nuage de points représentant une forme est d'utiliser les nœuds du maillage surfacique. Les méthodes d'optimisation du maillage surfacique vues dans le chapitre II peuvent être utilisées dans le but de fournir un nuage de points plus ou moins homogène et lisse.

[2] https://www.futurelearn.com/courses/statistical-shape-modelling

III.2.1.3 Alignement

Dans le cas de l'étude d'os pairs, présentant deux exemplaires symétriques dans le squelette humain, une première étape consiste à retirer les effets de symétrie entre les os fournis par une droitisation ou gauchisation.

L'alignement permet de transformer les géométries fournies pour l'analyse statistique en formes. Cette opération peut être réalisée de plusieurs manières. Dans le cas où un repère anatomique a préalablement été défini pour toutes les géométries fournies, l'alignement entre une géométrie de référence et une géométrie à aligner est permis en déterminant la matrice de passage entre les repères (Lorusso et al., 1995).

Cependant, un repère anatomique n'est pas toujours associé aux géométries étudiées. Dans ce cas, l'alignement peut être réalisé à partir de deux ensembles de points correspondants deux à deux. Deux points sur deux géométries d'une même famille sont dits « correspondants » s'ils sont positionnés au même lieu anatomique. Par exemple, des points situés sur l'extrémité de l'index pour une famille de mains ou sur l'épine tibiale latérale pour une famille de tibias sont correspondants.

Pour un ensemble de points $X = \{x_1, \dots, x_n\}$ appartenant à la géométrie de référence et un ensemble $Y = \{y_1, \dots, y_n\}$ appartenant à la géométrie à aligner, la translation et la rotation à appliquer à la géométrie à aligner sont définies par :

$$(t^*, R^*) = \arg\min \sum_{i=1}^{n} ||x_i - R(y_i - t)||^2$$

Avec $t \in \mathbb{R}^3$; $\mathrm{R} \in \mathbb{R}^{3\times3}$; $\det(\mathrm{R}) = 1$.

Nous appellerons cette méthode « Basic Procrustes Alignement » (BPA). Généralement, les ensembles de points utilisés par cette méthode sont des points anatomiques placés manuellement ou semi-automatiquement par l'utilisateur. Le BPA est fonctionnel à partir d'au moins trois points identifiés par géométrie. L'augmentation du nombre de points anatomiques diminue l'erreur d'alignement induite par l'incertitude de positionnement manuelle des points anatomiques.

La méthode la plus populaire pour réaliser l'alignement d'une population de géométries correspondantes représentées en nuage de points dense est l'algorithme « Generalized Procrustes Alignement (GPA) » décrit par Gower (1975) complété par Goodall (1991). Cet algorithme itératif minimise la distance euclidienne entre les géométries fournies. L'algorithme suit les étapes suivantes :

1) Choisir aléatoirement une géométrie de référence parmi les géométries fournies.

2) Aligner toutes les géométries par la méthode BPA en utilisant la géométrie de référence définie à l'étape 1.

3) Déterminer la géométrie moyenne à partir des géométries alignées.

4) Faire une nouvelle itération avec la géométrie moyenne en tant que référence.

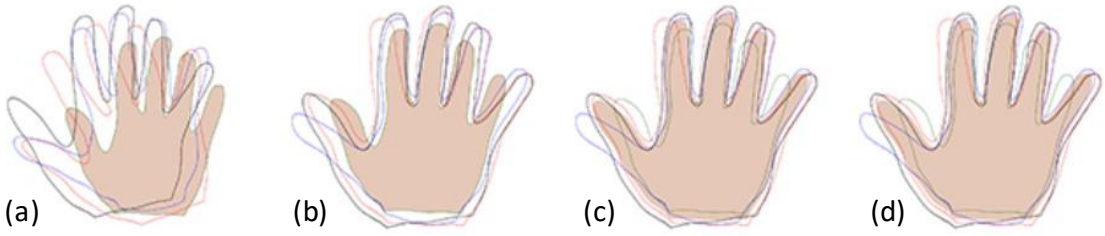


Figure III. 2 : Algorithme Generalized Procrustes Alignement. La géométrie pleine est la géométrie de référence. La figure (a) représente à la situation initiale, la figure (b) représente l'alignement des géométries avec la référence. La figure (c) représente le calcul de la forme moyenne. La figure (d) montre la situation avec un nouvel alignement. Image adaptée du cours « Stastistical shape modelling » proposé sur le site Furturlearn.com

La Figure III. 2 illustre le fonctionnement d'algorithme GPA avec l'exemple d'une population de mains. Cet algorithme converge généralement en quelques itérations, cependant il nécessite l'utilisation de géométries correspondantes. Deux géométries sont correspondantes si elles possèdent le même nombre de points et que tous leurs points sont correspondants.

Pour des géométries complexes issues par exemple de segmentations d'images, la condition de correspondance est rarement vérifiée. Dans ce cas, l'alignement peut être réalisé par l'algorithme nommé « Iterative Closest Point (ICP) ». Cet algorithme permet l'alignement automatique de géométrie sans critères de correspondance (Arun et al., 1987; Zhang, 1994).

L'idée de cet algorithme est que l'on peut approximer la correspondance en faisant l'hypothèse que pour un point P_{Ai} sur une géométrie A, le point correspondant P_{Bi} sur une géométrie B est toujours le point le plus proche. L'algorithme « Iterative Closest Point (ICP) » suit alors les étapes suivantes :

- Extraire aléatoirement un ensemble de points P_A de la géométrie A, ici le nombre de points n'est pas important tant que les points extraits sont répartis uniformément sur la géométrie.
- Déterminer les points les plus proches sur la géométrie B pour former l'ensemble P_B. Ils sont alors considérés comme des candidats à la correspondance.
- À partir des ensembles P_A et P_B, déterminer par l'algorithme « Basic Procrustes Alignement » la translation et la rotation liant les deux ensembles.
- Appliquer la translation et la rotation à la géométrie A pour produire une géométrie A'.
- Nouvelle itération : Réaliser une nouvelle extraction aléatoire de points sur la géométrie A' et poursuivre l'algorithme.

L'algorithme est généralement appliqué avec 100 à 200 itérations. Bien que la méthode ainsi décrite soit automatique, la convergence de l'algorithme peut dépendre de la position initiale des géométries que l'on souhaite aligner. Un premier alignement plus grossier par « Basic Procrustes Alignement » est donc généralement réalisé à partir de marqueurs anatomiques définis manuellement.

Récemment, Renault et al. (2018) ont proposé une méthode automatisée pour définir les repères anatomiques liés aux surfaces articulaires des membres inférieurs. La méthode implémentée sous MatLab se base sur la détection automatique des surfaces articulaires. Cette méthode, rendue accessible sur la plateforme GitHub, pourrait permettre un alignement automatisé d'un ensemble de géométries dédiées à l'analyse statistique des membres inférieurs (Figure III. 3).

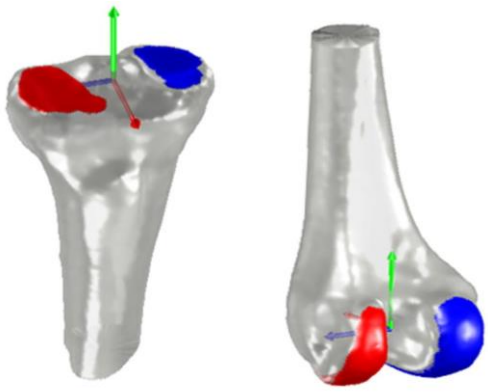


Figure III. 3 : Définition automatisée de repères anatomiques par identification des surfaces articulaires des membres inférieurs proposée par Renault et al. 2018. Figure adaptée de Renault et al. 2018.

Une fois la localisation et la rotation retirées aux géométries d'une famille, ces géométries peuvent être considérées comme des formes en accord avec la définition énoncée précédemment.

III.2.2 Modélisation statistique de formes

Un **modèle statistique de formes** est composé d'une forme de référence discrétisée en nuage de points (X_{Ref}) et d'un champ de déplacements paramétrés (U_{para}). Ce dernier déforme la forme de référence en déplaçant les points qui la compose, une nouvelle forme (X_{Def}) est alors produite telle que :

$$X_{Def} = X_{Ref} + U_{para}$$

Nous différencierons ici deux types de modèles statistiques : **les modèles statistiques de formes construits par processus Gaussien** et **les modèles statistiques de formes construits par identification des variabilités caractéristiques d'une famille** de formes.

III.2.2.1 Les modèles statistiques de formes construits par processus Gaussien

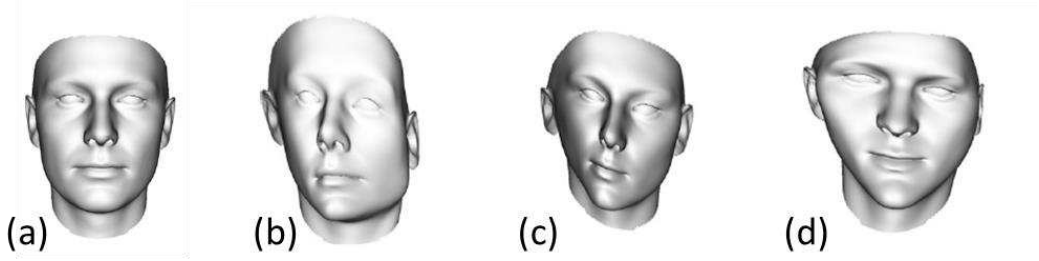


Figure III. 4 : Modèle statistique construit par processus gaussien. La figure (a) de gauche représente la forme de référence, les figures (b, c, d) montrent trois exemples de champs de déplacements paramétrés déformant la géométrie de référence. Figure adaptée de Lüthi et al. 2018.

Le modèle statistique de formes construit par processus Gaussien est nécessaire au à la procédure de création d'un modèle statistique identifiant les variabilités caractéristiques d'une famille de formes.

Dans le cas des modèles statistiques construits par processus Gaussien, le champ de déplacements paramétrés (U_{para}) est piloté par des fonctions probabilistes. Pour ce type de modèle, les variations permises ne représentent alors aucunement des variabilités anatomiques (Figure III. 4).

Pour mieux comprendre la construction de ces modèles, il est nécessaire de faire un rappel sur les lois normales univariées et les distributions normales multivariées. Ces lois sont largement répandues en théorie des probabilités et en statistique.

Loi normale univariée

Une loi normale univariée est une loi de probabilité absolument continue qui dépend de deux paramètres : son espérance, un nombre réel noté μ qui fait référence à la moyenne de la distribution, et son écart-type, un nombre réel positif noté σ qui détermine la dispersion des valeurs autour de la valeur moyenne.

La densité de probabilité de la loi normale d'espérance μ et d'écart-type σ est donnée par la fonction :

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}$$

La courbe associée à cette densité de probabilité est appelée courbe de Gauss ou courbe en cloche. Lorsqu'une variable aléatoire X suit une loi normale, elle est dite gaussienne ou normale. Il est habituel d'utiliser une notation intégrant la variance σ^2, on note alors la loi normale univariée sous la forme :

$$X \sim \mathrm{N}(\mu, \sigma^2)$$

Distribution normale multivariée

En analyse statistique de formes, la distribution aléatoire d'une seule variable n'est pas pertinente. Cependant, comme nous étudions des champs de déplacements paramétrés (U_{para}), il est souhaitable de modéliser plusieurs variables aléatoires ensembles. Ainsi, chaque variable est associée au déplacement d'un point du nuage de point.

Pour indiquer qu'un ensemble de variables aléatoires, $[x_1, \dots, x_n]$, suit une distribution normale conjointe, les composantes x_1 à x_n sont arrangées en un vecteur aléatoire simplement définit en tant que $\vec{X}$. Il est alors déterminé que le vecteur $\vec{X}$ suit une distribution normale multivariée avec un vecteur moyen $\vec{\mu}$ et une matrice de covariance Σ. Le vecteur moyen $\vec{\mu}$, comme précédemment, détermine simplement l'emplacement de la distribution. La matrice de covariance Σ, quant à elle, détermine sa forme. Dans ce cas, la matrice de covariance est symétrique et définie positive.

En général, il est complexe de visualiser une distribution normale multivariée. Cependant, cela est possible en se limitant à deux variables aléatoires x_1 et x_2. Dans ce cas, la distribution $p(x_1, x_2)$ est dite normale bivariée (Figure III. 5).

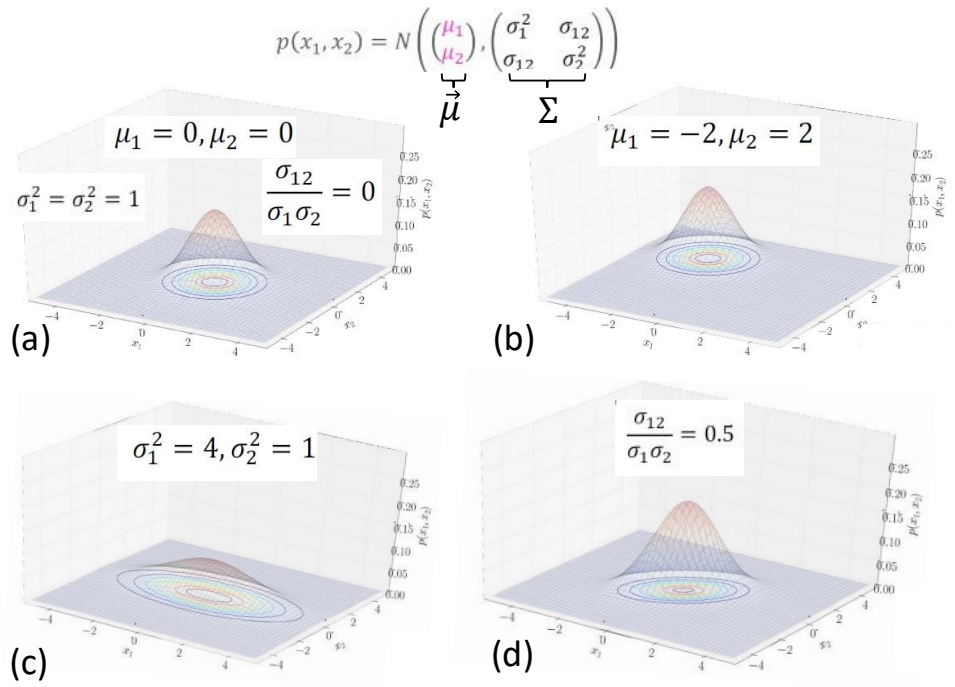


Figure III. 5 : Loi normale bivariée. La figure (a) représente une loi normale bivariée centrée avec une variance égale à 1 et une covariance nulle. La figure (b) représente une modification du vecteur moyen par rapport à (a). La figure (c) représente une modification de la variance par rapport à (a). La figure (d) représente une modification de la covariance par rapport à (a).

Processus Gaussien

Les processus gaussiens généralisent le concept de distribution normale multivariée. Alors que la distribution normale multivariée modélise des vecteurs aléatoires, les processus gaussiens permettent de définir des distributions sur des fonctions ou des champs de déplacement. Dans le cas de fonctions ou champs discrets, un processus gaussien est simplement une interprétation différente d'une distribution normale multivariée. Les processus gaussiens permettent de modéliser une distribution sur des fonctions sans choisir une discrétisation au préalable et de définir des modèles de distributions normales pour des fonctions issues d'une discrétisation arbitrairement fine, ce qui est le cas des formes représentées en nuage de points dense.

Dans le cas de l'analyse statistique de formes par processus Gaussien, le processus Gaussien pilote le champ de déplacement appliqué aux points de la forme de référence. On note un processus Gaussien (Gaussian Process) par $GP(\mu, k)$ avec μ le champ de déplacements moyen et $k(x, x')$ la fonction de covariance liant les positions de chaque paire de points x et x' appartenant à la forme de référence. L'hypothèse d'un champ de déplacements moyen (μ) nul est généralement faite en analyse statistique de formes. La fonction de covariance, aussi appelée Kernel, exprime comment un changement de la position du point x influence celle du point x'. Dans le cas de l'analyse statistique de formes, x et x' sont donc des vecteurs positions dans l'espace 3D.

Par exemple, un Kernel Gaussien peut être utilisé pour définir des déformations lisses de la forme de référence. Sa formulation scalaire s'exprime alors :

$$k_g(x, x') = e^{-\frac{\left|\left|x-x'\right|\right|^2}{\sigma^2}}$$

où σ^2 défini la plage sur laquelle x_i et $x_i{}'$ sont corrélés.

Cette expression scalaire peut également s'étendre à une définition matricielle :

$$k(x, x') = s \times I_{3\times3} k_g(x, x')$$

avec $I_{3\times3}$ signifiant que les trois composantes spatiales du champ de vecteurs résultant sont indépendantes (Lüthi et al., 2018). Dans cette expression, le paramètre s pilote la norme des vecteurs du champ de déplacements.

Un modèle statistique dont le champ de déplacements paramétrés est défini par Processus Gaussien produit donc une déformation probabiliste de la forme de référence. La Figure III. 4 montre un exemple de modèle statistique de visage construit par processus Gaussien intégrant un Kernel Gaussien.

L'avantage d'utiliser les processus Gaussiens sur des formes représentées en nuage de points est qu'ils offrent une grande liberté sur la définition de la fonction de covariance. Ainsi, bien que le Kernel Gaussien soit répandu, il n'est pas le seul Kernel utilisé pour produire des déformations lisses (Davis et al., 1995; Rohr et al., 2001; Kybic and Unser, 2003). De plus, l'utilisation de processus Gaussien laisse la possibilité de combiner des fonctions de covariance entre elles. Ces combinaisons offrent alors la possibilité de contrôler plus finement les variabilités locales et globales permises par le modèle statistique.

Les processus Gaussiens peuvent être exprimés suivant la formulation dite Karhunen-Loève définissant les déplacements du modèle statistique en tant qu'un ensemble de fonctions de base telles que (Berlinet and Thomas-Agnan, 2011) :

$$u(x) \sim \mu(x) + \sum_{i=1}^{\infty} \alpha_i \sqrt{\lambda_i} \phi_i(x)$$

Avec x un point de la forme de référence, $u(x)$ le vecteur déplacement en x, $\mu(x)$ le déplacement moyen, α_i une valeur respectant la loi normale univariée $N(0,1)$; λ_i et $\phi_i(x)$ les i $ème$ valeurs propres et fonctions propres de l'opérateur spécifique à la méthode décrit dans Lüthi et al. (2018) :

La formulation dite Karhunen-Loève peut s'approximer en limitant le nombre de termes de la somme par :

$$\tilde{u}(x) \sim \mu(x) + \sum_{i=1}^{r} \alpha_i \sqrt{\lambda_i} \phi_i(x)$$

L'erreur d'approximation étant donnée par la somme : $\sum_{i=r+1}^{\infty} \lambda_i$

Le modèle statistique résultant est alors un modèle paramétrique à dimension finie. Dans le cas des modèles construits par processus Gaussien, il n'y a pas de restriction selon laquelle la fonction de covariance k doit être apprise à partir d'exemples. Toute fonction de covariance définie positive valide peut être utilisée. C'est pourquoi ce type de modèle peut être construit même lorsque les données d'exemples disponibles sont rares ou inexistantes.

En résumé, le processus Gaussien permet de produire une infinité de champs de déplacements en suivant des lois probabilistes. Associés à une forme de référence, les champs de déplacements probabilistes forment un modèle statistique de forme. Avec ce modèle, tous les champs de déplacements extraits du processus Gaussien produisent une nouvelle forme résultant du déplacement des points de la forme de référence.

Les paramètres pilotant la création d'un modèle statistique de formes par processus Gaussien exprimé en combinaison de fonctions de bases sont :

- la forme de référence choisie.

- le champ de déplacement moyen μ, généralement défini nul.
- la plage de covariance σ^2.
- la variance s, associée à la norme des vecteurs déplacement
- le nombre de termes r, aussi appelé le nombre de modes.

En pratique, les modèles construits par processus Gaussien sont particulièrement utilisés pour réaliser la mise en correspondance entre deux formes d'une même famille. La condition de correspondance est notamment une condition indispensable à la construction d'un modèle statistique construit par identification des variabilités caractéristiques d'une famille de formes.

III.2.2.2 Incorporer des déplacements connus : le modèle postérieur

Description théorique

Dans certaines applications, il est nécessaire de construire un modèle statistique de formes dans lequel le déplacement que l'on souhaite obtenir en certains points est connu et fixé. À partir d'un modèle construit par processus Gaussien, il est possible d'incorporer les déplacements connus pour créer un nouveau modèle statistique. Ce nouveau modèle ne possèdera pas de variances aux emplacements où le déplacement est connu, tandis que sur le reste de la forme, le champ de déplacements possèdera toujours une variance. Ce type de modèle est dit « modèle postérieur ». La Figure III. 6 montre un modèle statistique de formes postérieur pour lequel les déplacements associés au sommet des épines tibiales sont connus.

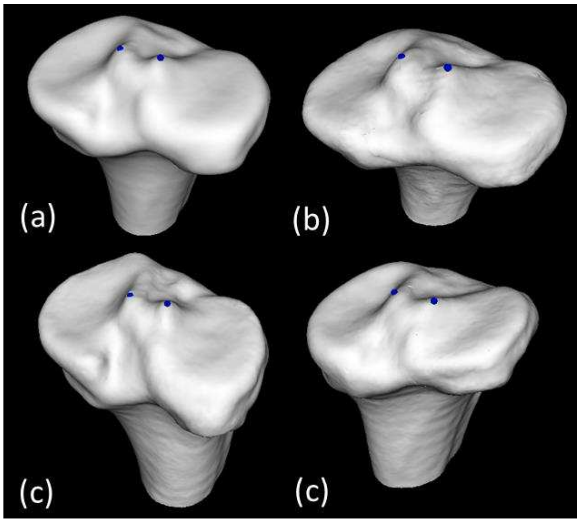


Figure III. 6 : Exemple d'un modèle postérieur pour lequel les déplacements associés aux épines tibiales sont connus. La figure (a) représente la forme moyenne du modèle postérieur. Les figures (b)(c)(d) sont des générations aléatoires de formes par le modèle postérieur.

Description mathématique

Mathématiquement, la création d'un modèle postérieur utilise une distribution conditionnelle normale multivariée telle que :

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} \sim N\left(\begin{pmatrix} \mu(\mathrm{X}) \\ \mu(\mathrm{Y}) \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} K(X,X) & K(Y,X) \\ K(Y,X) & K(Y,Y) \end{pmatrix}\right)$$

Avec $X = (x_1, \dots, x_n)^T$ et $Y = (y_1, \dots, y_m)^T$ des vecteurs colonne contenant les déplacements associés à $n + m$ points, $\mu(\mathrm{X}) = (\mu(\mathrm{x}_1), \dots, \mu(\mathrm{x}_n))^T$ et $\mu(\mathrm{Y}) = (\mu(\mathrm{y}_1), \dots, \mu(\mathrm{y}_m))^T$ les espérances associées respectivement à X et Y, $K(X,X)$, $K(X,Y)$, $K(Y,X)$et $K(Y,Y)$ les matrices de covariances entre les vecteurs déplacements X et Y.

À partir de cette formulation, nous pouvons introduire le vecteur $\tilde{u}$ contenant les déplacements connus auxquels doivent répondre les déplacements Y tels que :

$$Y = \tilde{u} = \begin{pmatrix} \tilde{u}_1 \\ \dots \\ \tilde{u}_m \end{pmatrix}$$

La répartition des déplacements aléatoires X sachant les déplacements Y, notée $X|Y = \tilde{u}$, est exprimable sous la forme d'une distribution normale multivariée telle que :

$$X|Y = \tilde{u} \sim N(\mu_p, \mathrm{k_p})$$

Avec :

$$\mu_p = \mu(X) + K(X,Y)\, K^{-1}(Y,Y)\, (\tilde{u} - \mu(Y))$$

Et :

$$\mathrm{k_p} = K(X,X) - K(X,Y)K^{-1}(Y,Y)K(Y,X)$$

La forme moyenne du modèle postérieur correspond alors à la déformation la plus probable de la forme initiale garantissant le respect des déplacements connus. Les déformations de la forme initiale permise par le modèle postérieur seront en accord avec les déplacements connus.

III.2.2.3 Les modèles statistiques de formes construits à partir des variabilités morphologiques

La construction d'un modèle statistique de formes par l'identification des variabilités caractéristiques d'un ensemble de formes d'une même famille nécessite au préalable que les formes fournies soient alignées et correspondantes. Les méthodes d'alignement des géométries ont été vues dans les paragraphes précédents. Nous aborderons dans les paragraphes suivants la mise en correspondance et l'analyse en composantes principales.

Tout comme les modèles construits par Processus Gaussien, les modèles construits par identification des variabilités caractéristiques de formes d'une même famille sont exprimés par un champ de déplacements paramétré et appliqué à la forme de référence. Cependant, pour ce type de modèle, le champ de déplacements paramétrés est appris. De plus, afin de conserver un champ de déplacement moyen nul, la forme de référence du modèle est définie comme la moyenne des formes fournies.

Mise en correspondance et déformation optimisée d'un modèle statistique

Les modèles statistiques de formes construits par processus Gaussien sont particulièrement utilisés pour la mise en correspondance de formes. Le principe consiste à déformer une forme de référence (A) afin de la superposer à une forme cible (B). La forme déformée (A') possèdera alors le même nombre de points que la forme de référence (A) tout en ayant la morphologie de la forme cible (B) (Figure III. 7-a -b -d -e).

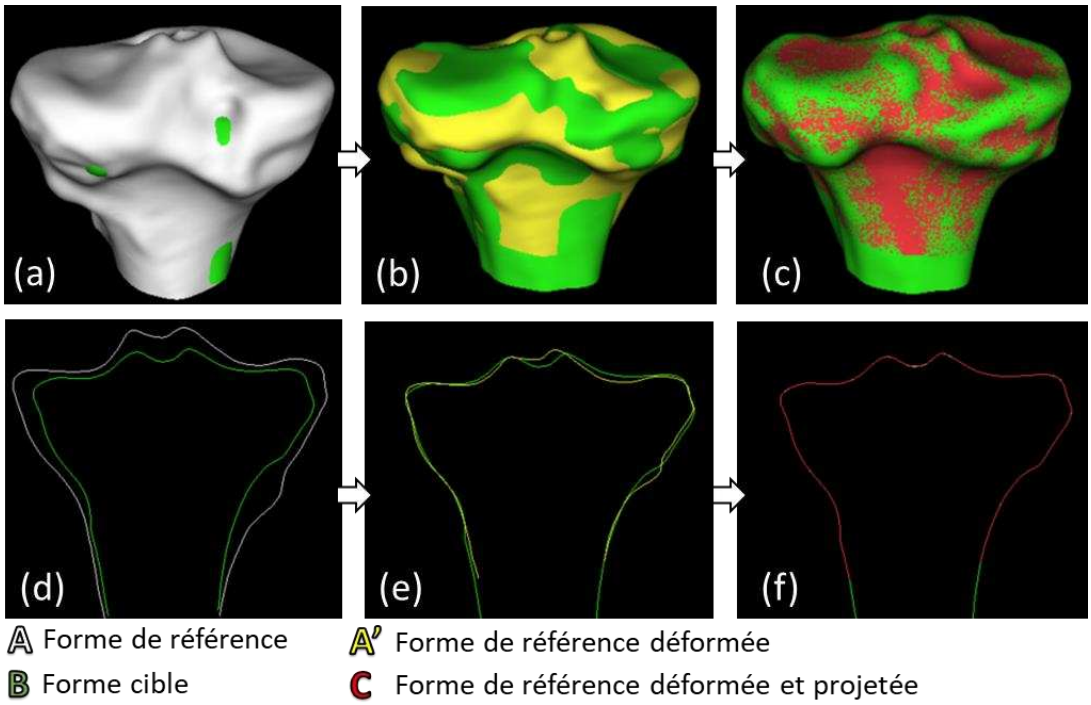


Figure III. 7 : Mise en correspondance. Les figures (a),(b) et (c) montrent une vue 3D équivalente aux coupes 2D des figures (d), (e) et (f). Les figures (a) et (d) montrent la forme de référence (A) et la forme cible (B) simultanément. Les figures (b) et (e) montrent la forme cible (B) et la forme de référence déformée (A') simultanément. Les figures (c) et (f) montrent la forme cible (B) et la forme de référence déformée et projetée (C) simultanément.

Pour cet objectif, un modèle statistique par processus Gaussien est créé avec une forme de référence. La géométrie de référence se doit d'être suffisamment proche de la forme à cible. Lorsque l'objectif est de mettre en correspondance un ensemble de formes, la forme de référence se doit alors d'être proche de la forme moyenne de l'ensemble. La mise en correspondance peut être exprimée comme un problème d'optimisation basé sur un algorithme à directions de descente. Ce type d'algorithme, basé sur les gradients, est conçu pour minimiser une fonction réelle différentiable définie sur un espace euclidien. L'application de cette approche pour la mise en correspondance de plateaux tibiaux sera présentée dans la suite de ce chapitre.

La mise en correspondance entre deux géométries peut impliquer deux types d'erreurs. La première concerne **l'erreur de superposition** entre la forme cible (B) et la forme de référence déformée (A'). Cette erreur engendre une approximation de la morphologie de la géométrie cible. Cette erreur peut cependant être supprimée en réalisant une projection du nuage de points de la référence déformée (A') sur la forme cible (B). La forme obtenue après projection (C) possède alors le même nombre de points que la forme de référence (A) et une morphologie parfaitement identique à la forme cible (B) (Figure III. 7).

Néanmoins, cette approche peut augmenter la seconde source d'erreur liée à la mise en correspondance. Celle-ci concerne une notion nommée **le glissement**. En effet, deux formes exprimées en nuage de points sont définies en correspondance si elles possèdent le même nombre de points, et que ces points sont positionnés sur les mêmes zones anatomiques. Le glissement est une erreur de positionnement d'un ou plusieurs points. Par exemple, on considérera une erreur de glissement si le point originellement placé sur l'extrémité de l'épine tibiale médiale de la forme de référence (A) se retrouve éloigné de cette position sur la forme après projection (C). La Figure III. 8 illustre une erreur de glissement.

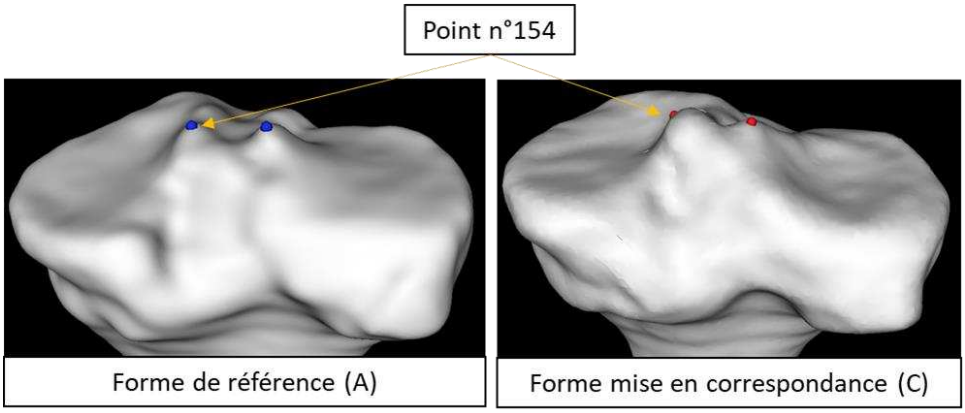


Figure III. 8 : Glissement : le point n°154 est originellement placé sur l'épine tibiale médiale de la forme de référence. Lors de la mise en correspondance entre la forme de référence et une autre forme de la famille de formes, ce point a légèrement glissé hors de sa position anatomique.

Analyse en composantes principales (ACP)

À partir d'une famille de formes alignées et correspondantes, la construction d'un modèle statistique identifiant les variabilités caractéristiques d'une famille de formes peut être réalisée par analyse des composantes principales (ACP). En général, l'ACP est une technique utilisée pour analyser de grands ensembles de données en réduisant leur dimensionnalité. Ceci dans le but d'augmenter l'interprétabilité tout en minimisant la perte d'information. Appliquée à l'analyse statistique de forme, l'ACP a pour objectif d'identifier un petit nombre de modes qui décrivent au mieux les variations anatomiques au sein d'un ensemble de formes de la même famille (Jolliffe and Cadima, 2016).

Une fois alignée et correspondante, chaque forme représentée en nuage de points dense peut être exprimée sous la forme d'un vecteur X_i contenant les coordonnées spatiales de tous les points du nuage (Heimann and Meinzer, 2009).

La forme moyenne $\bar{X}$ d'une famille composée de n formes peut s'exprimer :

$$\bar{X} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} X_i$$

La matrice de covariance S est alors donnée par l'expression :

$$S = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n} (X_i - \bar{X})(X_i - \bar{X})^T$$

La décomposition de la matrice de covariance S permet d'obtenir les modes de variation ϕ_i correspondant aux vecteurs propres et les variances λ_i correspondant aux valeurs propres.

Avec le même objectif que l'ACP, il est également possible d'obtenir les modes de variations et leur variance par la décomposition en valeurs singulières (S*ingular Value Decomposition* (SVD)) de la matrice L contenant n formes exprimées en vecteurs tels que (Zhang et al., 2007):

$$L = [(X_i - \bar{X}), \dots, (X_n - \bar{X})]$$

Dans les deux cas, les modes de variation obtenus sont ordonnés par leur variance tels que :

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \cdots \geq \lambda_{n-1}$$

De cette manière, il est possible de produire une infinité des formes semblables à la famille de formes initiale par combinaison linéaire des r premiers modes tels que :

$$X = \bar{X} + \sum_{m=1}^{r} b_m \phi_m$$

Avec b_m un scalaire pilotant l'expression du mode ϕ_m pour la forme X. Généralement b_m est contenu dans l'intervalle $[-3\lambda_m, 3\lambda_m]$. La valeur de r est généralement choisie pour que la variance accumulée $\sum_{m=1}^{r} \lambda_m$ atteigne 90 à 98 % de la variance total $\sum_{m=1}^{n-1} \lambda_m$ (Heimann and Meinzer, 2009).

Nous pouvons noter ici que la forme à laquelle est appliqué le champ de déplacements paramétrés est la forme moyenne et non une forme de référence. Une nouvelle forme créée par le modèle sera définie par un ensemble de paramètres $[b_1, \dots, b_r]$ unique définissant le champ de déplacement appliqué aux points de la forme de référence.

III.2.3 Reconstruction de formes à l'aide d'un modèle statistique

Dans certaines applications, il est nécessaire de reconstruire des formes à l'aide d'un modèle statistique. Pour cela, le champ de déplacements produit par le modèle statistique doit être optimisé pour fournir une géométrie se superposant à une forme à reconstruire. Ce problème est très proche du problème de mise en correspondance. Il peut être abordé par un algorithme à directions de descente basée sur l'évaluation des gradients. Néanmoins dans certains cas, le calcul des gradients n'est pas aisée. Ces cas concernent notamment la reconstruction de la partie manquante d'une forme tronquée, ou lorsque les normales de surface sont incluses comme test de compatibilité de deux points. Pour ces raison, la reconstruction de formes à l'aide d'un modèle statistique de formes est réalisée, de préférence, avec une approche n'utilisant pas de gradients.

L'approche que nous présentons est dite par *ICP non-rigide.* Elle utilise un algorithme itératif semblable à l'algorithme *Iterative Closest Point* (ICP) énoncé précédemment pour l'alignement rigide de géométrie. Pour l'*ICP non-rigide*, au lieu de retrouver une transformation rigide entre la forme de référence et la forme cible, l'algorithme identifie à chaque itération un champ de déplacement permettant de superposer la forme de référence à la forme cible.

L'algorithme *ICP non-rigide* suite alors les étapes suivantes :

1) Réaliser un échantillonnage aléatoire de la forme de référence
2) Pour chaque point échantillonné, déterminer le point le plus proche sur la forme cible. Celui-ci est alors considéré comme un candidat à la correspondance
3) Déterminer le champ de déplacements garantissant les correspondances théoriques définies à l'étape 2, par l'utilisation d'un modèle postérieur
4) Appliquer le champ de déplacements à la forme de référence
5) Réitérer l'algorithme à l'étape 1

Un nombre d'itérations allant de 20 à 60 offre généralement des résultats satisfaisants.

III.2.4 Exemples d'applications

Appliquée à l'étude de segments humains, l'analyse statistique de formes semble être un outil très prometteur. Cependant, le besoin d'un nombre conséquent de données patient et en particulier d'images volumiques est certainement un des principaux freins au développement de l'analyse statistique de formes. Ayant eu accès à des bases de données d'images de patients, plusieurs études proposent d'utiliser l'analyse statistique de formes pour améliorer le processus de segmentation, caractériser des variabilités morphologies osseuses et améliorer les protocoles cliniques.

III.2.4.1 L'analyse statistique de formes pour la segmentation

L'analyse statistique de formes a largement été utilisée pour améliorer la segmentation d'images. En 2009, Heimann and Meinzer proposaient une revue de la littérature des modèles statistiques de forme pour la segmentation d'images médicales 3D incluant 52 publications. Ces études proposent l'optimisation de segmentation de structures osseuses, de structures cérébrales, de structures cardiaques et de tissus mous dans les régions abdominale et pelvienne à partir d'image IRM ou de CT-scan.

Plus récemment, Clogenson et al. (2015), ont proposé d'utiliser l'analyse statistique de formes pour faciliter la segmentation de structures complexes en prenant l'exemple de la vertèbre cervicale C2. Le modèle de cet article était construit à partir de 92 patients. Il permet de reconstruire une vertèbre en 3D à partir du placement de 7 points anatomiques et du seuillage de l'image issue de CT-scan.

III.2.4.2 L'analyse statistique de formes pour l'étude des variabilités morphologiques osseuses

À partir d'une base de données composée de 79 patients, Quintens et al. (2019) ont proposé de quantifier les variabilités anatomiques du tibia. Ils ont observé que la plus grande source de variabilité entre les individus réside dans la longueur des tibias plus que dans leur forme. De plus, ils ont constaté que les variabilités observées pour un même patient entre son tibia droit et son tibia gauche diffèrent à partir du troisième mode de variation. Les modes de variations étant ordonnés par leur variance, ils conclurent que les tibias controlatéraux ne sont pas symétriques entre eux.

Cette caractéristique a également été observée par Tümer et al. (2019) avec un modèle statistique conçu à partir de 66 patients. En complément, cette étude a montré que pour le tibia, des différences morphologiques entre les hommes et les femmes sont présentes et résident principalement dans la forme des condyles tibials. En ce qui concerne la fibula, Tümer et al. (2019) ont constaté que, comme le tibia, les variabilités morphologiques ne sont pas symétriques entre une population de tibias gauches et une population de tibias droits.

Clouthier et al. (2019) ont proposé d'associer leur modèle statistique de formes à un modèle musculosquelettique de genou. Ainsi, ils ont pu observer l'influence de la morphologie sur les surfaces et les forces de contact fémoro-tibiales et fémoro-patellaires durant la marche. Cette équipe de recherche a par la suite appliqué cette approche à l'épaule pour observer l'influence de la morphologie sur les moments articulaires (Lee et al., 2020).

III.2.4.3 Analyse statistique de formes pour améliorer les protocoles cliniques

Dans le but de répondre à des problématiques cliniques, plusieurs études ont proposé d'utiliser l'analyse statistique de formes. À partir d'une base de données composée de deux fois 12 IRM de genou, Bredbenner et al. (2010) ont construit deux modèles statistiques afin de comparer la morphologie osseuse de patients sains et de patients présentant des risques d'arthrose. Ils ont notamment pu observer une corrélation entre la mauvaise congruence des surfaces fémoro-tibiales et l'apparition d'arthrose. L'objectif de cette étude était de montrer que l'analyse statistique de formes est un outil permettant la description des différences morphologies entre deux populations pouvant mener directement à la compréhension et à la différenciation des causes et des effets de l'arthrose.

Appliquée à des problématiques chirurgicales, Albrecht and Vetter (2012) ont proposé une méthode visant à automatiser l'alignement de fragments issus de fractures de la diaphyse tibiale. L'alignement a initialement été développé en utilisant l'algorithme « Iterative Closest Point (ICP) » et le fémur controlatéral en tant que référence. Cependant, dans le cas où le fémur controlatéral est indisponible, les auteurs proposent d'utiliser un modèle statistique de formes afin de générer une forme de

référence pour la première itération de l'algorithme ICP, puis d'optimiser la morphologie de la référence en couplant la démarche avec un algorithme ICP-non rigide.

Également pour des enjeux chirurgicaux, Huijs et al. (2018) ont utilisé l'analyse statistique de formes pour déterminer le meilleur design de prothèse totale de genou répondant à un maximum de variabilités morphologiques.

Dans le but d'optimiser le choix des plaques dédiées à la stabilisation des fractures du plateau tibial, Chen et al. (2020) ont proposé de faciliter la prise de mesure sur les tibias à l'aide de l'analyse statistique de formes. Cette étude, uniquement évaluée sur des tibias sains permet alors de fournir rapidement la longueur du tibia, le rayon de courbure des condyles et la courbure du plateau tibial latéral dans le plan coronal.

Afin de fournir des informations pertinentes aux cliniciens pour le planning chirurgical, plusieurs études ont proposé d'utiliser l'analyse statistique de formes pour offrir une reconstruction virtuelle complète de l'os scapulaire à partir d'une version tronquée (Abler et al., 2018; Plessers et al., 2018; Salhi et al., 2020). Ainsi, à partir de 66 patients, Plessers et al. (2018) ont construit un modèle statistique de scapula basé sur 65 patients et ont tronqué la scapula restante. La capacité du modèle à reconstruire la scapula tronquée a ensuite été évaluée. Cette opération dite de *« Leave One Out »* a été répétée en alternant la scapula à reconstruire. Évaluée pour trois tailles de défect osseux, cette approche a permis de reconstruire la scapula avec une erreur moyenne quadratique de prédiction de 1,2 mm, 1,8 mm et 2,3 mm pour respectivement un petit défect, un défect modéré et un grand défect osseux (Figure III. 9).

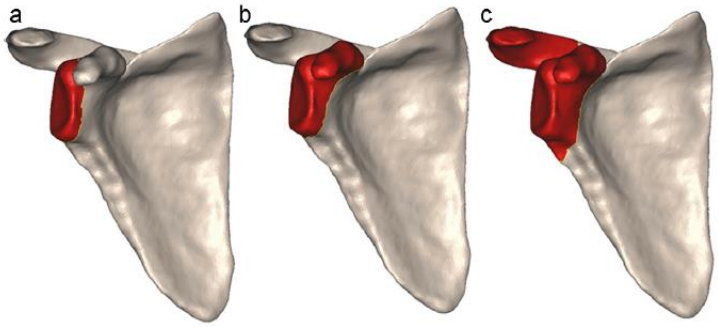


Figure III. 9 : Les trois tailles de défect osseux modélisés par Plessers et al. (2018) pour évaluer la reconstruction virtuelle de scapula. La figure (a) correspond à un petit défect, la figure (b) à un défect modéré et la figure (c) à un grand défect osseux
Figure issue de Plessers et al. 2018

Avec une approche similaire basée sur 67 scapulas, Salhi et al. (2020) ont proposé d'évaluer la reconstruction de 10 scapulas dans 4 scénarios de défects osseux (Figure III. 10). Par chacun des scénarios évalués, le modèle créé a permis de fournir des erreurs moyennes quadratiques de prédiction inférieures ou égales à 1,30 mm.

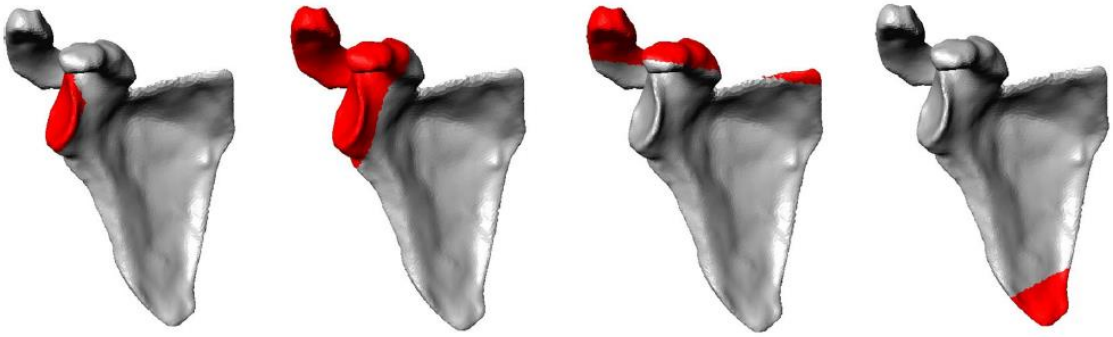


Figure III. 10 : Les quatre types de défects osseux proposés par Salhi et al. 2020 pour évaluer la reconstruction de scapula par analyse statistique de formes. Figure issue de Salhi et al. 2020

III.2.5 Conclusion

Dans cette première partie du chapitre III, nous avons défini les méthodes et les concepts permettant la création de modèles statistiques de formes. Nous avons vu que ces modèles font appel à des notions de statistiques permettant d'identifier et représenter les variabilités présentes dans une population de formes.

Des exemple d'applications numériques intégrant des modèles statistiques de formes ont été présentés montrant le potentiel et la pertinence de ces modèles. Grâce aux modèles statistiques de formes, des verrous associés à la segmentation ont pu être levés, l'étude des variabilités morphologies de structures osseuses est simplifiée et la reconstruction de structures complètes à partir d'une structure tronquée est permise.

Dans le seconde partie de ce chapitre III, nous présenterons la mise en œuvre de ces méthodes pour l'analyse statistique de plateaux tibiaux. L'objectif sera d'évaluer la pertinence de cet outil pour l'aide au planning chirurgical de la réduction de fractures.

III.3 L'ANALYSE STATISTIQUE DE FORMES APPLIQUEE AUX PLATEAUX TIBIAUX POUR LA PLANIFICATION CHIRURGICALE

Lors de la phase de réduction des fractures du plateau tibial, l'objectif des chirurgiens est de restaurer la surface du plateau tibial par repositionnement des fragments osseux. Le travail présenté dans ce paragraphe a pour but de développer et d'évaluer un outil prédictif de reconstruction des fractures du plateau tibial basé sur l'analyste statistique de formes. Les travaux présentés font suite à une pré-étude durant laquelle nous avons construit un modèle statistique de tibia complet basé sur 15 segmentations de tibias humains mis à disposition de la communauté scientifique par l'institut suisse de chirurgie assistée par ordinateur (SICAS). Afin de contrôler pleinement le processus de création des géométries par la numérisation, la segmentation et la reconstruction numérique, les travaux présentés dans ce chapitre s'appuient sur dix-sept plateaux tibiaux gauches sains issus du laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers (ABS Lab - numéro DC-2019-3704). Dans ce paragraphe, nous présenterons la construction d'un modèle statistique de plateau tibial. Les étapes regroupent la collecte et l'homogénéisation des données, la mise en correspondances des formes puis la construction du modèle statistique (Figure III. 11). Par la suite, l'évaluation du modèle statistique de plateau tibial et son utilisation pour répondre aux besoins cliniques seront présentées.

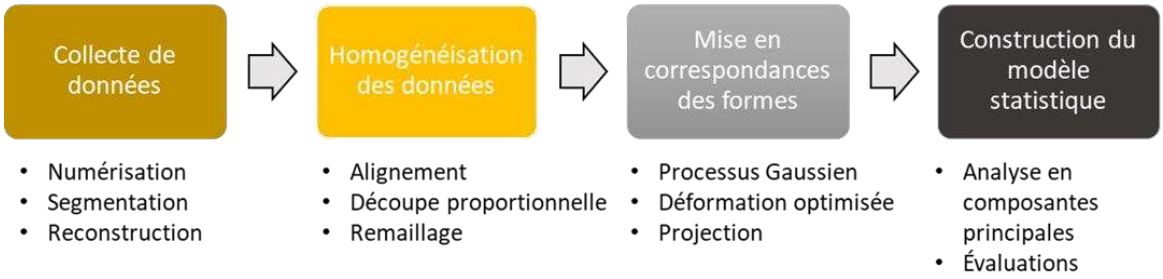


Figure III. 11 : Les étapes de la construction d'un modèle statistique de formes

III.3.1 Les besoins cliniques

En clinique, la qualité de la réduction de fracture est évaluée par le degrés d'incongruence de la surface articulaire. La conférence d'enseignement de la SOFCOT relative au traitement percutané des fractures du tibia proximal fixe arbitrairement le seuil de tolérance de *Step-off* à 5 mm sur une image acquise par CT-Scan (Vendeuvre and Gayet, 2020). Cependant, en fonction du degré de morcelage de la fracture, la réduction de la surface articulaire en accord avec les critères de congruence ne garantit pas pour autant que la structure osseuse ait été restaurée de manière semblable à la structure avant fracture.

L'analyse statistique de plateaux tibiaux que nous présentons vise à fournir, à partir d'un plateau tibial fracturé, une reconstruction virtuelle du plateau tibial dans son état sain. Pour les cliniciens, observer la forme saine associée à un tibia fracturé permettrait de mieux appréhender la réduction de fracture en visualisant la surface articulaire à reconstruire.

III.3.2 Matériels et méthodes

III.3.2.1 Collecte de données

Traditionnellement, le planning opératoire pour la prise en charge des fractures du plateau tibial est réalisé avec un jeu d'images obtenues par radiographie et par tomodensitométrie à rayons X. Pour construire notre base de données, nous avons fait le choix d'utiliser la segmentation d'images volumiques issue de tomodensitométrie à rayons X afin de garantir une continuité entre le type

d'images utilisées pour construire le modèle statistique et le type d'images exploitées lors du planning chirurgical.

Population

Dix- sept plateaux tibiaux gauches sains issus du laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers (ABS Lab) ont été utilisés pour construire la base de données nécessaire à la construction du modèle statistique de plateau tibial. L'âge moyen ($\pm$ l'écart-type) des donneurs était de $78{,}94$ $(\pm\ 9{,}88)$ ans et la répartition [Femme : Homme] était de $[9 : 8]$. Seul le tiers proximal du tibia a été disséqué. Les segments anatomiques ont été conservés à -22°C et étaient maintenus hydratés lors de leur sortie du congélateur.

Imagerie

Les dix- sept tibias ont été numérisés à l'aide d'un CT-scan clinique (Aquilion ONE, GENESIS Edition, Canon). Lors de chaque acquisition, la tension maximum (KiloVoltage Peak : KVP) était de 120 kV et le courant dans le tube était de 300 µA. L'image reconstruite correspondait à une matrice de 512x512x640 voxels pour une taille de voxels de 0,468 mm x 0,468 mm x 0,250 mm.

Segmentation et reconstruction numérique

La segmentation d'images a été réalisée semi-automatiquement à l'aide du module personnalisé « *ModelFrac »* développé à partir du logiciel 3D Slicer (Fedorov et al., 2012). Une fois la segmentation réalisée, les plateaux tibiaux ont été reconstruit en maillages surfaciques (Chapitre II). L'étape de collecte des données incluant la numérisation, la segmentation et la reconstruction de plateaux tibiaux sains a permis d'obtenir dix-sept maillages surfaciques 3D de plateau tibiaux sains.

Uniformisation des maillages surfaciques

Pour exploiter les maillages surfaciques de plateaux tibiaux, une étape d'uniformisation des géométries est pratiquée. Elle consiste à **aligner**, **découper proportionnellement** et **remailler** les géométries afin de limiter l'influence de facteurs non morphologiques sur les variabilités qui seront observées par le modèle statistique.

Afin d'**aligner les géométries**, six points anatomiques sont identifiés sur les tibias (Figure III. 12) :

- Épine tibiale latérale (P1)
- Épine tibiale médiale (P2)
- Centre du creux inter-épines (P3)
- Centre du plateau tibial latéral (P4)
- Centre du plateau tibial médian (P5)
- Sommet de la tubérosité tibiale antérieure (P6)

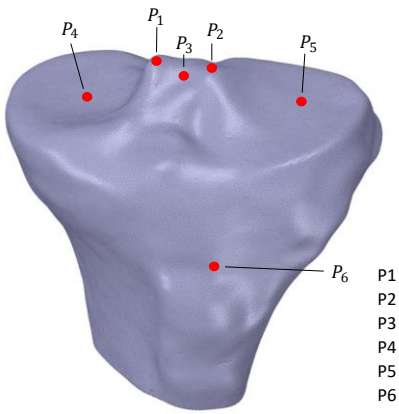


Figure III. 12 : Localisation des points anatomiques

Un plateau tibial sélectionné pour sa morphologie non-atypique a été défini comme référence pour l'alignement. Nous avons choisi de placer celui-ci dans le système de coordonnées global tel que :

- $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ soient contenus dans le plan moyen des plateaux tibiaux latéral et médian.
- La projection orthogonale du centre du creux inter-épines correspond au centre du repère.
- Le plan $(\vec{X}, \vec{Z})$ contienne la droite (P3, P6)

Toutes les géométries ont été alignées sur le plateau tibial de référence par *Basic Procrustes Alignement* à partir des six points anatomiques.

Uniquement le tiers proximal des tibias a été disséqué. Afin que la détermination visuelle et approximative du tiers supérieur n'influence pas le modèle statistique de forme, nous avons fait le choix de découper virtuellement les tibias à partir de caractéristiques morphologiques. Ainsi, les modèles géométriques de plateaux tibiaux ont été découpés par un plan parallèle au plan $(\vec{X}, \vec{Y})$ et translatée en $\vec{Z}$ tel que la hauteur du plateau tibial corresponde deux fois à la hauteur observée entre le centre du creux inter-épine et le sommet de la tubérosité tibiale antérieure (Figure III. 13). Les plateaux tibiaux ont ainsi été **découpés proportionnellement**.

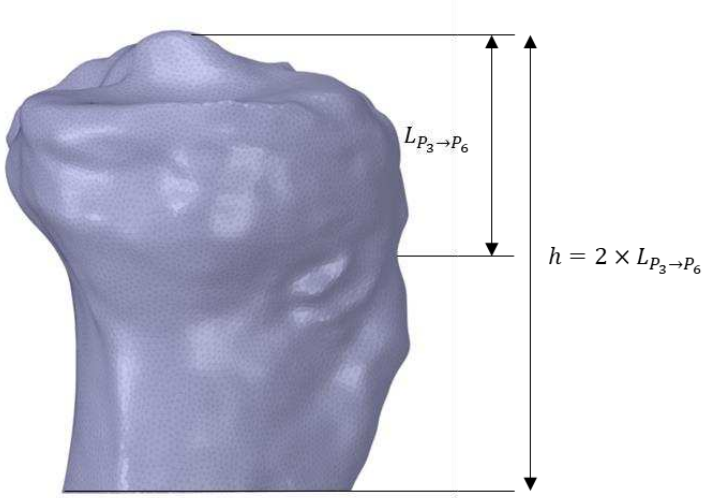


Figure III. 13 : La hauteur du plateau tibial (h) est définie comme deux fois la hauteur entre le centre du creux inter épines (P3) et le sommet de la tubérosité tibiale antérieure (P6)

Une fois les modèles géométriques uniformisés en position et en proportion, tous les fichiers sont remaillés automatiquement à l'aide du logiciel GMSH (Marchandise et al., 2010). Nous avons choisi d'obtenir un maillage isotrope composé de triangles de 0,8 mm de côté. Durant ses travaux de recherche, Renault, (2019) a développé et mis à disposition un script Python permettant de réaliser le

remaillage d'un fichier ou d'un ensemble de fichiers .stl par **un maillage isotrope** composé de triangles de 0,5 mm en utilisant le logiciel GMSH[3]. À partir de ce script adapté, nous proposons une interface graphique permettant de réaliser les mêmes opérations tout en permettant de sélectionner la dimension des triangles composant le maillage isotrope (Figure III. 14).

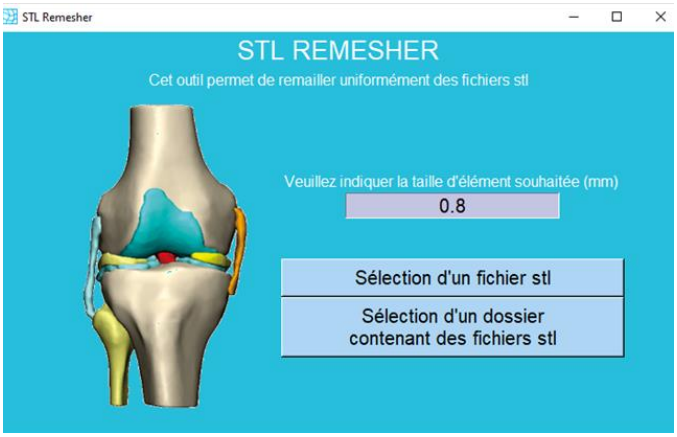


Figure III. 14 : Interface graphique adaptée du scripte Python rendu disponible par Renault et al. 2019

Optimisation de l'alignement

L'alignement du maillage par sélection de points anatomiques peut mener à des imprécisions induites par le facteur humain. Afin d'optimiser l'alignement des géométries, l'algorithme *Iterative Closest Point* est appliqué à chaque plateau tibial en utilisant le même plateau tibial de référence. L'utilisation de l'algorithme *Iterative Closest Point* est permise uniquement à ce stade, une fois les modèles morphologiquement proportionnels et la densité de maillage similaire et uniforme. Dans le cas contraire, la convergence de l'algorithme n'est pas garantie.

III.3.2.2 Scripts Scala et bibliothèque Scalismo

Les étapes suivantes permettent la mise en correspondances, la construction du modèle statistique de plateau tibial et son évaluation (Figure III. 11). Elles ont été réalisées à l'aide de l'environnement de développement IntelliJ IDEA, du langage de programmation Scala et de la bibliothèque dédiée à l'analyse statistique de formes Scalismo.

Scalismo est une bibliothèque pour la modélisation statistique de formes et l'analyse d'images basées sur des modèles en Scala. Elle est développée par le groupe de recherche sur les graphismes et la vision (Gravis) de l'Université de Bâle. Cette équipe contribue fortement au développement de l'analyse statistique de formes pour l'étude des structures anatomiques. En effet, le groupe de recherche propose une formation gratuite sur l'analyse statistique de formes sur le site Futurlean.com[4] et participe activement au développement de la bibliothèque Scalismo. La bibliothèque Scalismo vise à fournir un environnement de modélisation et d'analyse d'images qui permet de tester facilement et de manière ludique des idées et de construire des prototypes de recherche. En même temps, l'environnement de modélisation et d'analyse d'images est suffisamment puissant pour créer des applications industrielles à grande échelle.

Certains des scripts scala développés pour concevoir et évaluer le modèle statistique de plateau tibial sont adaptés des scripts disponibles sur le site internet scalismo.org [5].

[3] https://github.com/renaultJB/GIBOC-Knee-Coordinate-System/wiki/How-to-generate-nice-mesh-files
[4] https://www.futurelearn.com/courses/statistical-shape-modelling
[5] https://scalismo.org/

III.3.2.3 Mise en correspondance

Pour rappel, deux formes sont en correspondance si elles possèdent le même nombre de points et qu'un point avec la même identité est positionné sur la même zone anatomique. Comme nous l'avons vu précédemment, pour la mise en correspondances des formes d'une famille, il convient dans un premier temps de concevoir un modèle statistique par processus Gaussien à partir d'un plateau tibial de référence. Par la suite, le plateau tibial de référence sera déformé afin qu'il se superpose aux formes que l'on souhaite mettre en correspondance (Figure III. 7).

Le choix de la forme de référence et le choix du processus Gaussien permettant de construire le modèle statistique à déformer seront discutés dans ce paragraphe.

La forme de référence

Dans la phase de mise en correspondance, le plateau tibial de référence correspond à la forme qui sera déformée pour se superposer aux formes que l'on souhaite mettre en correspondance. Ainsi, le plateau tibial de référence définit le nombre et l'emplacement anatomique des points qui serviront à définir toutes les formes de la base de données.

Choisir la forme de référence peut influencer la suite du processus de modélisation statistique. Généralement, il est admis que la forme de référence se doit d'être suffisamment proche de la forme à mettre en correspondance pour minimiser les effets de glissement. Ainsi, lorsque l'objectif est de mettre en correspondance un ensemble de formes, la forme de référence se doit d'être proche de la forme moyenne théorique.

Le processus Gaussien

Comme nous l'avons vu, un processus Gaussien $GP(\mu, k)$ est défini par un déplacement moyen (μ) et une matrice de covariance (k) liant les déplacements permis en chaque paire de points x et x' appartenant à la forme de référence. Afin de rester en accord avec les fonctions disponibles dans la bibliothèque Scalismo, nous avons fait le choix d'utiliser la formulation de la fonction de covariance par Kernels Gaussiens. Dans ce cas de Kernel Gaussien simple, le paramètre σ^2définit la plage sur laquelle les déplacements sont corrélés et le paramètre s pilote la norme des vecteurs du champ de déplacement.

Les Kernels Gaussiens sont des outils mathématiques qui permettent de créer de nouveaux Kernels par combinaison de Kernels. Ainsi il est possible de modéliser des déformations de la forme de référence à plusieurs échelles en combinant, par exemple, un Kernel produisant des déformations globales et lisses avec un Kernel fournissant des déformations plus locales et détaillées (Lüthi et al., 2018).

Une manière simple d'implanter un Kernel multi-échelles (K_{ME}) consiste à additionner des Kernels Gaussiens avec des valeurs de σ et de s décroissantes tel que :

$$K_{ME} = \sum_{i=1}^{l} \frac{s}{i} \times I_{3\times 3}\, e^{-\frac{||x-x'||}{\left(\frac{\sigma}{i}\right)^2}}$$

Avec le paramètre l correspondant au nombre d'échelles de la définition multi-échelles. Les paramètres sélectionnés pour notre étude étaient $\sigma = 70$; $s = 50$; $l = 2$. Cette combinaison de paramètres déterminée à l'aide de tests préliminaires permet dans notre cas de produire un modèle statistique de formes par processus Gaussien offrant une déformation de la forme de référence satisfaisante tout en limitant les effets de glissement lors de la mise en correspondance.

Déformation optimisée de la forme de référence

L'objectif de cette phase est de déterminer les paramètres associés au champ de déplacements du modèle statistique permettant de produire une déformation de la forme de référence s'ajustant au mieux à la forme cible que l'on souhaite mettre en correspondance (Figure III. 15 – a, b).

Comme nous l'avons vu, la mise en correspondance de forme peut être exprimée sous la forme d'un problème d'optimisation résolvable par l'utilisation d'un algorithme à directions de descentes. Pour cette mise en œuvre, il convient de définir :

- Un espace de transformation qui modélise les transformations possibles de la surface de référence. Ici, il s'agit d'un Processus Gaussien exprimé par un déplacement moyen et une matrice de covariance.
- Une métrique pour mesurer la distance entre la forme de référence déformée et la surface de la forme cible. Nous utilisons ici la métrique de la distance quadratique moyenne.
- Un échantillonneur qui détermine les points où la métrique est évaluée. Nous échantillonnerons entre 1000 et 4000 points aléatoirement.
- Un régulateur qui pénalise les transformations improbables.

En ce qui concerne le régulateur, un poids de régularisation élevé produira un maillage lisse, mais ne parviendra pas à s'adapter étroitement à la surface de la forme cible. À l'inverse, un poids faible peut entraîner des plis et de mauvaises correspondances. Dans les cas de grandes variations de forme, il s'avère utile d'itérer la procédure d'optimisation avec des poids de régularisation décroissants associés à un nombre de points échantillonnés croissant. Cela est justifié par le fait qu'un modèle fortement régularisé ne sera pas capable de s'adapter aux détails fins et qu'il n'est donc pas nécessaire d'avoir un échantillonnage très précis de la surface.

Pour la résolution du problème d'optimisation, la méthode utilisée est celle dite de Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) dans sa version limitant la mémoire numérique nécessaire : Limited-memory-BFGS. (Fletcher, 2013)

À ce stade, la forme de référence déformée par optimisation correspond à la meilleure représentation de la forme cible avec le modèle statistique créé par processus Gaussien.

Le Tableau III. 1 présente l'évaluation de l'écart entre la forme cible et la forme de référence déformée à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %. Le calcul de ces distances est exprimé dans le chapitre II. L'écart mesuré par Hausdorff maximum permet d'extraire la distance la plus défavorable entre deux formes. Celle-ci montre que localement des écarts supérieurs à 4 mm peuvent intervenir. Néanmoins, la représentation exacte du maillage cible peut être obtenue par projection.

ID de la forme cible	Hausdorff Maximum (mm)	Hausdorff Moyen (mm)	Hausdorff 95% (mm)
2016-21-G	4,00	0,49	1,38
2016-39-G	4,15	0,67	1,87
2016-48-G	2,88	0,53	1,44
2018-52-G	4,52	0,59	1,52
2019-03-G	3,83	0,49	1,34
2019-19-G	3,34	0,52	1,36
2019-25-G	3,84	0,54	1,52
2019-26-G	2,80	0,55	1,54
2019-27-G	3,41	0,52	1,53
2019-35-G	5,34	0,65	1,89
2019-38-G	4,43	0,60	1,66
2019-48-G	4,15	0,54	1,50
2019-50-G	3,29	0,59	1,62
2020-13-G	3,39	0,50	1,36
2020-19-G	0,00	0,00	0,00
2020-20-G	3,87	0,53	1,45
2020-25-G	3,45	0,57	1,53
Moyenne	3,57	0,52	1,44
Écart type	1,08	0,14	0,39

Tableau III. 1 : Évaluation de l'écart entre la forme cible et forme de référence déformée pour la mise en correspondance sans projection. Le tableau présente pour chaque plateau tibial de la population l'écart sous la forme des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %. Le plateau tibial 2020-19-G correspond à la forme de référence avec laquelle toutes les formes sont mises en correspondances.

Projection

Afin de n'observer aucune différence morphologique entre la forme cible et la forme obtenue après mise en correspondance, le nuage de points de la forme ajustée peut être projeté sur la forme cible. (Figure III. 15-c). Ceci est réalisé en définissant une fonction qui projette chaque point de la forme de référence déformée (A') sur le point le plus proche du nuage de points définissant forme cible (B).

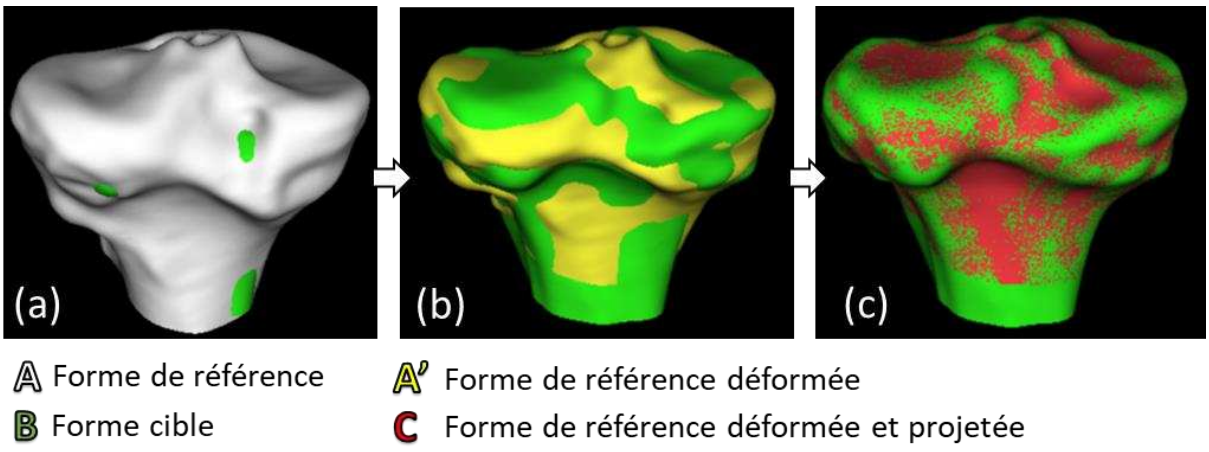


Figure III. 15 : Mise en correspondance d'un plateau tibial. La figure (a) montre la forme de référence (blanc) superposée à la forme cible (vert). La figure (b) montre la forme de référence déformée (jaune) pour s'ajuster à la forme cible (vert). La figure (c) montre la projection (rouge) de la forme de référence déformée sur la forme cible.

La déformation optimisée de la forme de référence et la projection sont appliquées à chacune des formes de la famille en utilisant le même plateau tibial en référence.

III.3.2.4 Analyse en Composantes Principales (ACP)

À cette étape, les formes de plateau tibial sont uniformisées et mises en correspondances. À partir de ces données, nous pouvons appliquer une ACP afin de produire un modèle statistique capturant les variabilités morphologiques de la famille de plateaux tibiaux.

Pour rappel, l'ACP permet d'obtenir les modes de variations (ϕ_i) et les variances associées (λ_i) de la famille de formes. Les modes de variations (ϕ_i) sont ordonnés par variances (λ_i) décroissantes. Un plateau tibial (X) obtenu avec le modèle statique s'exprime alors :

$$X = \bar{X} + \sum_{i=1}^{n} b_i \phi_i$$

Avec X les formes que le modèle peut représenter, $\bar{X}$ la forme moyenne de la famille, n le nombre de modes, b_i un scalaire contenu dans l'intervalle $[-3\lambda_i, 3\lambda_i]$ exprimant plus ou moins le i ème mode de variation ϕ_i (Figure III. 16).

La base de données utilisée pour construire notre modèle statistique est composée de dix-sept plateaux tibiaux. Dans ce cas, seize modes de variations sont obtenus par ACP.

III.3.3 Le modèle statistique de plateau tibial

III.3.3.1 Les modes de variations principaux

Le modèle statistique ainsi décrit permet de déterminer facilement les modes de variations principaux de notre population de plateau tibial. Les modes de variation étant ordonnés par variance décroissante, les premiers modes représentent les variations les plus représentées dans la famille. Il n'est pas toujours facile de décrire les modes de variations, car il est courant que les modes ne caractérisent pas une seule variation morphologique, mais plusieurs simultanément.

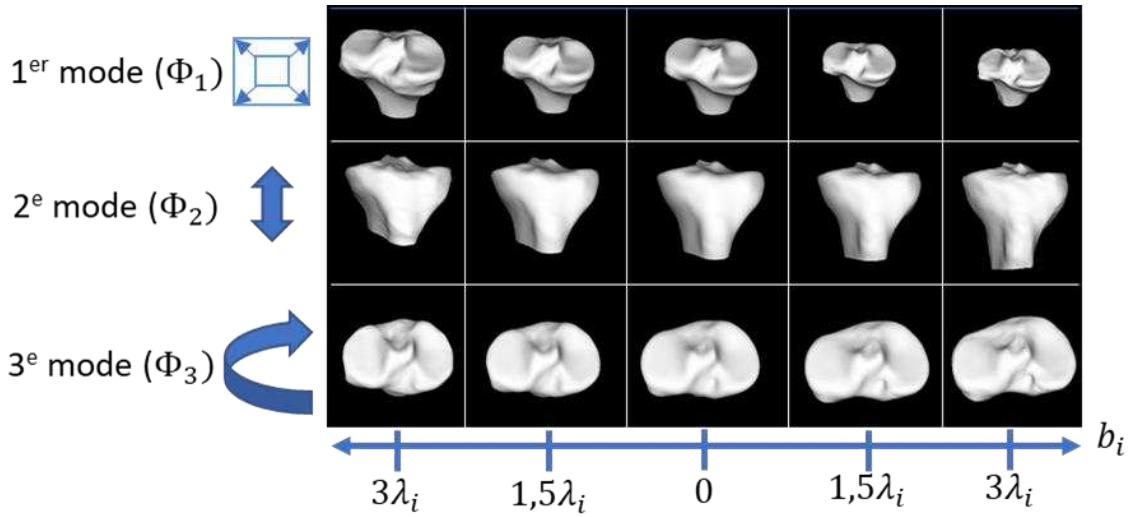


Figure III. 16 : Les trois premiers modes de variation du modèle statistique de plateau tibial. λ_i correspond à la variance du mode i et b_i correspond au poids associé au mode i. La forme moyenne est observée pour $b_i = 0$

La Figure III. 16 présente les trois premiers modes de variations du modèle statistique de plateau tibial. Le premier mode de variation peut être exprimé comme une modification homogène de la taille du plateau tibial. Le deuxième mode de variation correspond à une modification de la longueur du plateau tibial. Le troisième mode peut être identifié comme une rotation des condyles par rapport à la diaphyse et un aplatissement des épines tibiales.

III.3.3.2 Compacité du modèle

La compacité est un premier critère permettant d'évaluer la robustesse d'un modèle statistique. La compacité d'un modèle statistique correspond aux variances cumulées du modèle en fonction du nombre de modes conservés. Cet indicateur est particulièrement utile pour l'analyse d'une base de données composée d'un grand nombre de formes. En effet, l'ACP permet d'obtenir un modèle statistique avec $n-1$ modes, où n est le nombre de formes dans la base de données. Le nombre de modes d'un modèle peut être réduit en déterminant la compacité du modèle pour un seuil de variances cumulées correspondant à la quasi-totalité des variations permises par le modèle. Une compacité pour des pourcentages de variances cumulées allant de 90 % à 98 % est généralement recherchée (Heimann and Meinzer, 2009). De cette manière, les modes hors de la compacité seuil peuvent être retirés du modèle (Bredbenner et al., 2010; Quintens et al., 2019; Tümer et al., 2019; Salhi et al., 2020).

Le Tableau III. 2 présente une synthèse d'articles communiquant le pourcentage de variances cumulées en fonction du nombre de modes de variation de leur modèle statistique. Nous avons également ajouté au tableau les compacités que nous avons obtenues.

Références	Population	Segment étudié	Nombre de mode	% de variance cumulée
Bredbenner et al. 2010	24	Tibia	1	83%
			2	96%
		Femur	1	58%
			7	96%
Clogenson et al. 2014	92	Vertèbre C2	1	27%
			4	57%
			20	89%
Abler et al. 2018	64	Scapula	3	60%
			20	95%
Tümer et al. 2019	66	Fibula	8	79%
		Tibia	8	84%
		Calcaneus	15	67%
		Talus	14	72%
Quintens et al. 2019	79	Tibia	1	96%
			5	99%
Clouthier et al. 2019	14	Genou	6	70%
Salhi et al. 2020	82	Scapula	9	90%
			15	95%
Lee et al. 2020	24	Scapula	4	50%
Notre modèle	17	Tibia proximal	1	56%
			7	93%
			12	99%

Tableau III. 2 : Synthèse d'articles communiquant le pourcentage de variances cumulées en fonction du nombre de modes de variation du modèle statistique de forme

Avec notre modèle, nous pouvons observer que les 7 premiers modes de variation comptabilisent 93 % de la variabilité du modèle, les 10 premiers modes de variation 97 % et les 12 premiers modes 99 % (Figure III. 17). Notre base de données étant composée de seulement dix-sept plateaux tibiaux, nous avons fait le choix de conserver tous les modes de variations obtenus par ACP, soit 16 modes.

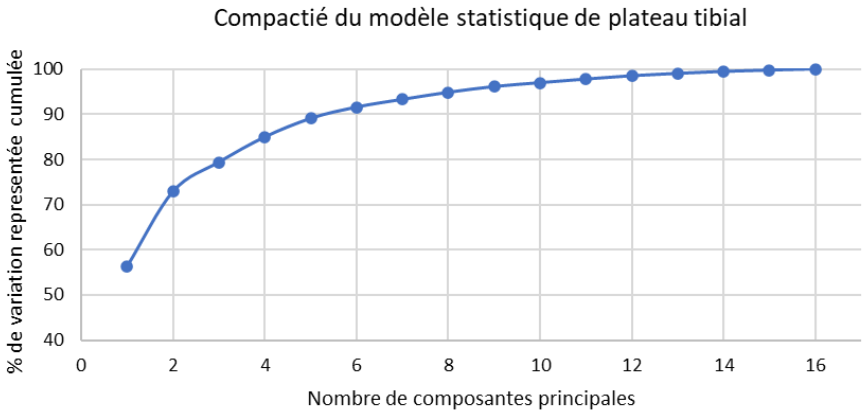


Figure III. 17 : Compacité du modèle statistique de plateau tibial. La compacité d'un modèle statistique correspond aux variances cumulées en fonction du nombre de composantes principales du modèle.

III.3.3.3 Généralité du modèle

La généralité d'un modèle statistique de formes évalue la capacité du modèle à représenter des formes valides non exploitées pour créer le modèle. On dit que les formes à reconstruire sont inconnues du modèle. La généralité s'exprime en mm, elle mesure l'éloignement entre une forme cible inconnue et sa représentation par le modèle. Plus la généralité du modèle est faible, plus le modèle sera à même de représenter de nouvelles formes valides.

Il n'y a pas de consensus sur la méthode de mesure à employer pour évaluer la généralité du modèle. Salhi et al. (2020) et Clogenson et al. (2015) proposent d'utiliser la distance moyenne quadratique (RSM : Root Mean Square). Tandis que pour Chen et al. (2020) quantifie l'erreur de reconstruction par l'erreur quadratique moyenne de (MSE : mean squared error*)*. Quintens et al. (2019) présentent quant à eux la généralité de leurs modèles sans préciser la méthode de mesures. Nous avons fait le choix d'exprimer la généralité à l'aide de la distance Hausdorff Moyenne pour rester en accord avec la littérature. Nous complèterons cette mesure par les distances Hausdorff Maximum et Hausdorff 95 %.

Afin d'évaluer la méthodologie suivie pour construire notre modèle statistique, nous avons fait le choix de mener une étude dite de « *Leave one out* ». Cette approche consiste à utiliser les plateaux tibiaux alignées, proportionnelles et correspondantes afin de créer un modèle statistique de formes par ACP en ignorant l'un des plateaux tibiaux de la base de données. Par la suite, la capacité du modèle à représenter le plateau tibial ignoré est évaluée. Cette opération est réalisée en ignorant alternativement chacun des dix-sept plateaux tibiaux de la base de données.

La représentation de la forme inconnue par le modèle est obtenue par *ICP non-rigide.* Cette méthode permet de déterminer la forme permise par le modèle, se superposant au mieux à la forme inconnue. Ici, le plateau tibial inconnue du modèle est aligné et proportionnel au modèle, la condition de correspondance avec le modèle n'est pas vérifiée.

La Figure III. 18 présente la généralité mesurée par la distance Hausdorff Moyenne entre le plateau tibial inconnue et sa reconstruction par le modèle statistique, avec une approche « *Leave One Out* ». La généralité obtenue pour la modélisation statistique de plateaux tibiaux est de 0,67 ($\pm$ 0,13) mm.

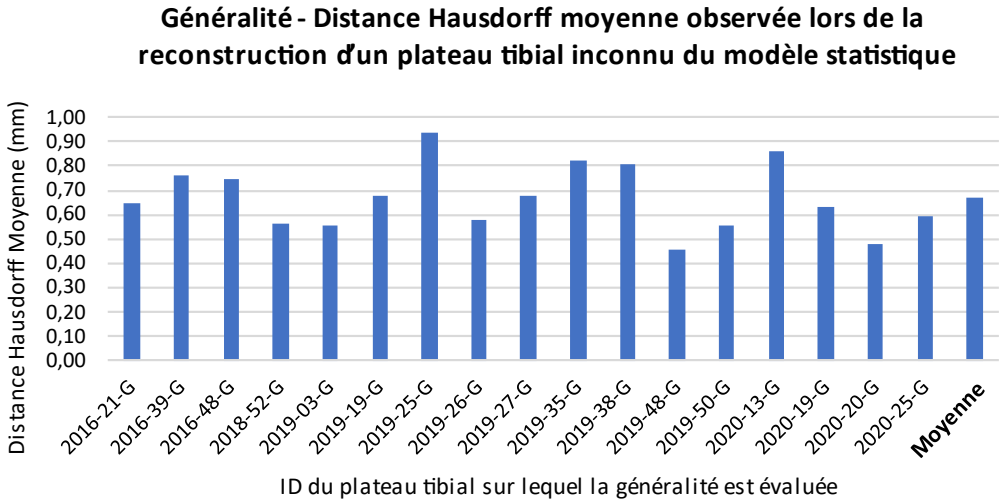


Figure III. 18 : Généralité du modèle mesurée par la distance Hausdorff Moyenne et obtenue par une approche « Leave One Out ». La généralité du modèle caractérise la capacité du modèle à représenter des formes valides inconnues du modèle.

La généralité du modèle exprimée avec la mesure des distances Hausdorff maximum et Hausdorff à 95 % est également présentée dans le Tableau III. 3. Les données de ce tableau montrent que malgré une généralité faible, des distances Hausdorff maximum et Hausdorff 95 % plus élevées peuvent être observées localement.

ID du plateau tibial inconnu du modèle	Hausdorff Maximum (mm)	Hausdorff Moyen (mm)	Hausdorff 95% (mm)
2016-21-G	3,84	0,65	1,93
2016-39-G	4,12	0,76	2,10
2016-48-G	4,42	0,75	1,85
2018-52-G	3,86	0,56	1,73
2019-03-G	3,16	0,55	1,54
2019-19-G	3,22	0,68	1,86
2019-25-G	4,65	0,94	2,47
2019-26-G	4,25	0,58	1,64
2019-27-G	4,81	0,68	1,90
2019-35-G	4,66	0,82	2,23
2019-38-G	4,03	0,81	2,45
2019-48-G	2,71	0,45	1,23
2019-50-G	3,23	0,55	1,45
2020-13-G	4,12	0,86	2,38
2020-19-G	5,08	0,63	1,66
2020-20-G	2,29	0,48	1,18
2020-25-G	3,45	0,60	1,60
Moyenne	3,88	0,67	1,84
Écart type	0,75	0,13	0,38

Tableau III. 3 : Généralité du modèle évaluée par une approche « Leave One Out » mesurée par distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %. La généralité du modèle caractérise la capacité du modèle à représenter des formes valides inconnues du modèle.

Afin de déterminer l'origine de valeurs les plus élevées, les plateaux tibiaux offrant une distance Hausdorff 95 % supérieure à 2 mm ont été analysés en les cartographiant (Figure III. 19). Ainsi les plateaux tibiaux 2016-39-G ; 2019-25-G ; 2019-35-G ; 2020-13-G ont été analysés.

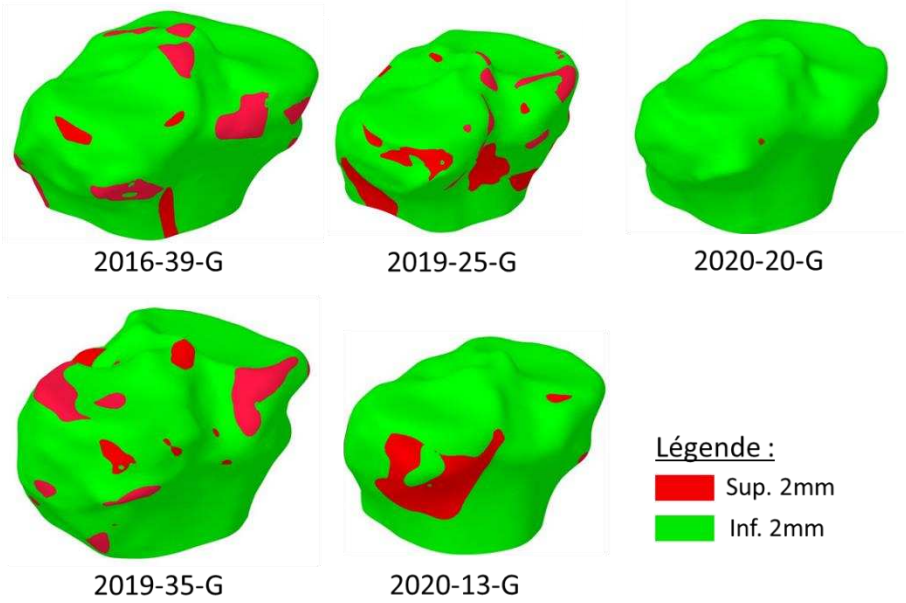


Figure III. 19 : Cartographie des écarts supérieurs à 2 mm lors la reconstruction d'une forme inconnue par le modèle (2016-39-G ; 2019-25-G ; 2019-35-G ; 2020-13-G). La forme 2020-20-G est présentée pour illustrer un cas de reconstruction avec une erreur plus faible.

Les plateaux tibiaux 2016-39-G et 2019-35-G sont caractérisés par une taille particulièrement grande au regard du reste de la population étudiée. Le plateau tibial 2019-25-G correspond à l'homme le plus âgé de notre population (83 ans), ce plateau tibial est caractérisé par des condyles particulièrement creux et possède des protubérances marquées. Le plateau tibial 2020-13-G appartenait à une femme et correspond au donneur le plus jeune de notre population (63 ans), une jonction tibio-fibulaire particulièrement lisse et la présence d'un creux sur le bord latéral du plateau caractérisent cette forme.

Ces observations montrent que la modélisation statistique de plateau tibial est mise en défaut lorsque les formes ignorées que l'on souhaite reconstruire correspondent aux extremums de la population.

III.3.4 Prédiction de la forme saine d'un plateau tibial fracturé

Ce paragraphe présente l'utilisation du modèle statistique de formes de plateau tibial avec l'objectif de proposer un outil prédictif de reconstruction des fractures du plateau tibial. L'approche que nous proposons consiste à fournir au modèle statistique uniquement la partie non fracturée d'un plateau tibial en retirant la partie où se situe la fracture. Le but étant de reconstruire statistiquement la zone retirée. Dans ce paragraphe, nous présenterons la préparation des plateaux tibiaux à reconstruire, la reconstruction de plateaux tibiaux connus du modèle et la reconstruction de plateaux tibiaux inconnus du modèle.

III.3.4.1 Préparation des plateaux tibiaux tronqués

D'après la classification de Schatzker (Kfuri and Schatzker, 2018), les fractures du types I, II et III ont en commun une fracture localisée uniquement sur le condyle latéral. Ces trois types représentent ensemble 52,5 % des fractures du plateau tibial (Albuquerque et al., 2013). C'est pourquoi nous avons choisi d'évaluer l'utilisation du modèle statistique de plateau tibial dans le cas de fracture de type I, II et III d'après la classification de Schatzker.

Afin d'évaluer la capacité du modèle à reconstruire totalement des plateaux tibiaux dont une zone est retirée, une bibliothèque de plateaux tibiaux partiels a été créée. Pour cela, le condyle latéral de tous les plateaux tibiaux sains de notre base de données a été tronqué. La procédure établie pour tronquer un plateau tibial sain défini par un nuage de points est la suivante :

1) Placer manuellement le centre d'une sphère de 40 mm de diamètre (Figure III. 20-a-b).
2) Déterminer les points du nuage situés hors de la sphère (Figure III. 20-c-d).
3) Créer une nouvelle forme définie seulement par les points hors de la sphère (Figure III. 20-e-f).

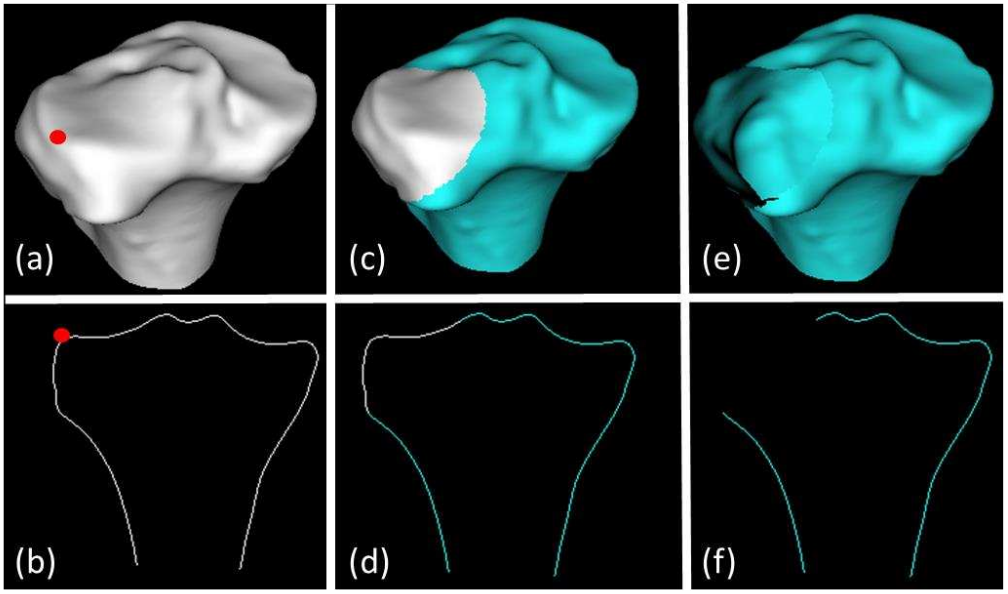


Figure III. 20 : Troncage d'un plateau tibial sain pour créer un tibia partiel. Les figures (a) et (b) montrent le plateau tibial sain (blanc) et l'emplacement du centre de la sphère de 40 mm de diamètre (point rouge). Les figures (c) et (d) montrent l'identification des points hors de la sphère (bleu). Les figures (e) et (f) montrent le tibia partiel créé (bleu)

La procédure ainsi décrite a été appliquée aux dix-sept plateaux tibiaux de notre base de données une fois les formes alignées, morphologiquement proportionnelles et avec un maillage isotrope. Pour ces plateaux tibiaux tronqués, la condition de correspondance avec le modèle n'est pas vérifiée. En effet, la reconstruction d'une forme dont le critère de correspondance avec le modèle est vérifié ne serait pas représentative d'une mise en contexte clinique et présenterait des résultats minimisant fortement l'erreur de reconstruction. La Figure III. 21 présente notre bibliothèque de plateaux tibiaux tronqués.

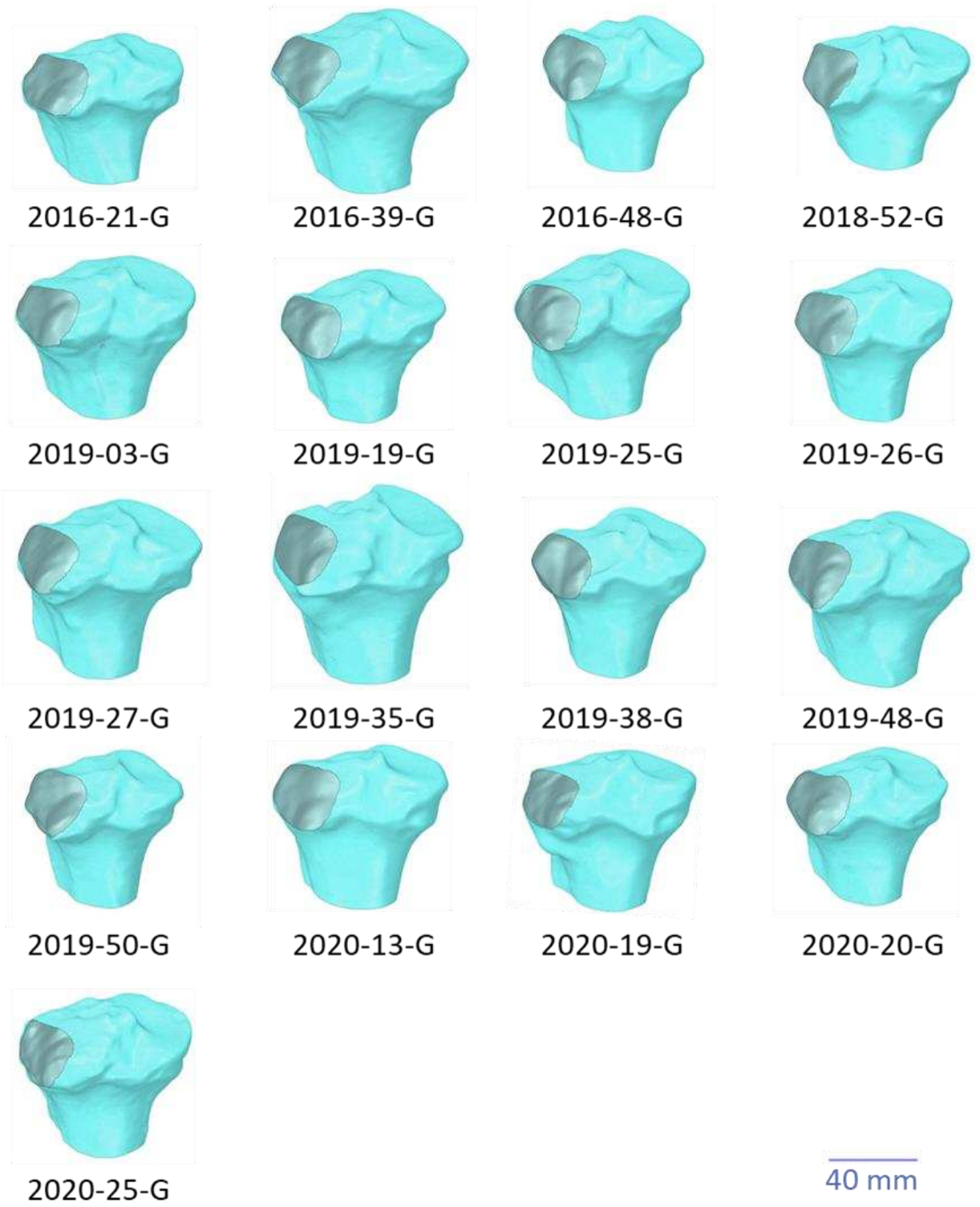


Figure III. 21 : Population de plateaux tibiaux tronqués. La population permet d'évaluer la capacité du modèle statistique à reconstruire la forme tronquée.

III.3.4.2 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué connu par le modèle

Tout d'abord, nous souhaitons observer si le modèle statistique conçu à partir d'une base de données composée de dix-sept plateaux tibiaux sains est capable de reconstruire un plateau tibial tronqué, présent dans la base de données dans sa forme saine.

Pour évaluer cette caractéristique, nous utilisons la reconstruction de forme par l'algorithme *ICP non-rigide.* À l'aide de modèles postérieurs successifs, cet algorithme itératif nous permet de générer une forme de plateau tibial sain se superposant au mieux au plateau tibial tronqué (Figure III. 22). Nous obtenons ici bien plus qu'un plateau tibial reconstruit, nous obtenons une distribution normale de plateaux tibiaux en accord avec le plateau tibial tronqué. La forme reconstruite la plus probable est alors la forme moyenne du modèle postérieur à la dernière itération.

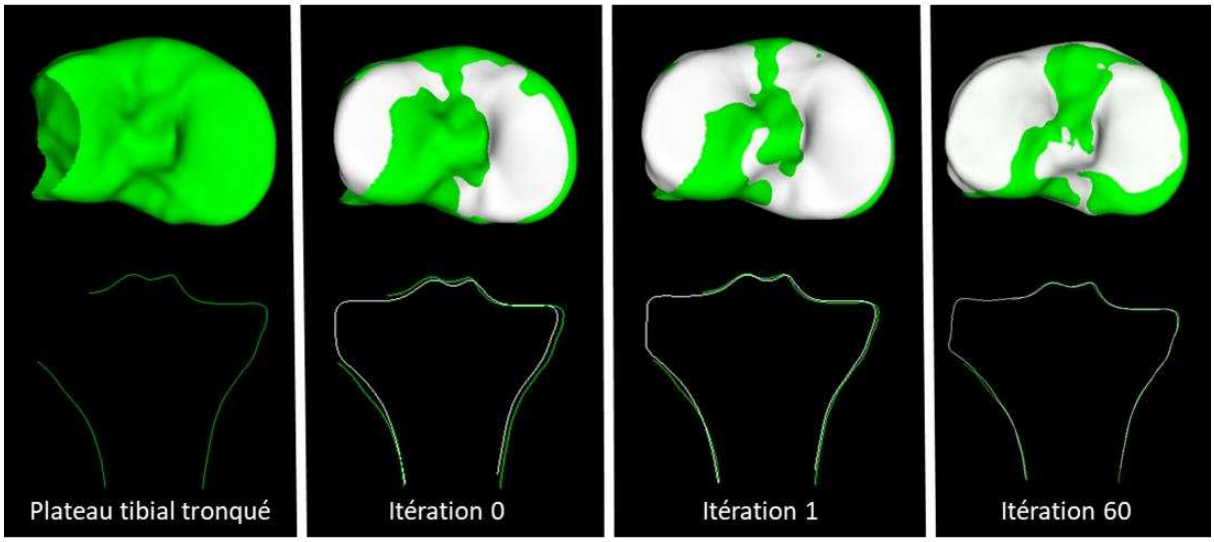


Figure III. 22 : Reconstruction d'un plateau tibial tronqué par ICP non-rigide. Le plateau tibial vert correspond au plateau tibial tronqué à reconstruire. Le plateau tibial blanc correspond à la reconstruction obtenue pour 0, 1 et 60 itérations de l'algorithme ICP non-rigide.

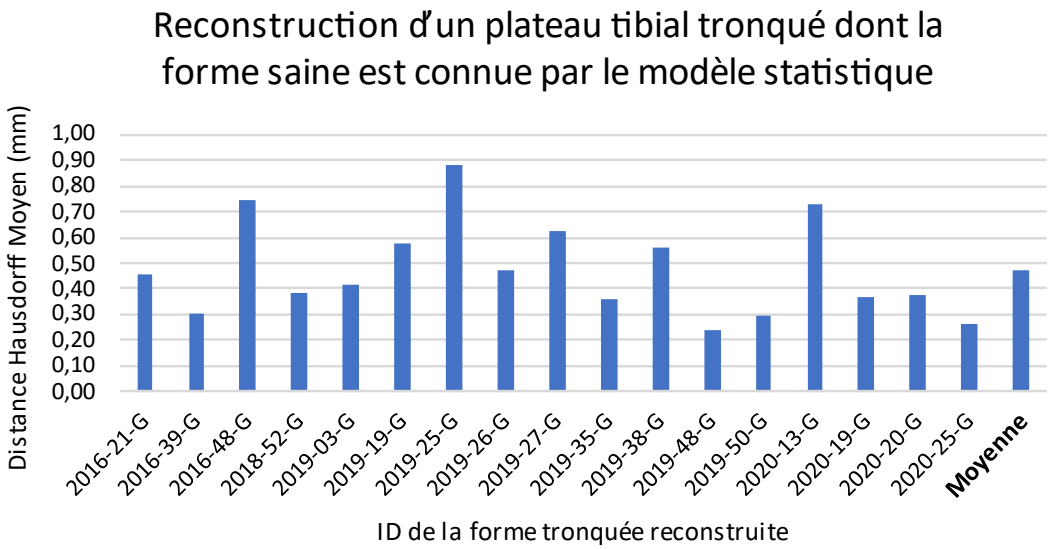


Figure III. 23 : Évaluation des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine est connue par le modèle. L'évaluation est réalisée pour chacun des plateaux tibiaux tronqués de la base de données. L'erreur de reconstruction est exprimée comme la distance Hausdorff Moyenne entre la forme reconstruite et la forme saine réelle.

La capacité du modèle statistique à reconstruire un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est connue par le modèle est évaluée par la mesure de la distance Hausdorff Moyenne entre la forme reconstruite et la forme saine réelle. La Figure III. 23 présente l'erreur de reconstruction observée pour chacun des plateaux tibiaux tronqués.

Le Tableau III. 4 présente l'erreur de reconstruction pour chaque plateau tibial, exprimée par les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyen et Hausdorff 95 %.

ID de la forme tronquée reconstruite	Hausdorff Maximum (mm)	Hausdorff Moyen (mm)	Hausdorff 95% (mm)
2016-21-G	2,49	0,46	1,37
2016-39-G	2,35	0,30	0,80
2016-48-G	4,84	0,75	1,85
2018-52-G	2,78	0,38	1,11
2019-03-G	2,84	0,42	1,20
2019-19-G	2,76	0,57	1,43
2019-25-G	5,56	0,88	2,36
2019-26-G	2,88	0,47	1,40
2019-27-G	5,09	0,63	1,88
2019-35-G	2,62	0,36	1,00
2019-38-G	2,32	0,56	1,42
2019-48-G	2,41	0,24	0,58
2019-50-G	1,94	0,29	0,76
2020-13-G	4,30	0,73	2,15
2020-19-G	3,45	0,37	0,97
2020-20-G	1,94	0,37	0,99
2020-25-G	1,93	0,26	0,73
Moyenne	3,09	0,47	1,29
Écart-type	1,12	0,18	0,50

Tableau III. 4 : Évaluation de l'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronquée dont la forme réelle est connue par le modèle statistique. L'erreur est exprimée par les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %.

L'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est connue par le modèle montre des valeurs Hausdorff Moyenne de 0,47 ($\pm$ 0,18) mm. Cependant, l'observation des distances Hausdorff Maximum et Hausdorff 95 % montrent que des erreurs de reconstruction locales supérieures à 2 mm peuvent être observées. À nouveau, afin de mieux comprendre la localisation et la source de ces erreurs, la Figure III. 24 présente la cartographie des erreurs de reconstruction supérieures à 2 mm pour les quatre plateaux tibiaux présentant des distances Hausdorff Max et Hausdorff 95 % les plus élevées.

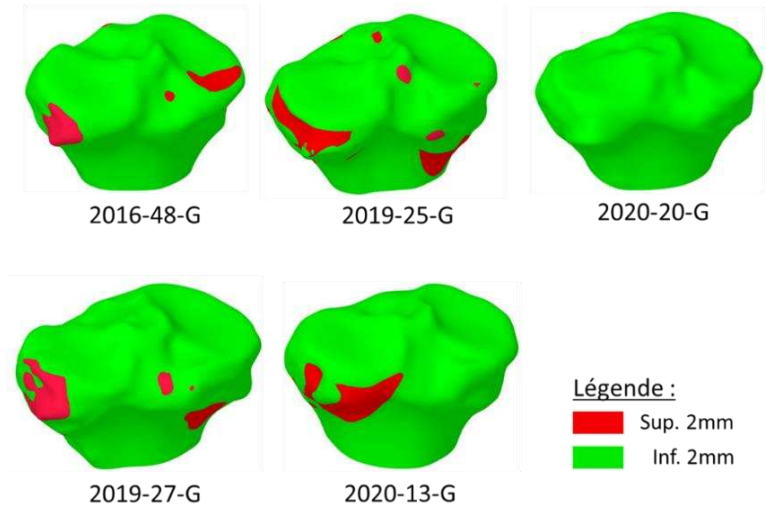


Figure III. 24 : Cartographie des écarts supérieurs à 2 mm lors la reconstruction d'une forme tronquée connue par le modèle pour les plateaux tibiaux présentant les erreurs de reconstruction les plus élevées (2016-48-G ; 2019-25-G ; 2019-27-G ; 2020-13-G). La forme 2020-20-G est présente pour illustrer un cas de reconstruction avec une erreur plus faible.

On peut voir que les erreurs de reconstruction se situent principalement, mais pas exclusivement, sur la zone initialement tronquée (condyle latéral). Il apparait que les erreurs de reconstruction les plus élevées se localisent à l'emplacement de la jonction tibio-fibulaire. Les plateaux tibiaux illustrés par la Figure III. 24 possèdent une jonction tibio-fibulaire particulièrement distincte et proéminente par rapport au reste de la population. Cette caractéristique peut mettre en défaut l'algorithme *ICP non-rigide*. En effet, la forme moyenne du modèle statistique possède une jonction tibio-fibulaire relativement lisse en accord avec la majorité de la population étudiée. L'algorithme *ICP non-rigide* déforme le plateau tibial moyen en s'appuyant sur l'identification des points les plus proches. De cette manière, il peut difficilement faire converger une zone lisse vers une zone particulièrement boursouflée.

Nous pouvons observer que bien que la forme saine d'un plateau tibial soit connue par le modèle, la reconstruction de la zone tronquée n'est pas parfaite. Il convient de préciser à nouveau ici que le plateau tibial tronqué est obtenu à partir d'une forme non correspondante avec le modèle. Dans le cas inverse, l'erreur de reconstruction serait quasiment nulle, mais l'évaluation ne serait pas représentative d'une mise en contexte clinique.

III.3.4.3 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué inconnu par le modèle

La reconstruction d'une plateau tibial tronquée inconnu par le modèle statistique est l'évaluation se rapprochant le plus d'une application clinique. Pour cette évaluation, la bibliothèque de plateaux tibiaux tronqués est à nouveau utilisée. Une approche par *« Leave One Out »* est mise en œuvre. Celle-ci consiste ici, à retirer un plateau tibial sain de la base de données utilisée pour construire le modèle statistique. Par la suite, la capacité du modèle à reconstruire le plateau tibial exclu est évaluée, en fournissant uniquement ce plateau tibial tronqué.

À nouveau, l'algorithme *ICP non-rigide* est utilisé. La Figure III. 25 présente les erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est inconnue du modèle statistique. Les erreurs de reconstruction sont exprimées par la mesure de la distance Hausdorff moyen.

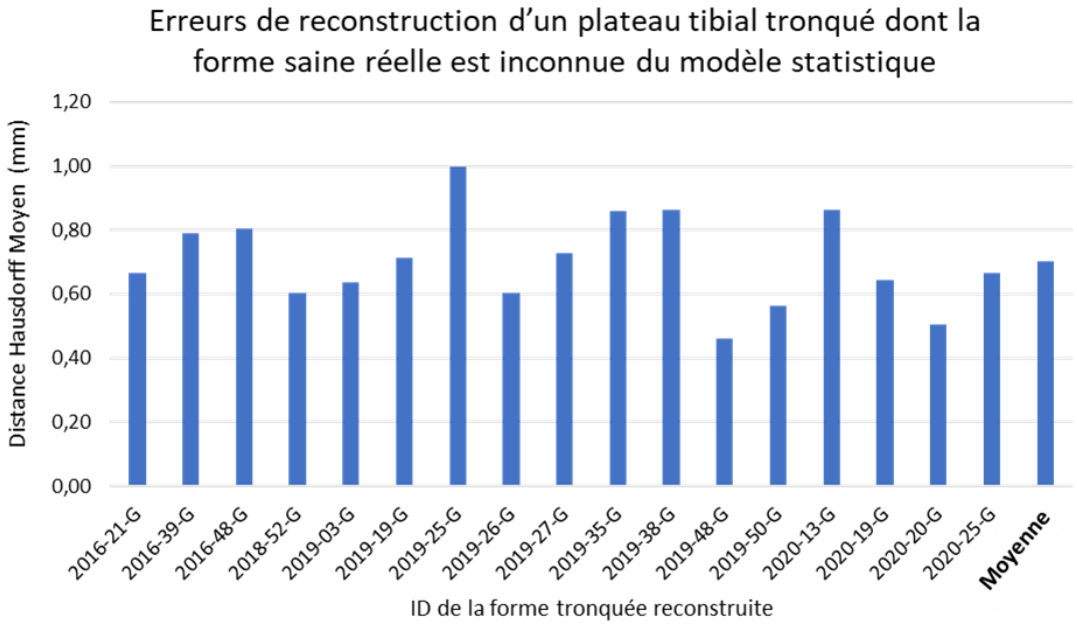


Figure III. 25 : Évaluation des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est inconnue du modèle statistique. Les erreurs sont observées lors la mise en œuvre d'une approche « Leave one out ». L'erreur de reconstruction est exprimée comme la distance Hausdorff Moyenne entre la forme reconstruite et la forme réelle.

Le Tableau III. 5 présente l'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme réelle est inconnue du modèle statistique. L'erreur est exprimée par la mesure des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %.

ID de la forme tronquée reconstruite	Hausdorff Maximum (mm)	Hausdorff Moyen (mm)	Hausdorff 95% (mm)
2016-21-G	3,90	0,66	2,13
2016-39-G	4,26	0,79	2,13
2016-48-G	5,38	0,80	2,04
2018-52-G	3,68	0,60	1,75
2019-03-G	4,34	0,64	1,66
2019-19-G	4,74	0,71	2,03
2019-25-G	6,53	1,00	2,63
2019-26-G	4,19	0,60	1,66
2019-27-G	5,44	0,73	2,00
2019-35-G	4,57	0,86	2,58
2019-38-G	5,09	0,86	2,51
2019-48-G	2,78	0,46	1,21
2019-50-G	3,45	0,56	1,61
2020-13-G	5,12	0,86	2,81
2020-19-G	4,73	0,64	1,76
2020-20-G	3,04	0,51	1,31
2020-25-G	4,26	0,66	1,99
Moyenne	4,44	0,70	1,99
Écart-type	0,91	0,14	0,44

Tableau III. 5 : Évaluation de l'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme réelle est inconnue par le modèle statistique. Cette évaluation est celle se rapprochant le plus d'une application clinique se rapprochant le plus d'une application clinique.

La Figure III. 26 présente pour tous les plateaux tibiaux de la bibliothèque la cartographie des erreurs de reconstruction supérieures à 2 mm. Nous pouvons observer que dans le cas où la forme saine du plateau tibial à reconstruire n'est pas connue du modèle statistique, les erreurs de reconstructions supérieures à 2 mm se localisent également en dehors de la zone à reconstruire. Ceci apparait lorsque le modèle statistique ne se superpose que partiellement au plateau tibial cible. Les erreurs que nous observons sont alors directement liées à la généralité du modèle statistique évaluée précédemment. Pour cette raison, la présence d'erreur de reconstruction supérieures à 2 mm en dehors de la zone à reconstruire est particulièrement présente pour les formes atypiques identifiées lors de l'évaluation de la généralité du modèle. (2016-39-G, 2019-25-G, 2019-35-G et 2020-13-G). Pour ces plateaux tibiaux, l'erreur observée est principalement due à un manque de connaissance de notre modèle, c'est-à-dire une population faible. Les plateaux tibiaux morphologiquement proches d'autres plateaux tibiaux de la base de données sont reconstruits avec des erreurs plus faibles comme les tibias 2019-48-G, 2019-50-G, 2020-19-G ou 2020-20-G.

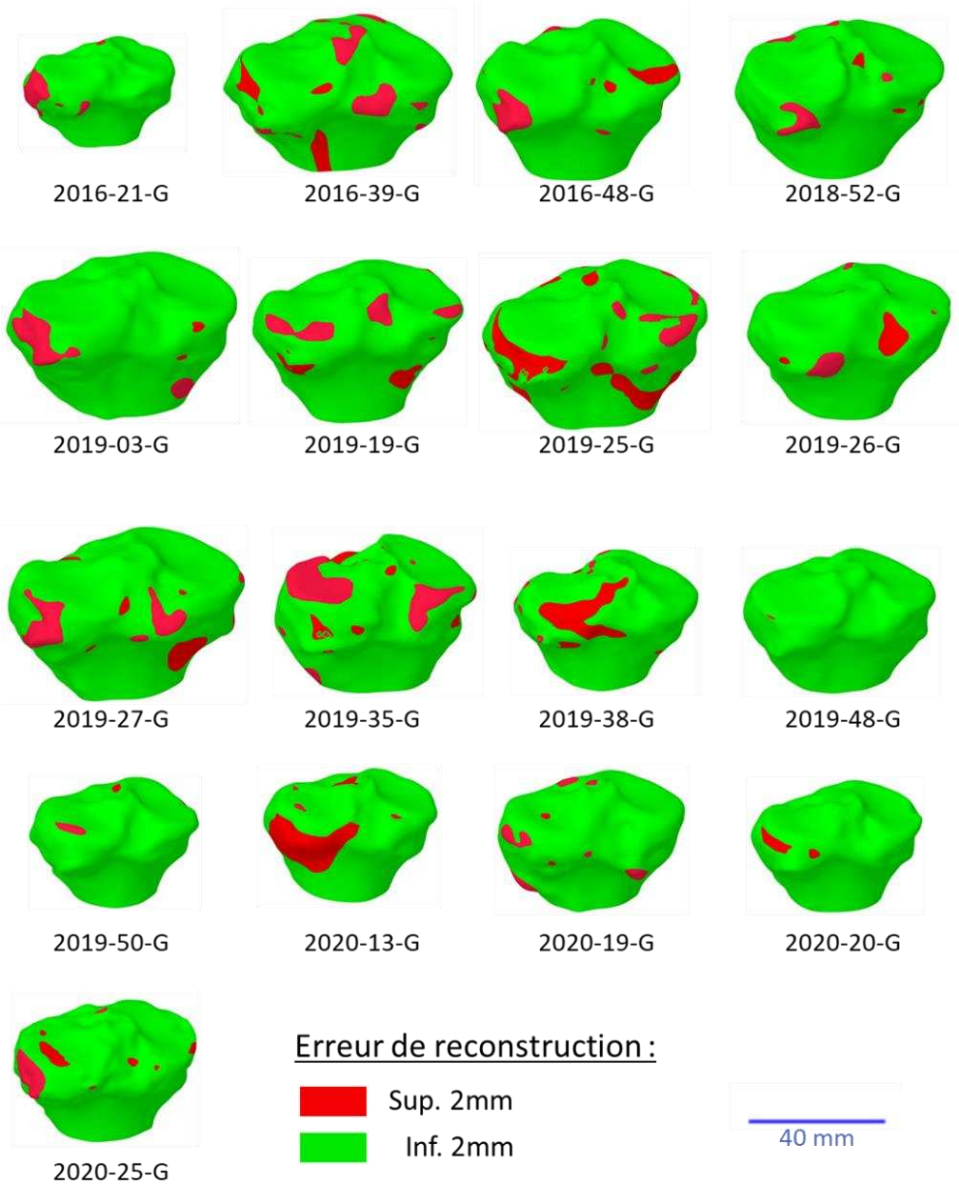


Figure III. 26 : Cartographie des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué donc la forme saine réelle est inconnue par le modèle statistique. Les erreurs sont observées lors de la mise en œuvre d'une approche « Leave one out ». Les erreurs de reconstructions supérieures à 2 mm sont identifiées en rouge.

Afin de réduire les erreurs de reconstruction que nous observons, il serait nécessaire d'augmenter le nombre de plateaux tibiaux de notre base de données. Ainsi, un plateau tibial aujourd'hui considéré atypique ne le seraient plus nécessairement, des plateaux tibiaux voisins pouvant se trouver dans la base de données.

Une manière de vérifier cette hypothèse est de simuler la présence d'une plus grande variabilité au sein de notre population de plateaux tibiaux. Une méthode permettant cela est l'augmentation de modèle.

III.3.4.4 Reconstruction d'un plateau tibial tronqué inconnue par le modèle : modèle augmenté

Le modèle statistique de plateaux tibiaux modélise uniquement les variations présentes dans la population de construction. L'augmentation de modèle statistique consiste à augmenter la flexibilité des champs de déplacements permis par le modèle. Pour cela, la matrice de covariance du modèle statistique est associée à un nouveau Kernel indépendant de la bibliothèque de forme étudiée. Le Kernel prend alors en charge les parties qui ne peuvent pas être représentées avec précision par le modèle statistique.

Pour augmenter la flexibilité de notre modèle statique de plateaux tibiaux, nous avons choisi de l'associer à un Kernel Gaussien simple. Pour rappel, le Kernel Gaussien scalaire décrivant la covariance entre deux points x et x' est définie :

$$k_g(x, x') = e^{-\frac{\left||x-x'|\right|^2}{\sigma^2}}$$

Et l'expression matricielle est $k(x, x') = s \times I_{3\times3} k_g(x, x')$ avec $I_{3\times3}$ signifiant que les trois composantes spatiales du champ de vecteur résultant sont indépendantes (Lüthi et al., 2018). σ^2 définit la plage sur laquelle les déplacements sont corrélés et le paramètre s pilote la norme des vecteurs du champ de déplacements.

Les valeurs de $\sigma = 70$ et de $s = 3$ ont été choisies afin de permettre au modèle de produire des champs de déplacement avec plus de flexibilité, tout en préservant les variations caractéristiques de la population de plateau tibial. La reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est inconnue par le modèle a été réalisée par une approche *« Leave One Out »* avec augmentation de modèle.

Le Tableau III. 6 présente les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 % obtenues. À titre de comparaison, la reconstruction de plateaux tibiaux tronqués inconnus, avec augmentation de modèle statistique, offre une distance Hausdorff Maximum moyenne de 3,32 mm contre 4,44 mm sans augmentation de modèle. De même, la distance Hausdorff Moyenne moyenne avec augmentation de modèle est diminuée de 42 % et passe en dessous de la taille d'un voxel.

ID de la forme tronquée reconstruite	Hausdorff Maximum (mm)	Hausdorff Moyen (mm)	Hausdorff 95% (mm)
2016-21-G	3,50	0,38	1,16
2016-39-G	2,35	0,43	1,28
2016-48-G	2,70	0,30	0,90
2018-52-G	3,44	0,44	1,21
2019-03-G	4,40	0,37	1,00
2019-19-G	2,41	0,28	0,78
2019-25-G	3,21	0,41	1,21
2019-26-G	2,15	0,37	1,10
2019-27-G	3,26	0,39	1,10
2019-35-G	4,36	0,58	1,64
2019-38-G	5,92	0,60	2,42
2019-48-G	1,91	0,30	0,81
2019-50-G	2,45	0,41	1,23
2020-13-G	1,97	0,34	0,96
2020-19-G	4,01	0,54	1,58
2020-20-G	2,13	0,35	0,94
2020-25-G	4,76	0,44	1,14
Moyenne	3,23	0,41	1,20
Écart-type	1,11	0,09	0,38

Tableau III. 6 : Les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 % obtenues lors de la reconstruction de plateaux tibiaux tronqués inconnus avec le modèle statistique augmenté

La Figure III. 27 présente la cartographie des erreurs de reconstruction supérieure à 2 mm pour tous les plateaux tibiaux lorsque ceux-ci sont reconstruits avec le modèle statistique augmenté. On peut constater que les erreurs de reconstruction sont quasiment exclusivement localisées sur la partie latérale du plateau tibial correspondant à la zone tronquée. De même, les zones où les erreurs sont supérieures à 2 mm sont bien plus restreintes que pour la reconstruction sans augmentation de modèle (Figure III. 27).

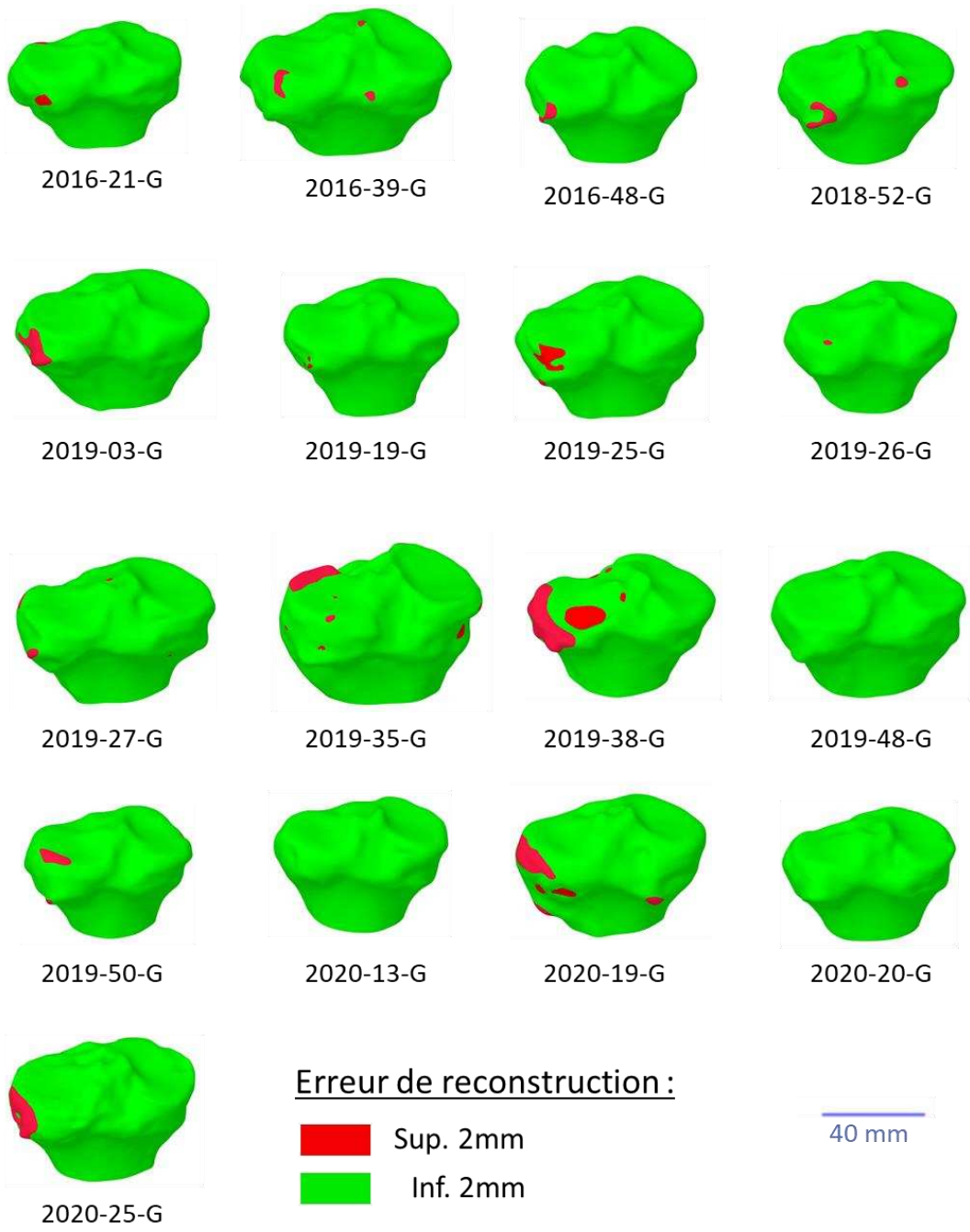


Figure III. 27 : Cartographie des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué lorsque la forme saine réelle est inconnue par le modèle, avec un modèle augmenté. L'évaluation est mise en œuvre avec une approche « Leave one out ». Les erreurs de reconstructions supérieures à 2 mm sont identifiées en rouge.

III.3.5 Discussion

Lors de la réduction de fracture du plateau tibial, le chirurgien vise à restaurer la surface articulaire tout en garantissant une bonne congruence. L'évaluation de la congruence peut se faire par des critères objectifs liés à la différence locale de hauteur sur la surface articulaire (*Step-off*) et l'espacement entre les fragments. Ces deux paramètres sont généralement mesurés manuellement sur les images obtenues par radiographie ou tomodensitomètre à rayons X. L'évaluation de la congruence permet de garantir qu'aucune discontinuité surfacique ne soit présente sur le plateau tibial. Pour rappel, la conférence d'enseignement relative au traitement percutané des fractures du tibia proximal fixe le seuil de tolérance à 5 mm sur une image acquise par CT-scan (Vendeuvre and Gayet, 2020). Cependant, en fonction du degré de morcelage de la fracture, la réduction de la surface articulaire en accord avec les critères de congruence ne garantit pas pour autant que la surface ait été restaurée de manière semblable à une surface saine. Pour les cliniciens, la réduction optimale à atteindre résulte d'une projection mentale de ce qu'ils imaginent être la forme saine du tibia.

La mise en œuvre présentée dans ce chapitre exploite dix-sept plateaux tibiaux gauches issus du don du corps, numérisés par CT-scan clinique et reconstruit numériquement suivant une procédure contrôlée (Chapitre II). Nous avons choisi de construire notre modèle statistique de plateau tibial à partir d'images issues de CT-scan clinique afin d'être en accord les pratiques cliniques pour la prise en charge de fracture. En effet, pour les fractures du plateau tibial, le planning chirurgical est généralement réalisé à partir d'images obtenues par CT-scan. Indépendant des contraintes légales d'accès aux données de patients, obtenir des images de tibias sains obtenu par CT-scan clinique n'est pas toujours aisé. En effet, l'acquisition d'images par CT-scan est généralement prescrite à la suite d'un premier diagnostic de fracture basée sur l'imagerie 2D par radiographie. La grande majorité des images de tibia obtenue par CT-scan sont alors des cas pathologiques. Cependant, Chen et al. (2020) ont obtenu, en accord avec les comités éthiques locaux, 422 tibias sains numérisés par CT-scan clinique. Quintens et al. (2019) ont quant à eux obtenu 79 tibias sains bilatéraux numérisés par CT-Scan et Tümer et al. (2019) ont obtenu 132 images des membres inférieurs à partir de CT-scan prescrit pour des problèmes vasculaires. Identifier une pathologie qui nécessite dans le parcours clinique classique un CT-scan de genou tout en garantissant un tibia sain sans atypie sur-représentée serait un premier pas pour construire une grande base de données de plateau tibial à partir de CT-scan.

Dans cette étude, nous avons fait le choix de numériser par CT-scan clinique des plateaux tibiaux sains prélevés au laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'ABS Lab (numéro DC-2019-3704). Ce choix garantit notamment une uniformité des paramètres d'acquisition. Salhi et al. (2020) ont également fait le choix d'utiliser des segments humains cadavériques pour construire leur modèle statistique de scapula.

En parallèle, certaines études ont fait le choix d'exploiter des imageries IRM pour construire leur modèle statistique d'os avec ou sans la prise en compte des tissues mous (Bredbenner et al., 2010; Clouthier et al., 2019). L'utilisation d'IRM permet alors d'avoir accès à un grand nombre de géométries osseuses saines. En effet, le motif de prescription associée à ce type d'images peut concerner des pathologies sans lésion des structures osseuses. Cependant, la morphologie des géométries segmentées peut être affectée par le type d'imagerie réalisée. Évaluant la segmentation de structures osseuses à partir d'images provenant d'IRM et de CT-scan, Neubert et al. (2017) ont observé un écart de segmentation moyen allant de 0,45 à 0,83 mm, mais pouvant être atteindre 2 mm localement.

Le choix d'une population de plateaux tibiaux obtenus à partir de segments anatomiques humains mène à certaines limites de notre modèle. Bien que la parité femmes – hommes soit respectée, la population représentée par notre modèle statistique est particulièrement âgée, avec un âge moyen

de 78,9 ($\pm$ 9,88) ans. De plus, le faible nombre de plateaux tibiaux composant notre population mène à une représentation très limitée d'éventuels cas atypiques. En particulier, les plateaux tibiaux se différenciant morphologiquement du reste de la population ont présenté des erreurs plus élevées sur toutes les phases d'évaluation avec une approche par « *Leave One Out* ».

La méthodologie présentée, utilisée et évaluée dans ce chapitre permet de fournir une reconstruction statistique de plateaux tibiaux tronqués dont la forme saine réelle est inconnue du modèle statistique. Ce type de reconstruction est ce qui se rapproche le plus d'une mise en contexte clinique. L'application à un cas réel de fracture est présentée dans la suite de ce chapitre.

Les erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué inconnu du modèle peuvent être discutées au regard des besoins cliniques. Dans notre mise en œuvre, l'erreur de reconstruction mesurée par la distance Hausdorff Maximum est de 3,23 ($\pm$ 1,11) mm. Cette expression des écarts présente la valeur des distances les plus défavorables, elle a l'avantage de fournir une information rigoureuse sur l'erreur de reconstruction qui peut être produite par le modèle. Cependant, la distance Hausdorff Maximum a le défaut de mettre en exergue des erreurs de reconstruction qui peuvent être particulièrement locales et non représentatives de la reconstruction. Pour cette raison, nous avons également proposé d'exprimer l'erreur de reconstruction par la distance Hausdorff 95 %. Cette distance exprime une valeur seuil pour laquelle 95 % de la reconstruction présente une erreur inférieure à la valeur communiquée. Cette distance réduit donc la mise en exergue d'erreurs de reconstruction locales représentant jusqu'à 5 % de la forme. En contrepartie, la distance Hausdorff 95 % mène à une sous-estimation de l'erreur maximum de reconstruction. La reconstruction de plateaux tibiaux tronqués inconnus du modèle statistique, après augmentation, a mené à des distances Hausdorff 95 % de 1,20 ($\pm$ 0,38) mm.

Il est difficile de discuter l'erreur de reconstruction au regard du *Step-off* tolérable fixé à 5 mm (Vendeuvre and Gayet, 2020). En effet, plusieurs reconstructions peuvent mener à un *Step-off* tolérable, particulièrement pour des fractures fortement morcelées. Les erreurs de reconstruction obtenues peuvent être discutées au regard des conséquences sur la prise de décision cliniques. Pour la prise de décision lors de la prise en charge de fractures du plateau tibial par voie mini-invasive est l'imagerie par scanner à rayons X clinique est majoritairement utilisé.

La taille d'un voxel pour le scanner à rayons X clinique utilisé dans notre étude est de $0{,}468 \times 0{,}468 \times 0{,}250$ mm. Une erreur de reconstruction de 1,20 mm correspond à alors une erreur de 4,8 voxels suivant la dimension la plus petite et $2{,}5$ voxels suivants les deux autres dimensions du voxel. Évaluée par la distance Hausdorff moyen, l'erreur de reconstruction est inférieure à la taille d'un voxel sur la dimension la plus grande. Nous pouvons alors nous demander si des erreurs de reconstruction de 2,5 voxels dans la direction axiale et 4,8 voxels dans la direction radiale sont satisfaisantes pour l'aide au planning chirurgical.

Le modèle que nous avons construit a été évalué en termes de compacité, généralité et de capacité à reconstruire une forme tronquée. Ces évaluations peuvent être discutées au regard de la littérature. Pour rappel, la compacité correspond aux variances cumulées en fonction du nombre de modes conservées. Notre modèle associe au premier mode 56 % de variation. Alors que cette valeur oscille entre 27 % et 96 % dans la littérature, la valeur que nous obtenons est la plus faible si l'on inclut uniquement les modèles statistiques de tibia (Bredbenner et al., 2010; Clogenson et al., 2015; Quintens et al., 2019). Les modèles de tibia complet, montrent que la première composante principale est associée à la longueur. Notre modèle étant centré uniquement sur la partie proximale du tibia, il est intuitif que la variance liée à la variation de longueur soit moins représentée. Ainsi, pour notre modèle, elle n'est pas associée à la première composante principale, mais à la deuxième.

Comme nous l'avons vu, la généralité est exprimée par la mesure des distances moyennes quadratiques (RMS : Root Mean Square) (Clogenson et al., 2015; Salhi et al., 2020) ou par l'erreur reconstruction quadratique moyenne de (MSE : mean squared error*)*(Chen et al., 2020a). Nous proposons alors de comparer notre généralité en utilisant la mesure des distances Hausdorff moyennes. Ainsi nous obtenons une généralité de 0,67 ($\pm$ 0,13) mm. Dans la littérature, lorsqu'elle est communiquée dans le texte, la généralité est située entre 0,33 et 0,79 mm (Clogenson et al., 2015; Quintens et al., 2019; Salhi et al., 2020).

Abler et al. (2018), Plessers et al. (2018) et Salhi et al. (2020) ont proposé d'utiliser l'analyse statistique de formes pour la reconstruction virtuelle de scapula tronquée. Évaluées par la moyenne quadratique, les erreurs de reconstruction obtenues sont de 1,0($\pm$ 0,2) mm, 1,2($\pm$ 0,4) mm et 1,3 mm respectivement. Salhi et al. (2020) expriment également l'erreur de reconstruction par la distance Hausdorff Maximum, en fonction de la localisation de la zone tronquée, la moyenne des distances Hausdorff Maximum oscille entre 5,03 mm et 5,86 mm avec une valeur minimum de 1,21 mm et une valeur maximum de 9,90 mm.

La reconstruction de plateau tibial avec notre modèle mène à une erreur de reconstruction exprimée par les distances Hausdorff Maximum moyennes de 0,41 ($\pm$ 0,09) mm et de 3,23 ($\pm$ 1,11) mm avec une valeur minimum de 1,91 mm et une valeur maximum de 5,92 mm. La comparaison entre nos résultats et ceux communiqués dans la littérature a cependant une pertinence limitée étant donnée la forte différence morphologique entre une scapula et un plateau tibial.

Plusieurs voies peuvent être proposées pour diminuer les erreurs de reconstruction que nous observons. Premièrement, augmenter la taille de la base de données permettrait de couvrir une population plus large couvrant ainsi plus de plateaux tibiaux atypiques. Avec une population plus large, des sous-familles de la population pourraient également être créées. Des différences morphologiques caractéristiques entre les tibias de différentes ethnies ont notamment été identifiées (Kim et al., 2017). Ainsi des modèles de plateau tibial asiatique et caucasien pourraient être différenciés afin de reconduire au mieux le plateau tibial étudié. De même, certaines études ont montré par analyse statistique de formes une différence morphologique entre les tibias gauches et les tibias droits ainsi qu'une différence entre les tibias issus d'hommes et de femmes (Quintens et al., 2019; Tümer et al., 2019).

Comme nous l'avons vu, simuler une base de données plus grande en réalisant un modèle augmenté diminue significativement les erreurs de reconstruction obtenues. Même avec une base de données plus grande, l'augmentation de modèle pourrait permettre de diminuer les erreurs de reconstruction obtenues.

Dans notre étude, les erreurs de glissement obtenues lors de la mise en correspondance n'ont pas été finement évaluées. Le glissement caractérise, pour deux maillages possédant le même nombre de nœuds, une erreur de positionnement d'un point par rapport à sa position anatomique théorique. En pratique, construire un modèle statistique à partir de formes correspondantes, mais possédant des glissements, peut donner des plis et un aspect froissé aux formes produites. L'évaluation du glissement consiste à repérer manuellement la position théorique d'un point puis à comparer sa position avec l'emplacement obtenu après mise en correspondance. Cette opération doit être répétée pour plusieurs points pour chaque géométrie.

Nous n'avons pas rencontré d'erreur associées à des plis ou des formes particulièrement froissées. Pour cette raison, l'étude du glissement n'a pas approfondie. Le glissement peut être diminué lors de la phase de mise en correspondance en générant un modèle postérieur basé sur des points

anatomiques identifiés manuellement sur la forme cible et la géométrie de référence. Le modèle postérieur ainsi obtenu est alors utilisé dans la phase de déformation optimisée.

L'approche que nous proposons dans ce chapitre permet de reconstruire un plateau tibial ayant subi une fracture de type Schatzker I, II ou III. Ces types de fractures correspondent à l'endommagement du condyle latéral par enfoncement et/ou séparation. Nous avons donc choisi d'évaluer la reconstruction de plateaux tibiaux dont la partie latérale est tronquée. Cependant, notre approche pourrait être étendue au type IV pour lequel seul le condyle médiant est endommagé.

De même, la reconstruction d'os fracturé par analyse statistique de formes pourrait être étendu à d'autres zones fracturaires. Ainsi, l'analyse statistique de rachis, du radius et de fémur pourrait fournir des aides au planning chirurgical particulièrement pertinent au regard des mécanismes et des occurrences des fractures subies par ces os.

L'application de l'analyse statistique de formes ne se restreint pas à la reconstruction de la surface articulaire saine d'un plateau tibial fracturé. Un modèle statistique permet de générer une infinité de formes représentatives de la famille de formes étudiée. À partir d'un modèle statistique basé sur dix-sept plateaux tibiaux, nous avons vu qu'une grande population de plateaux tibiaux peut être générée. Cette caractéristique est particulièrement pertinente en biomécanique où la collecte de données implique des enjeux réglementaires et éthiques. Ainsi dans le contexte de la simulation numérique par éléments finis, l'analyse statistique de formes peut être exploitée pour générer des modèles géométriques représentatifs d'une population tout en limitant le nombre de géométries réelles nécessaires.

III.3.6 Application à un cas clinique réel

Dans ce paragraphe, nous proposons d'appliquer l'approche numérique présentée à un cas clinique réelle de fracture du plateau tibial. Le cas clinique étudié est une femme de 24 ans présentant une fracture du plateau tibial droit de type Schatzker II correspondant à enfoncement et une séparation du condyle latéral (Kfuri and Schatzker, 2018). L'image volumique pré-opératoire a été acquise par scanner à rayons X clinique.

Le plateau tibial fracturé visible sur l'image pré-opératoire a été segmenté et reconstruit à l'aide de la procédure présentée et évaluée dans le chapitre II. Pour cette étude, les fragments osseux n'ont pas été dissociés du reste du plateau tibial (Figure III. 28 -a). La zone du plateau tibial correspondant à la fracture a été identifiée manuellement puis retirée du modèle géométrique (Figure III. 28 -b).

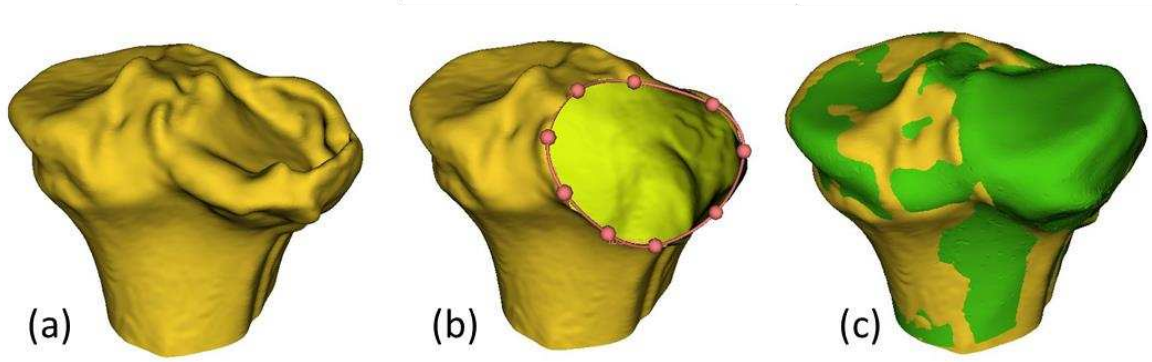


Figure III. 28 : Application à un cas clinique. (a) Plateau tibial fracturé du patient. (b) Zone fracturée retirée manuellement du modèle géométrique. (c) Prédiction du plateau tibial sain (vert) à partir de la géométrie tronquée (jaune)

Nous avons employé le modèle statique de plateau tibial construit à partir de dix-sept plateaux tibiaux issus du don du corps. Le référentiel de l'étude et le référentiel associé au modèle statistique ont été

mis en commun à l'aide de points anatomiques identifiables sur la géométrie tronquée. La Figure III. 28 -c présente le plateau tibial sain déterminé par complétion statistique du modèle géométrique tronqué.

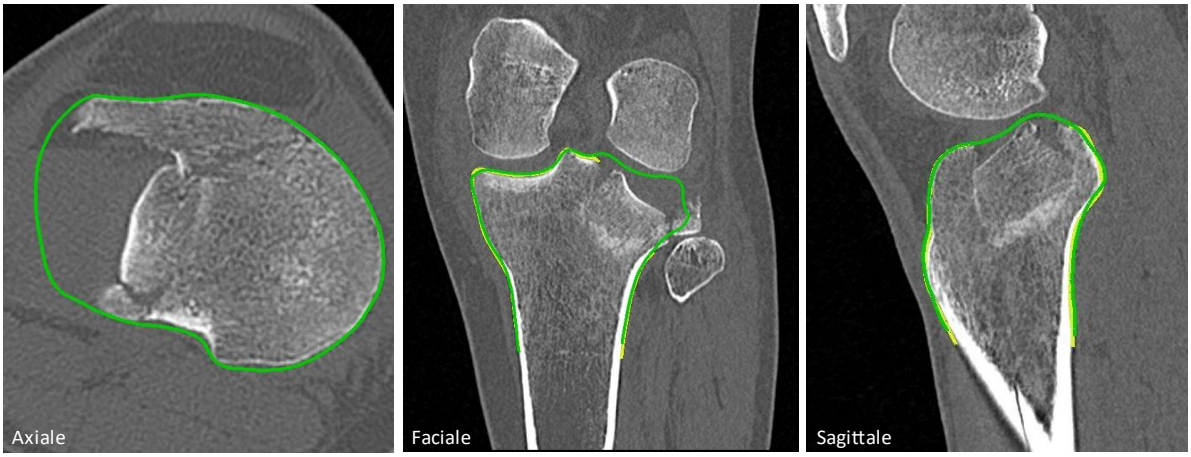


Figure III. 29 : Plateau tibial sain prédit (vert) superposé à l'image volumique pré-opératoire

Il apparait que l'affichage du plateau tibial reconstruit sur l'image volumique pré-opératoire fournit des données visuelles pertinentes pour l'aide au planning chirurgical. Le contour vert observé sur la Figure III. 29 pourrait être associé à une réduction optimale de la fracture lors de la phase de planification. Néanmoins, le modèle statistique ayant été construit à partir d'une population particulièrement âgée, son utilisation pour des tranches d'âge différentes, devrait être évalué avant toute exploitation de l'approche dans un contexte clinique.

III.4 CONCLUSION DU CHAPITRE III

À ce jour, le développement de Gestes Médicaux Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) est en plein essor et les outils numériques s'appuyant sur l'analyse statistique de formes semblent pouvoir fournir de nombreuses informations pertinentes pour l'aide à la prise de décision clinique.

Dans la première partie de ce troisième chapitre, les concepts et les méthodes permettant la création de modèles statistiques de formes ont été présentés. Des exemples d'applications numériques faisant intervenir des modèles statistiques de formes ont été évoqués montrant l'intérêt de ces modèles pour l'étude des structures osseuses et du geste chirurgical.

Dans la seconde partie, le développement d'un modèle statistique de plateau tibial a été présenté. À partir de celui-ci, nous avons proposé une approche numérique basée sur l'analyse statistique de formes visant à prédire la forme saine d'un plateau tibial fracturé. Pour évaluer cette approche, une bibliothèque de plateaux tibiaux avec la partie latérale tronquée a été constituée afin de représenter une zone fracturée à reconstruire. Les erreurs de reconstruction des zones tronquées se sont révélées satisfaisantes au regard de la résolution des systèmes d'imagerie cliniques ($1{,}20 \pm 0{,}38$mm), malgré une base de données initiale composée de peu de plateaux tibiaux et présentant des atypies propres à la population accessible dans les laboratoires d'anatomie. Par la suite, nous avons proposé une mise en contexte clinique en appliquant l'approche numérique à un cas réel de fracture du plateau tibial. La prédiction de la forme saine d'un plateau tibial fracturé et sa superposition à l'image volumique pré-opératoire ont montré l'apport potentiel de la méthode pour l'aide au planning chirurgical. Ainsi, la forme saine prédite pourrait être associée à la réduction de fracture optimale.

Dans le cas de la Tubéroplastie, la réduction de la fracture est obtenue par l'insertion et le gonflement d'un ballonnet chirurgical sous les fragments osseux. Le prochain chapitre est dédié à l'analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par ballonnet, à l'aide d'approches numériques et expérimentales.

CHAPITRE IV

IV. CHAPITRE IV - ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA REDUCTION DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL

IV.1 INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté le développement d'un outil numérique permettant de prédire la forme saine d'un plateau tibial fracturé à l'aide de l'analyse statistique de formes. Nous avons vu que cet outil peut fournir aux cliniciens la surface articulaire à obtenir à l'issue de la phase de réduction de fracture. Cependant, déterminer le geste chirurgical permettant d'atteindre cet objectif reste un défi. Ceci est particulièrement le cas dans le contexte de chirurgie par voie mini-invasive où la visualisation et l'interaction directe avec les fragments osseux ne sont pas permises. Dans ce contexte, appréhender et comprendre les comportements biomécaniques associés au geste chirurgical demeure nécessaire pour une planification optimale de la chirurgie.

Nous proposons dans ce chapitre IV d'étudier les comportements biomécaniques associés à la réduction de fracture du plateau tibial par gonflement de ballonnet par approches numériques et expérimentales.

Pour cela, nous présenterons tout d'abord les phases de la réduction de fracture du plateau tibial par ballonnet et les besoins cliniques associés. Un rappel de la littérature relative à la modélisation de réduction de fracture et la modélisation de ballonnet en contexte chirurgical sera établi.

Par la suite, nous présenterons les approches numériques développées pour simuler la réduction de fracture du plateau tibial. L'objectif sera de déterminer si la simulation numérique est un outil permettant de définir l'emplacement du ballonnet chirurgical et les paramètres pilotant le gonflement les plus adaptés au cas clinique. Pour cela, nous présenterons les développements réalisés et leur évaluation par un couplage expérimentations-simulations.

Enfin, les travaux relatifs à l'analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par approches expérimentales seront présentés. Nous analyserons la cinématique des fragments osseux au cours du gonflement de ballonnet par stéréo-suivi de marqueurs sur la surface du plateau tibial. Puis, nous présenterons et évaluerons l'utilisation de la corrélation d'images volumiques (DVC : Digital Volume Correlation) afin d'accéder aux champs de déplacements volumiques dans la structure osseuse au cours de la réduction de fracture.

IV.2 CONTEXTE ET ENJEUX

IV.2.1 Rappels sur la réduction des fractures du plateau tibial

IV.2.1.1 Le geste chirurgical

La réduction de fracture consiste à reconstruire la géométrie de l'os fracturé en replaçant les fragments osseux afin d'améliorer le processus de guérison de l'os. Lorsque la fracture inclut une surface articulaire, la réduction de fracture a également pour objectif de rétablir la motricité et réduire les risques post-opératoires. Dans la pratique, la réduction de fracture consiste souvent à résoudre un puzzle 3D plus ou moins complexe en interagissant avec les fragments osseux à l'aide du matériel chirurgical. Pour la prise en charge des fractures du plateau tibial, la réduction peut se faire à ciel ouvert ou par méthodes mini-invasives. Dans le cas de chirurgie à ciel ouvert, le chirurgien incise les tissus mous pour accéder à la fracture. Il peut alors visualiser directement les fragments osseux et interagir avec eux pour réduire la fracture. Dans le cas d'une chirurgie mini-invasive, seules des petites incisions sont réalisées. Le chirurgien ne visualise pas directement la fracture et des appareils d'imagerie per-opératoires sont utilisés pour observer la fracture et son évolution. Le traitement des fractures du plateau tibial par chirurgie mini-invasive est en progression depuis ces 10 dernières années. Plusieurs études visent à étudier ces gestes chirurgicaux et leurs intérêts par des approches expérimentales et cliniques comme en témoigne le Tableau IV. 1.

Référence	Détails	Conclusion
Pizanis et al., 2012	Description technique ainsi que résultats cliniques et radiologiques pour cinq cas de fracture de type Schatzker II et III	Cette nouvelle technique peut être un outil utile dans le futur pour faciliter la réduction de certaines fractures avec enfoncement du plateau tibial.
Vendeuvre et al., 2013	Description technique de la Tubéroplastie tibiale avec un point d'entrée antérieur	Cette nouvelle technique peu invasive est une bonne alternative à la technique technique conventionnelle utilisant un chasse greffon pour le traitement des fractures du plateau tibial.
Panzica et al., 2014	Étude cadavérique et biomécanique basée sur 30 os synthétiques	La profondeur est le facteur décisif dans la réduction de la fracture et non le diamètre.
Craiovan et al., 2014	Article vidéo décrivant la technique chirurgicale	Les résultats sont prometteurs, mais les résultats à long terme sont manquent encore
Zlogas et al., 2015	Rapport d'un cas de fracture type Schatzker III : chirurgie mini-invasive avec une réduction percutanée sous guidage par arthroscopie et fluoroscopie puis injection de ciment Phosphate de Calcium	La réduction par ballonnet assistée par arthroscopie semble être une méthode sûre et efficace pour le traitement des fractures avec enfoncement du plateau tibial.
Mayr et al., 2015	Étude de cadavérique, huit paires de tibias humains avec une fracture de type Schatzker III. La réduction utilise un système de gonflement de ballonnet, suivie d'une augmentation par ciment.	La perte de réduction peut être minimisée en utilisant une fixation par plaque de verrouillage après réduction par ballonnet et augmentation par ciment.
Ollivier et al., 2016	Étude prospective, 20 patients avec des fractures de type Schatzker II et III : Tubéroplastie et ciment Phosphate de Calcium	L'utilisation d'une Tibioplastie par gonflement de ballonnet avec injection d'un substitut osseux résorbable est sûre et permet d'obtenir de bons résultats cliniques.
Doria et al., 2017	Essai contrôlé randomisé, 30 patients avec une fracture de type Schatzker II et III. La Tibioplastie est comparée à la technique de réduction traditionnelle.	La technique de Tibioplastie permet une réduction anatomique de la fracture de manière douce et progressive. La stabilité mécanique permettant une rééducation précoce et une mise en charge plus rapide.
Wang et al., 2018	Essai contrôlé randomisé, 80 patients avec une fracture de type Schatzker II, III et IV. La Tibioplastie est comparé à la fixation interne par réduction ouverte.	En cours
Vendeuvre et al., 2018	Étude cadavérique et biomécanique, 12 tibias humains avec une fracture de type Schatzker II. Evaluation de l'apport biomécanique d'une réduction par ballonnet en comparaison au chasse greffon.	La Tubéroplastie a moins d'effets négatifs que l'utilisation d'un amat osseux. Elle permettant ainsi une meilleure résistance structurelle primaire de la fracture.
Vendeuvre et al., 2019	Essai contrôlé randomisé, comparaison de la Tubéroplastie avec la méthode a ciel ouvert conventionnelle pour le traitement des fractures de type Schatzker II et III	En cours

Tableau IV. 1 : Synthèse des publications relatives à la prise en charge des fractures du plateau tibial par chirurgie mini-invasive Le tableau est adapté de Vendeuvre et al. (2019)

La Tubéroplastie est un geste chirurgical mini-invasif pour le traitement des fractures du plateau tibial de type Schatzker II et III (Vendeuvre et al., 2013; Kfuri and Schatzker, 2018). La méthode consiste à percer l'os cortical antérieur (Figure IV. 1 -a) afin d'insérer une canule de travail (Figure IV. 1 -b). Par la suite, le ballonnet chirurgical (Figure IV. 1 -c) est inséré dans la canule et est placé en dessous de l'enfoncement (Figure IV. 1-d). Une fois placé, le ballonnet est gonflé lentement et progressivement (Figure IV. 1 -e -f) jusqu'à obtenir une restauration satisfaisante de la surface articulaire (Figure IV. 1 -g). Au cours de la chirurgie, l'évolution du gonflement et de la réduction est contrôlée par fluoroscopie et/ou arthroscopie.

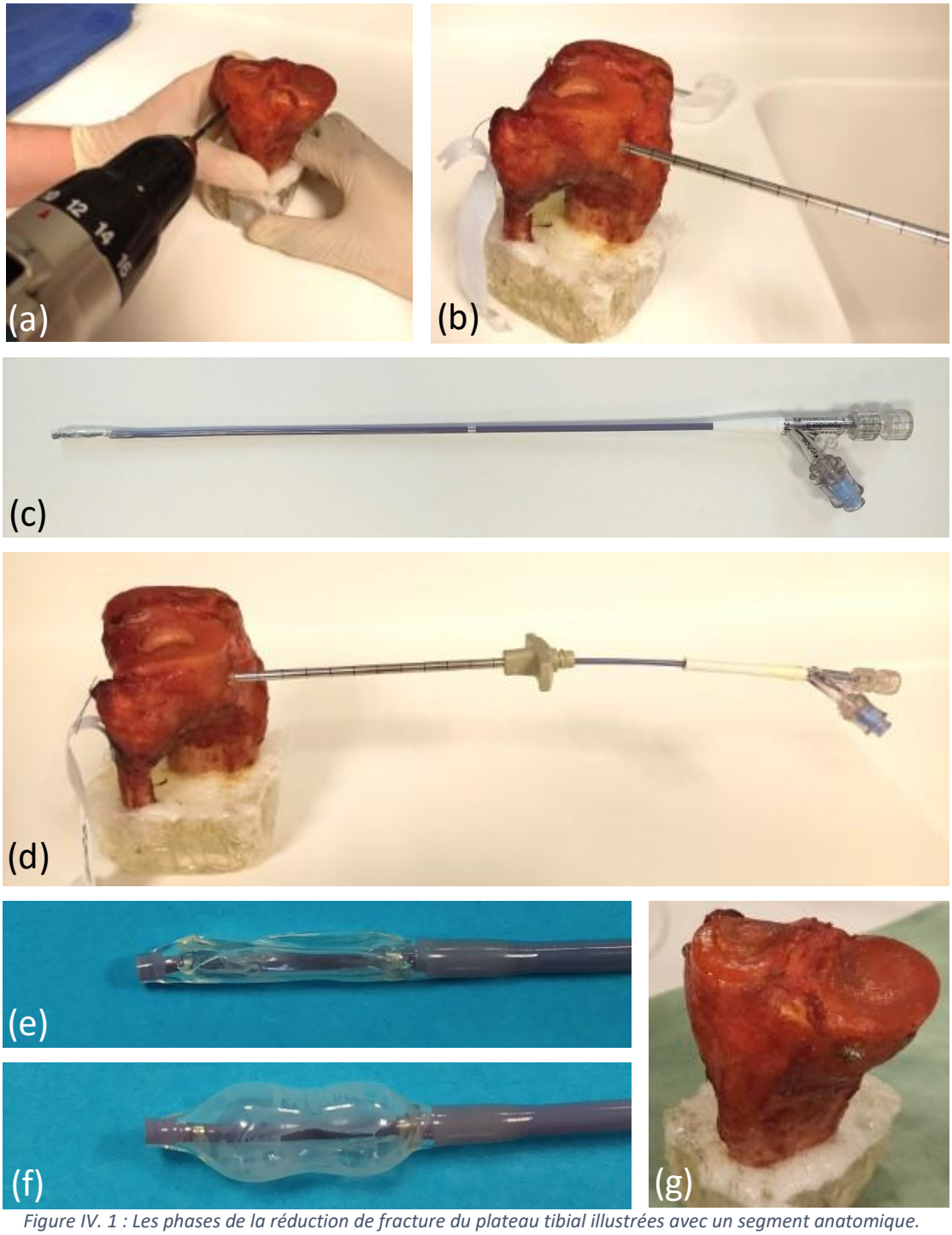


Figure IV. 1 : Les phases de la réduction de fracture du plateau tibial illustrées avec un segment anatomique. (a) Corticotomie : perçage de l'os cortical. (b) Insertion de la canule de travail. (c) Le ballonnet chirurgical et son cathéter. (d) Insertion du ballonnet sous la fracture. (e) Ballonnet dans un état dégonflé. (f) Ballonnet dans un état gonflé. (g) Fracture réduite

IV.2.1.2 L'évaluation du geste chirurgical

L'évaluation de la réduction des fractures du plateau tibial réside principalement dans l'analyse des défauts sur la surface articulaire. Les défauts sont analysés sur les clichés radiographiques post-opératoires. Deux paramètres sont généralement observés : la différence locale de hauteur de la surface articulaire (nommée « Step-off ») et l'espacement entre les fragments (nommé « Gap »). Dans la littérature, les valeurs de step-off tolérables pour les fractures du plateau tibial sont comprises entre 2 et 10 mm (Boisrenoult et al. 2000; Durakbasa et al. 2013; Giannoudis et al. 2010; Vendeuvre et al. 2018).

IV.2.2 Les besoins cliniques

La Tubéroplastie possède de nombreux avantages pour le patient en matière de limitation des risques per-opératoires et d'altération réduite des tissus environnants offrant une récupération rapide. Cependant, pour les chirurgiens, l'absence de visualisation directe de la fracture implique la nécessité d'un planning chirurgical approfondi. L'objectif du chirurgien est alors de déterminer l'emplacement du ballonnet qui produira la meilleure réduction de fracture lors du gonflement. Néanmoins, appréhender le déplacement des fragments associé au gonflement du ballonnet peut s'avérer complexe pour les cliniciens.

IV.2.3 Le ballonnet chirurgical

Le ballonnet chirurgical utilisé en Tubéroplastie est initialement dédié à la prise en charge des fractures vertébrales en compression par Kyphoplastie. Le ballonnet que nous étudions est un KYPHON XPANDER™ II modèle KX203 commercialisé par *Medtronic*. Dégonflé, ce ballonnet mesure 20 mm de long, le volume admissible maximum communiqué par le fabricant est de 6 cm^3 et la pression admissible est de 700 PSI (4,83 MPa). Le gonflement du ballonnet est obtenu par l'injection d'un liquide de contraste (ioméron® ioméprol 300, *BRACCO*) via le cathéter à l'aide d'une pompe manuelle (Figure IV. 2-a). La membrane du ballonnet est fixée au cathéter à l'une de ses extrémités et à une tige rigide à l'autre extrémité. La tige rigide est en liaison pivot-glissant avec le cathéter autorisant ainsi une translation et une rotation (Figure IV. 2 – b).

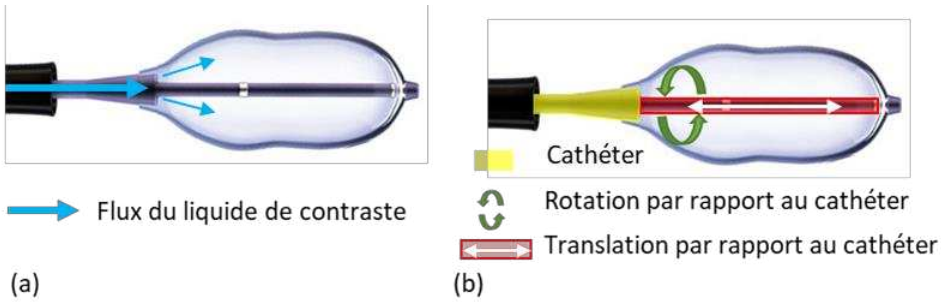


Figure IV. 2 : (a) Arrivée du flux de liquide de contraste dans le ballonnet. (b) Liaison pivot-glissant entre la tige interne du ballonnet et le cathéter.

Ainsi, la longueur du ballonnet évolue lors de son gonflement. Le Tableau IV. 2 présente l'évolution de la longueur et du diamètre maximum du ballonnet en fonction du volume de liquide injecté dans le ballonnet lorsqu'il est plongé dans de l'eau à 37 °C. L'épaisseur de la membrane est de 0,3 mm et le diamètre de la tige rigide est de 1 mm.

Volume [cm³]	Diamètre maximum [mm]	Longueur [mm]
2	10,9	19,6
4	14,8	25,9
6	16	28,5

Tableau IV. 2 : Évolution de la longueur et du diamètre maximum du ballonnet en fonction du volume de liquide injecté dans le ballonnet lorsqu'il est plongé dans de l'eau à 37 °C. Ces données sont communiquées par le fabricant dans la notice du ballonnet KYPHON XPANDER™ II modèle KX203.

IV.2.4 État de l'art

IV.2.4.1 Planification chirurgicale virtuelle

Dans la littérature, la planification chirurgicale virtuelle pour la prise en charge des fractures osseuses se base principalement sur des modèles permettant le repositionnement virtuel des fragments osseux. Ces modèles sont développés depuis une vingtaine d'années (Migaud et al., 1997). Certaines de ces études ont proposé une interface permettant la réduction manuelle de fracture à partir de fragments osseux segmentés (Hu et al., 2011; Chen et al., 2015, 2020b; Boudissa et al., 2018). Due à la complexité de certaines fractures, la réduction manuelle reste néanmoins difficile. Pour améliorer et simplifier l'expérience utilisateur, d'autres études ont intégré un retour haptique lors de la manipulation virtuelle des fragments osseux (Fornaro et al., 2010a; Girod et al., 2016; Suero et al., 2018). Cependant, cette solution s'avère délicate, même pour un expert (Jiménez-Delgado et al., 2016). Afin d'automatiser la procédure, plusieurs études proposent de développer une réduction automatisée utilisant comme référence l'os controlatéral sain ou une géométrie statistiquement représentative (Thomas et al., 2011; Albrecht and Vetter, 2012; Fürnstahl et al., 2012; Kato, 2013).

À notre connaissance, aucun outil de planification pré-opératoire virtuelle ne propose une simulation de la réduction de fracture prenant en compte l'utilisation du matériel chirurgical et le comportement mécanique des structures. Les études actuellement publiées font part de méthodes visant à proposer une réduction de la fracture par résolution d'un puzzle 3D constitué de fragments osseux. Avec ces approches, les fractures concernées sont généralement morcelées et n'incluent pas une prise en charge chirurgicale par méthode mini-invasive.

IV.2.4.2 Modélisation du gonflement de ballonnets chirurgicaux

Les ballonnets chirurgicaux sont utilisés dans diverses applications chirurgicales. En traumatologie, les ballonnets chirurgicaux sont principalement utilisés pour la réduction de fracture en compression. La Kyphoplastie, particulièrement repandue, utilise des ballonnets chirurgicaux pour l'augmentation osseuse dans le cas de fractures vertébrales. À notre connaissance, aucune étude n'a été publiée au sujet de la modélisation du gonflement de ballonnet dans une structure osseuse pour la réduction de fracture.

Les ballonnets chirurgicaux sont également utilisés en angioplastie. Cette procédure chirurgicale vise à élargir une artère rétrécie ou obstruée par un dépôt de plaques. Pour cette application, plusieurs études ont modélisé le gonflement du ballonnet et son interaction avec un stent et avec l'artère (De Beule et al., 2008; Gervaso et al., 2008; Kiousis et al., 2009; Eshghi et al., 2011; Martin and Boyle, 2013; Biffi et al., 2016; Palombi et al., 2019). Au travers de ces études, il apparaît que le gonflement du ballonnet est caractérisé par ses propriétés matériaux, sa configuration pliée et ses conditions d'attachement au cathéter.

De Beule et al. (2008) ont proposé de quantifier l'influence du pliage du ballonnet sur le déploiement du stent en allouant une propriété matériau élastique linéaire isotrope à la membrane composant le ballonnet (Figure IV. 3). Ils ont observé que la modélisation du pliage exerce une influence mineure sur

le déploiement final du stent par rapport à une modélisation avec un cylindre simple. Cependant, dans les phases intermédiaires, la modélisation du pliage implique une plus grande véracité des simulations.

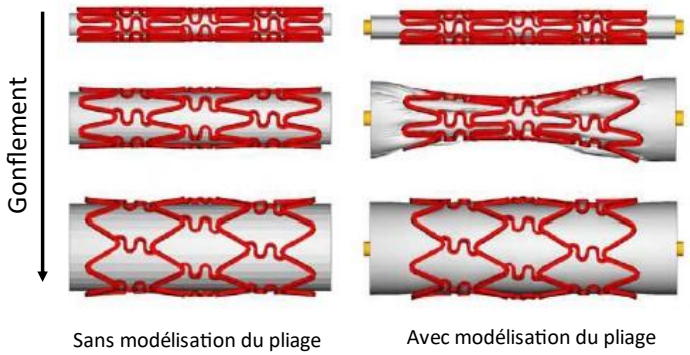


Figure IV. 3 : Modèles de ballonnet pour l'angioplastie proposés par De Beule et al. (2008). La figure est adaptée de De Beule et al. (2008)

Avec une approche similaire, Gervaso et al. (2008) ont proposé de modéliser le ballonnet en identifiant sa forme une fois gonflée puis en le dégonflant à l'aide une pression interne négative. La modélisation de ce ballonnet a été comparée avec une modélisation du ballonnet par cylindre à rayon variable (Figure IV. 4). Ils ont également observé une influence mineure sur le déploiement final du stent et une meilleure modélisation des phases intermédiaires.

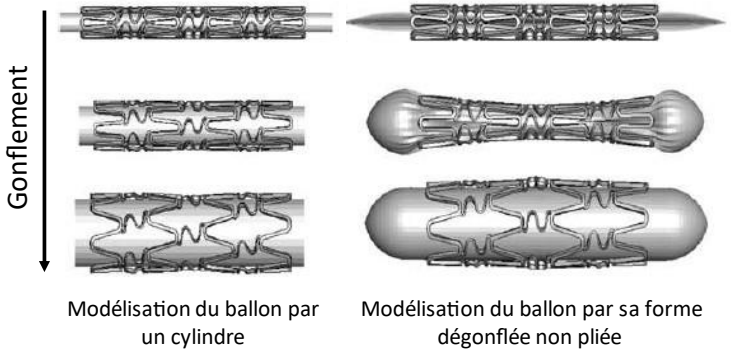


Figure IV. 4 : Modèles de ballonnet pour l'angioplastie proposés par Gervaso et al. (2008). La figure est adaptée de Gervaso et al. (2008)

Bien que les illustrations de ces deux articles aient été publiées la même année et que les images soient semblables, elles ont été menées par deux équipes distinctes. Ces deux études considèrent les propriétés matériaux du ballonnet comme élastiques linéaires isotropes (Tableau IV. 3).

Référence	Module d'Young [MPa]	Coefficient de Poisson
De Beuleet al. 2008	920	0,4
Gervaso et al. 2008	900	0,3

Tableau IV. 3 : Propriétés matériaux élastiques linéaires isotopes utilisées par De Beule et al. (2008) et Gervaso et al. (2008)

À partir des propriétés matériaux proposées par De Beule et al. (2008), une étude a proposé d'approfondir les connaissances sur l'influence de la forme initiale du ballonnet et de son pliage sur le déploiement de stents dans une artère (Martin and Boyle, 2013). À leur tour, les auteurs ont observé une faible influence du pliage et de la forme initiale du ballonnet sur le déploiement final du stent. Cependant, là aussi, une différence de déploiement est observée à un état transitoire (Figure IV. 5).

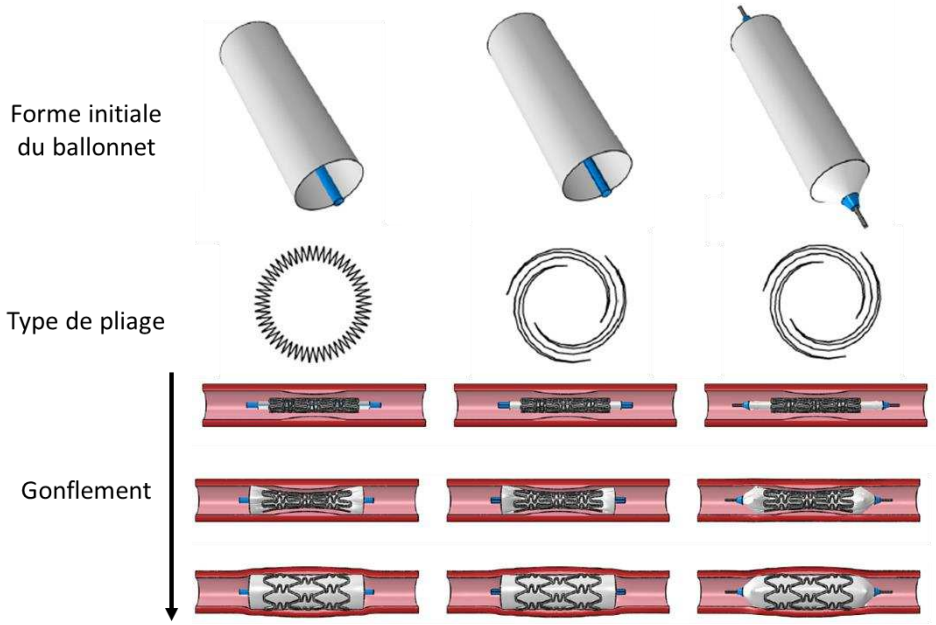


Figure IV. 5 : Les formes de ballonnet initiales et les pliages modélisés par Martin and Boyle, (2013)

Avec une modélisation hyperélastique des propriétés matériaux, certaines études ont proposé la modélisation du gonflement du ballonnet par la déformation de sa membrane, sans déploiement (David Chua et al., 2003; Eshghi et al., 2011) (Figure IV. 6).

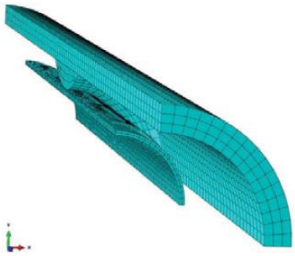


Figure IV. 6 : Modélisation du ballonnet dans son environnement proposé par Eshghi et al. (2011).

Pour Eshghi et al. (2011), le comportement du ballonnet a été modélisé par du caoutchouc polyuréthane piloté par une loi Mooney-Rivlin à 2 paramètres (Shahzad et al., 2015). Ce type de définition permet de modéliser une forte déformation du matériau. La loi Mooney-Rivlin à deux paramètres a été choisie pour les travaux présentés dans ce chapitre.

La loi Mooney-Rivlin deux paramètres est définie à partir des déformations principales (ΔL_i) telles que :

$$\Delta L_i = L_i - L_{i_0}$$

Avec L_i une longueur à l'état déformé et L_{i_0} la même longueur à l'état initial. λ_i est alors exprimé :

$$\lambda_i = \frac{\Delta L_i}{L_{i0}} + 1$$

Cette expression de λ_i permet de définir trois invariants indépendants du système de coordonnées :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2$$

$$I_3 = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 = J^2$$

La définition Mooney- Rivlin à 2 paramètres exprime alors l'énergie de déformation (W) en fonction des invariants et de deux paramètres (C_{10} et C_{01}) tel que :

$$W = C_{10}(I_3 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + D(J - 1)^2$$

En réalité, la définition Mooney- Rivlin à 2 paramètres inclut un troisième paramètre D. Celui-ci repose sur le fait que le modèle de matériau est en fait toujours très légèrement compressible et ne respecte jamais l'hypothèse d'incompressibilité. Le paramètre D pilote l'incompressibilité du matériau.

Un brevet publié en 2005 par *Medtronic Vascular Inc.* relatif aux ballonnets de dilatation fabriqués à partir de copolymères multi blocs hyperélastiques haute résistance présente une technologie semblable aux ballonnets utilisés en Kyphoplastie (US 2005/0118370 Varma and Chaffin). Le document indique, entre autres, un module d'Young inférieur à environ 5 GPa pour ce type de ballonnets. Ce module d'Young s'avère bien supérieur aux modules employés par De Beule et al. (2008) et Gervaso et al. (2008) pour la modélisation de ballonnet d'angioplastie.

Bien que la forme et le comportement des ballonnets utilisés en angioplastie soient similaires à ceux des ballonnets utilisés pour la réduction de fracture, de nombreuses différences persistent. En effet, les ballonnets d'angioplastie évoluent en contact avec un stent déformable à l'intérieur de l'artère. Ainsi, une première phase du gonflement est établie dans un environnement faiblement contraint associé au sang. Une seconde phase du gonflement se déroule après contact avec l'artère. Dans le cas de réduction de fractures, le ballonnet est contraint par les structures osseuses dès l'état initial.

IV.2.4.3 Analyses expérimentales de la réduction de fracture

Dans le cas des fractures du plateau tibial, de nombreux phénomènes peuvent être étudiés expérimentalement pour mieux appréhender la prise en charge clinique. L'étude de la qualité de la réduction et de la résistance mécanique associée constituent les principales motivations des approches expérimentales de la réduction de fracture.

Sur la base de quatorze paires de tibias issues du don du corps, Heiney et al. (2014) ont proposé de quantifier la qualité d'une réduction par gonflement de ballonnet en comparaison avec une réduction par spatule et maillet dans le cas de fracture de type Schatzker II. Par la suite, une fois la fracture stabilisée, la résistance mécanique a été évaluée par un chargement axial. Dans cette étude, la réduction par ballonnet a montré son intérêt en termes de qualité de réduction et de résistance mécanique, avec comblement par phosphate de calcium et stabilisation par plaque.

Cette observation a récemment été confirmée et rationalisée par Vendeuvre et al (2018). Les auteurs ont montré, par une approche expérimentale similaire, que la résistance mécanique supérieure associée à la réduction par ballonnet réside dans la minimisation du volume de la cavité sous fragmentaire lorsque celle-ci n'est pas comblée.

En 2019, l'intérêt des endoboutons pour la réduction de fracture par séparation uniquement a été exploré à partir de dix-sept tibias issus du don du corps (El-Youssef et al., 2019). Les auteurs ont observé que cette méthode innovante offre une résistance au chargement supérieure à la fixation par vis.

Au regard de la littérature, il s'avère pertinent d'étudier les comportements biomécaniques associés à la réduction de fracture du plateau tibial. À notre connaissance, la modélisation du gonflement de ballonnet dans une structure osseuse pour la réduction de fracture n'a pas encore été explorée. En parallèle, le développement d'études expérimentales pouvant fournir des données pertinentes pour la compréhension des comportements biomécaniques et pour l'évaluation de modèles numériques s'avère nécessaire.

IV.3 MODELISATION NUMERIQUE DE LA REDUCTION DE FRACTURE DU PLATEAU TIBIAL

Les enjeux autour de la modélisation numérique de la réduction de fracture du plateau tibial s'articulent autour de la capacité à modéliser : le ballon, son gonflement dans les structures osseuses environnantes, l'interaction avec les structures osseuses et l'interaction des structures osseuses entre elles. Dans ce paragraphe, nous présenterons le développement de deux approches numériques pour modéliser la réduction de fracture du plateau tibial par ballonnet. La première approche vise à modéliser le gonflement du ballonnet par un déploiement de la membrane tandis que la seconde approche modélise le gonflement du ballonnet par une déformation de la membrane. Les deux approches ont été développées à partir du même cas clinique.

IV.3.1 Le cas clinique étudié

Le cas clinique étudié est une femme de 24 ans présentant une fracture du plateau tibial avec un enfoncement et une séparation du condyle latéral survenue suite à une chute de cheval (Figure IV. 7-a). Sur le cliché pré-opératoire, la différence locale de hauteur sur la surface du plateau tibial (Step-off) est évaluée à 10,22 mm et l'espacement maximum entre les structures osseuses est de 3,74 mm. Cette fracture de type Schatzker II (Kfuri and Schatzker, 2018) à été traitée par Tubéroplastie au CHU de Poitiers. La reconstruction numérique des structures osseuses a été obtenue par segmentation de l'image volumique pré-opératoire du cas clinique étudié (Chapitre II) (Figure IV. 7 -b). Afin d'optimiser le nombre d'éléments nécessaires au maillage des structures osseuses, seule la partie latérale du plateau tibial est conservée lors de la reconstruction numérique (Figure IV. 7 -c).

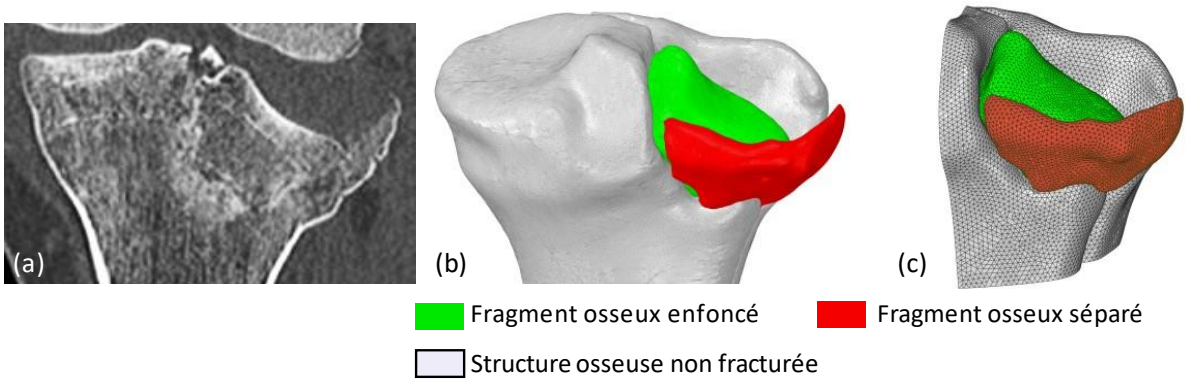


Figure IV. 7 : (a) Coupe coronale de l'image volumique pré-opératoire du cas clinique étudié. (b) Les structures osseuses du cas clinique obtenues par segmentation de l'image pré-opératoire. (c) Reconstruction numérique des structures osseuses

Sur le cliché scanographique pré-opératoire, le ballonnet n'est pas présent. Il convient alors de déterminer sa position avant le gonflement le gonflement et de créer un emplacement dans les structures osseuses numériques pour son insertion.

À partir du cliché scanographique post-opératoire, nous avons identifié l'axe de la conduite laissée par la canule de travail dans l'os et nous avons observé l'emplacement du ciment chirurgical qui comble la cavité laissée par le ballonnet. Afin de transposer ces informations sur l'image pré-opératoire, la matrice de passage entre les deux images volumiques a été déterminée à l'aide de l'algorithme « Basic Procrustes Alignement (BPA) » présenté dans le chapitre III.

IV.3.2 L'enjeu de l'insertion du ballonnet

En pratique, pour insérer le ballonnet chirurgical, les cliniciens creusent une conduite puis y déposent le ballonnet. Pour intégrer le ballonnet au modèle numérique, il est nécessaire de modifier les géométries obtenues par segmentation étant donné qu'à l'interface entre les structures osseuses et dans les structures osseuses aucun emplacement n'est présent. L'emplacement doit permettre au

ballonnet numérique de se gonfler tout en interagissant avec les structures osseuses. La Figure IV. 8 présente une schématisation des intégrations observables en cliniques. Dans le volume, ces intégrations peuvent être combinées pour un même cas clinique.

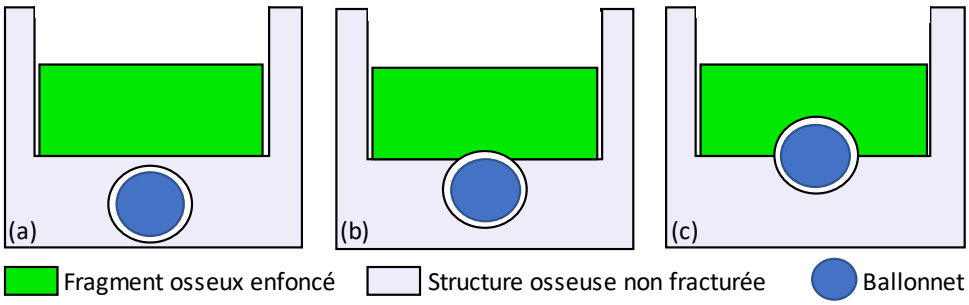


Figure IV. 8 : Schématisation des intégrations observables en clinique. (a) Le ballonnet est dans les structures osseuses non fracturées. (b) Le ballonnet est tangent au fragment osseux. (c) Le ballonnet est à l'interface entre les structures osseuses.

Transposée à la modélisation numérique, les trois intégrations présentées sur la Figure IV. 8 peuvent être particulièrement compliquées à simuler par éléments finis, du fait de l'enclavement du ballonnet et des arêtes abruptes crées à proximité de la surface du ballonnet.

La première approche modélise le gonflement du ballonnet par un déploiement de sa membrane. Cette approche est construite à partir de l'hypothèse que le ballonnet est tangent au fragment osseux enfoncé (Figure IV. 8 -b). La seconde approche, modélisant le gonflement du ballonnet par une déformation de sa membrane, autorise les trois types d'intégration combinés en définissant l'environnement proche du ballonnet par des éléments discrets.

IV.3.3 Modélisation de la réduction par déploiement du ballonnet

Ce paragraphe présente une première étude visant à modéliser la réduction de fracture du plateau tibial en considérant le déploiement du ballonnet. Le déploiement du ballonnet implique que l'aire de la surface de la membrane du ballonnet soit constante au cours du gonflement.

IV.3.3.1 Modélisation du ballonnet et de son insertion

Pour modéliser la réduction de fracture par le déploiement de la membrane du ballonnet, la géométrie du ballonnet a tout d'abord été modélisée à partir des dimensions observées dans son état gonflé par 2 cm^3 de liquide, dans de l'eau à 37 °C. Cette configuration correspond à un ballonnet de 19,6 mm de longueur et 10,9 mm de diamètre (Figure IV. 9 -a). À partir du modèle géométrique à l'état gonflé, la configuration du ballonnet aplatie a été déterminée par simulation numérique (Figure IV. 9 -b). Cette simulation numérique considérait le ballonnet fixé à ses deux extrémités et en contact sans frottement avec deux plans parallèles se rapprochant l'un de l'autre. La simulation de l'aplatissement a été menée avec le solver LS-DYNA à partir des outils disponibles dans Ansys Workbench (Version 2019.R1, *Ansys Inc.).*

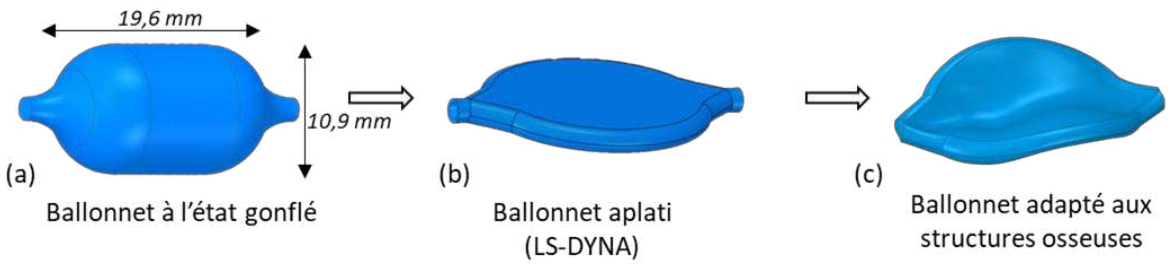


Figure IV. 9 : (a) Modélisation du ballonnet dans un état gonflé. (b) Modélisation du ballonnet dans un état aplatie. (c) Modélisation du ballonnet dans une configuration adaptée aux structures osseuses du patient

Avec la configuration aplatie, l'hypothèse du ballonnet tangent au fragment osseux enfoncé implique une adaptation du ballonnet aux surfaces des fragments osseux du patient étudié (Figure IV. 9-c). Cette configuration du ballonnet est obtenue en compressant le ballonnet aplati entre la surface du fragment osseux et la surface correspondante de la structure osseuse non fracturée. Ainsi, la nouvelle configuration du ballonnet est intégrée au modèle de manière tangente au fragment enfoncé. Une cavité correspondant au volume du ballonnet est créée dans la structure osseuse non fracturée (Figure IV. 10).

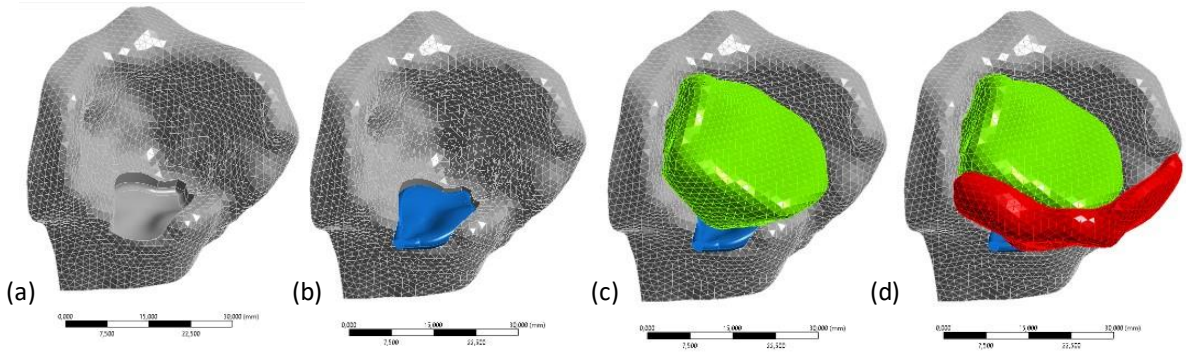


Figure IV. 10 : Description du modèle géométrique avec le ballonnet positionné
(a) Emplacement du ballonnet dans la structure osseuse non fracturée. (b) Ballonnet dans son emplacement. (c) Modèle avec le fragment osseux enfoncé. (d) Modèle avec le fragment osseux séparé

IV.3.3.2 Maillage et propriétés matériaux

Le ballonnet est considéré comme une coque maillée par 2 426 éléments surfaciques quadrilatéraux linéaires de type SHELL181. L'épaisseur de coque, nécessaire pour le maillage d'assemblages, est fixée à 0,3 mm en accord avec les mesures réalisées sur le ballonnet. Le matériau constituant le ballonnet est défini élastique linéaire isotrope avec un module d'Young de 5 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3. Le module Young est choisi en accord avec le brevet n° US 2005/0118370 présenté précédemment et le coefficient de Poisson s'appuie sur les travaux de De Beule et al. (2008) et Gervaso et al. (2008).

Les structures osseuses sont considérées rigides. Cette hypothèse est justifiée par la volonté d'évaluer la cinématique du fragment enfoncé et non les champs mécaniques à l'intérieur de l'os. Ainsi, les géométries ne sont maillées que sur les surfaces de contact entre le ballonnet et les structures osseuses et les surfaces de contact entre les structures osseuses elles-mêmes. Pour cela, 14 777 éléments triangulaires linéaires ont été employés convertis en éléments TARGET170 et CONTA174 pour la construction des contacts.

L'injection de liquide dans le ballonnet a été pilotée à l'aide de 2 240 éléments de type HSFLD242. Ce type d'élément permet de modéliser un fluide hydrostatique que nous avons associé à de l'eau caractérisée par une masse volumique de 1 000 kg/m^3 à 22 °C supposée incompressible.

IV.3.3.3 Conditions aux limites

Le modèle géométrique n'inclut pas les tissus mous environnants. La constriction appliquée sur les fragments osseux par les tissus mous est modélisée par cinq ressorts liant le fragment osseux séparé à la structure osseuse non fracturée. La raideur des ressorts est fixée à $5\ N/mm$. Afin de représenter la liaison partielle observée entre le fragment enfoncé et la surface non fracturée du plateau tibial, un ressort avec une raideur de $0{,}01\ N/mm$ relie la base de l'épine tibiale latérale à la surface la plus proche de la structure osseuse non fracturée.

La surface distale du demi-plateau tibial est considérée comme fixe. Cette condition limite est répercutée sur les nœuds du maillage de la structure osseuse non fracturée. Le ballonnet est considéré

fixé à son extrémité antérieure qui correspond à l'extrémité liée à la canule. L'extrémité postérieure est liée à l'extrémité antérieure par une poutre (élément BEAM188) associée au comportement mécanique de l'acier. Cette poutre modélise la tige rigide interne au ballonnet.

L'injection de fluide dans le ballonnet est pilotée par le module « Hydrostatic Fluid » disponible dans l'Ansys Store. Le module permet de piloter le débit massique de fluide injecté dans le ballonnet fixé à $0{,}001\ kg\ /s$. Ce débit massique associé à de l'eau, avec une masse volumique de 1000 kg/m^3 à 22 °C, permet d'assurer qu'une seconde de simulation correspond à 1 cm^3 de fluide injecté dans le ballonnet.

L'interaction entre les structures osseuses et le ballonnet est modélisée par un contact avec frottement. Le coefficient de frottement est fixé à 0,01, cette valeur approxime un contact sans frottement. Un contact sans frottement n'est cependant pas utilisé, il mène, dans notre cas, à plus d'instabilité numérique.

L'interaction entre les structures osseuses elles-mêmes est modélisée par un contact avec frottement associé à un coefficient de 0,2. Tous les contacts sont pilotés par une formulation Lagrangienne augmentée contrôlant l'interpénétration entre les géométries.

IV.3.3.4 Simulation et traitement des données

La construction et la résolution du modèle mathématique sont réalisées à l'aide du logiciel Ansys Mechanical (Version 2019.R1, *Ansys Inc.)* par une analyse de type « Structures statiques ». La simulation numérique se déroule en trois phases. Lors de la première de stabilisation du modèle initial, aucun fluide n'est injecté dans le ballonnet. La deuxième phase correspond à l'établissement du débit massique passant de $0\ kg/s$ à $0{,}001\ kg/s$. Enfin, durant la troisième phase, le débit massique est constant.

Lors de la deuxième phase, le nombre d'incréments de chargement est fixé à 25. Lors de la troisième phase, le nombre d'incréments de chargement minimum pour 1 cm^3 est fixé à 20 et peut atteindre 330 incréments en cas de convergence difficile du modèle mathématique. Un nombre d'incréments de chargement minimal est nécessaire pour garantir le respect des non-linéarités associées aux contacts mobiles avec ou sans frottement. La résolution des simulations numériques a été menée sur un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i5-8600 (3,10 GHz) et 32 Go de RAM.

La réduction de fracture simulée est évaluée au regard de la réduction obtenue par le chirurgien. La surface articulaire du patient après la chirurgie est extraite par segmentation du cliché post-opératoire et est utilisée comme référence (Figure IV. 11).

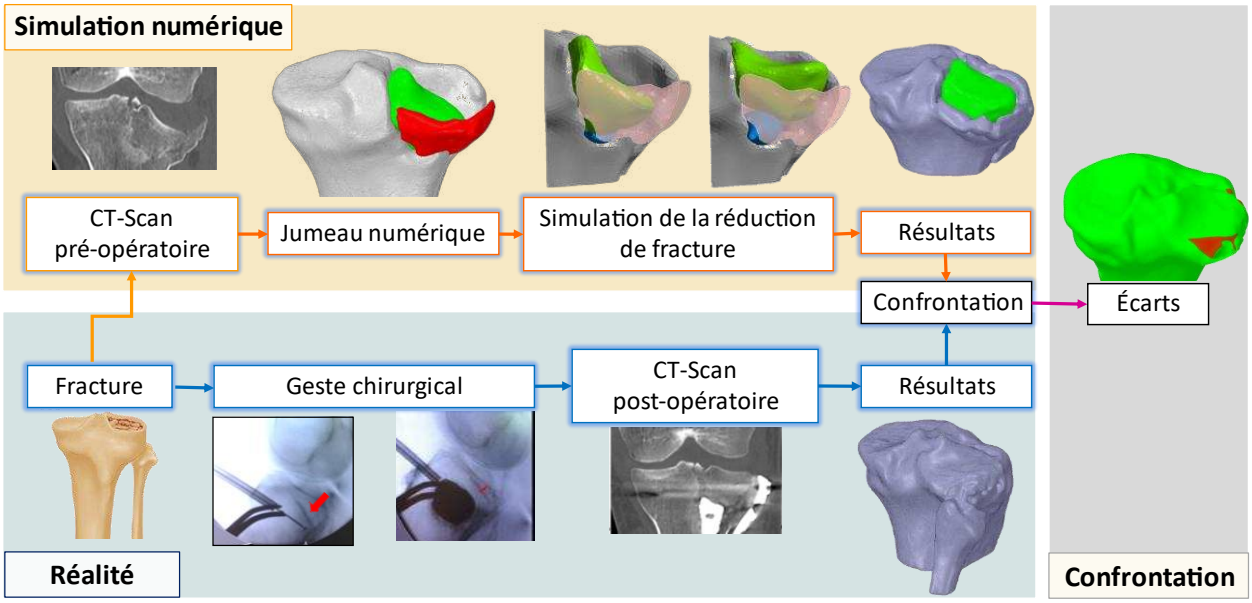


Figure IV. 11 : Logigramme de l'évaluation du modèle de réduction de fracture construit par une approche basée sur le déploiement du ballonnet.

IV.3.3.5 Résultats obtenus

La simulation numérique de la réduction de fracture par modélisation du déploiement de la membrane du ballonnet nous permet de simuler l'injection de 1,39 cm^3 de liquide dans le ballonnet. Au-dessus de cette valeur, une instabilité du modèle numérique est obtenue du fait d'une distorsion élevée du maillage du ballonnet. Le temps de calcul est de 1h 38 minutes. La Figure IV. 12 présente la réduction obtenue par simulation numérique et le champ des déplacements totaux associés. Le déplacement maximum est observé sur l'extrémité latérale de la surface du fragment osseux enfoncé (Figure IV. 12). Le déplacement maximum observé sur le ballonnet chirurgical est de 8,92 mm.

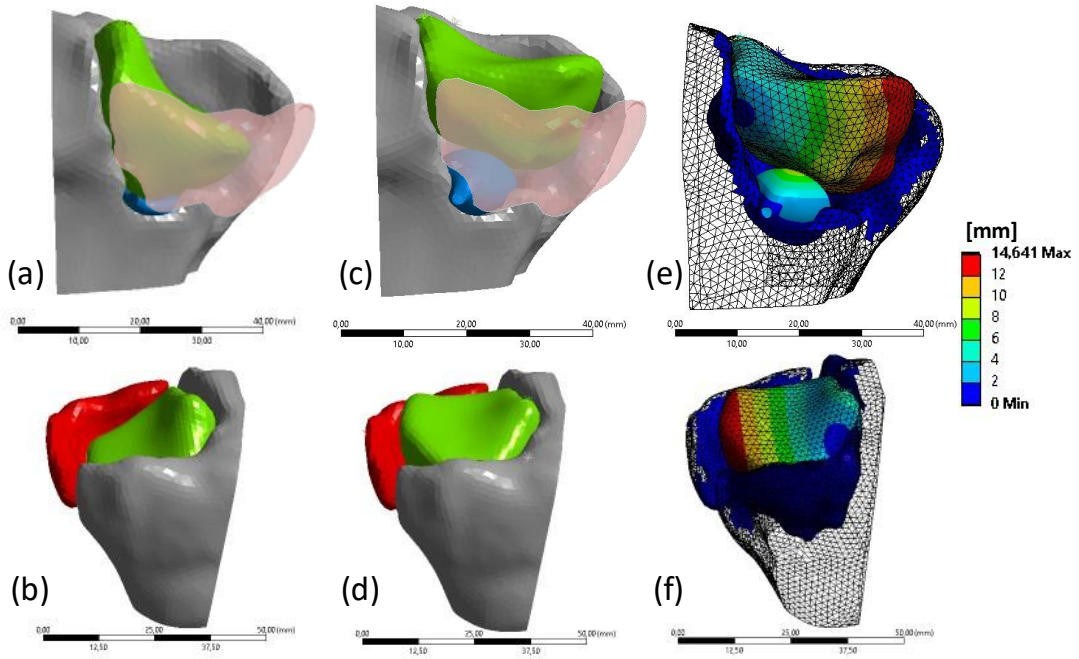


Figure IV. 12 : Réduction de fracture obtenue par une approche modélisant le déploiement du ballonnet. Les figures (a) et (b) présentent l'état initial de la fracture. Les figures (c) et (d) présentent la réduction obtenue par simulation numérique. Les figures (e) et (f) présentent le champ des déplacements totaux observés. La ligne supérieure (a, c, e) montre un point de vue postérieur tandis que la ligne inférieure (b, d, f) montre un point de vue antérieur à la scène.

Les profils du ballonnet avant et après inflation sont présentés sur la Figure IV. 13.

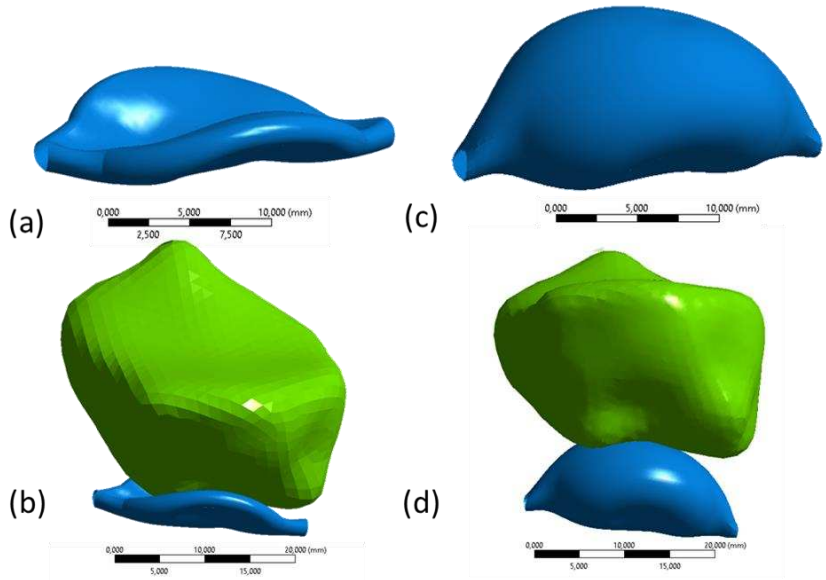


Figure IV. 13 : Les figures (a) et (b) montrent la forme du ballonnet chirurgical et son emplacement sous le fragment osseux enfoncé, à l'état initial. Les figures (c) et (d) montrent la forme du ballonnet chirurgical et son emplacement sous le fragment osseux enfoncé.

La cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et la réduction obtenue par le chirurgien est présentée sur la Figure IV. 14. L'écart maximum observé est situé sur l'épine tibiale latérale et correspond à une valeur de 5,5 mm.

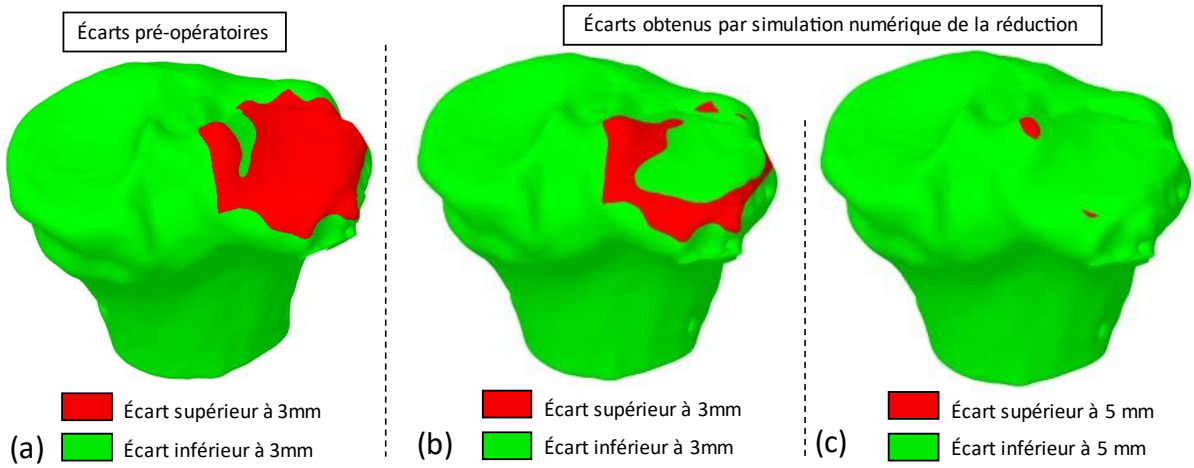


Figure IV. 14 : Mesure des écarts entre la réduction de fracture simulée et la réduction de fracture obtenue par le chirurgien. La surface articulaire du patient après la chirurgie est extraite par segmentation du cliché post-opératoire et est utilisée comme référence. La cartographie des écarts est présentée (a) à l'état initial avec une valeur seuil de 3 mm et (b) à l'état simulé avec une valeur seuil de 3 mm et (c) de 5 mm.

IV.3.3.6 Discussion

Cette étude vise à modéliser la réduction de fracture du plateau tibial en simulant le gonflement du ballonnet par le déploiement de sa membrane. Cette modélisation respecte l'hypothèse d'un ballonnet tangent au fragment osseux enfoncé.

La réduction de fracture numérique est analysée pour une injection de liquide dans le ballonnet de 1,39 cm^3 offrant un déplacement maximum de la surface du ballonnet de 8,92 mm. Dans la pratique clinique, le volume de liquide injecté dans le ballonnet se situe aux alentours de 3 cm^3 et le volume maximum admissible par le ballonnet est de 6 cm^3 d'après le fabricant. D'après le cliché post-

opératoire du cas clinique étudié, le volume de ciment est de 2,9 cm^3. Le ciment comble la cavité résultant du gonflement du ballonnet. Ainsi, le volume de ciment donne une indication sur le volume de liquide injecté dans le ballonnet lors de la réduction. Cependant, le volume de ciment ne correspond pas uniquement au volume du ballonnet étant donné que le soulèvement du fragment osseux enfoncé crée un espacement non comblé par le ballonnet. Néanmoins, la simulation d'une injection de liquide dans le ballonnet supérieure à 1,39 cm^3 serait plus représentative de la chirurgie réalisée.

Nous pouvons observer que l'injection de liquide dans le ballonnet induit un déplacement du fragment osseux enfoncé et offre une certaine réduction de la fracture (Figure IV. 12 –a -b -c -d). L'analyse du champ des déplacements totaux montre un déplacement sur la surface latérale du plateau tibial atteignant 14,64 mm (Figure IV. 12 –e -f). Le ballonnet est placé sous la moitié médiale du fragment osseux enfoncé produisant, par effet de levier, un déplacement maximum du fragment supérieur à l'augmentation de diamètre du ballonnet. Une rotation du fragment enfoncé est observée suivant un axe antéro-postérieur (Figure IV. 12). La rotation et l'effet de levier sont permis grâce à la liaison partielle reliant la base de l'épine tibiale latérale, à la surface non fracturée du plateau tibial.

Sur le cliché pré-opératoire, le « Step-off » a été évalué à 10,22 mm et l'espace maximum entre les structures osseuses sur la surface articulaire à 3,74 mm. La simulation de réduction de fracture par le modèle présenté dans cette première étude permet d'obtenir un « Step-off » de 1,92 mm et un espace maximum entre les structures osseuses de 2,22 mm.

Afin d'évaluer la véracité de la réduction observée par simulation numérique, nous nous sommes appuyés sur la réduction obtenue par le chirurgien. La surface articulaire du patient après l'opération a été extraite par segmentation du cliché post-opératoire. La Figure IV. 14 présente les cartographies des écarts entre la réduction obtenue numériquement et la réduction obtenue par le chirurgien. La Figure IV. 14 -b identifie les écarts supérieurs à 3 mm tandis que la figue Figure IV. 14 -c identifie les écarts supérieurs à 5 mm. L'écart maximum est localisé sur l'épine tibiale latérale avec une valeur de 5,5 mm. Sur les cartographies, nous pouvons observer que le centre du plateau tibial latéral est réduit avec un écart inférieur à 3 mm tandis que le contour latéro-postérieur du plateau latéral offre des écarts supérieurs à 3 mm. Ceci est notamment dû à la différence de position du fragment séparé entre la réduction simulée et la réduction obtenue par le chirurgien. En pratique, la réduction de la séparation est obtenue par l'utilisation d'une pince chirurgicale et d'une vis de compression. Avec le modèle numérique, la réduction de la séparation n'a pas été simulée.

La simulation de la réduction de fracture par une approche modélisant le déploiement du ballonnet permet d'obtenir une réduction assez proche de celle obtenue par le clinicien. Cependant, cette première étude contient des limitations. En effet, le volume de liquide injecté dans le ballonnet avec le modèle numérique n'est pas en accord avec le volume de liquide injecté lors de l'opération. Ainsi, bien que la réduction de fracture simulée soit proche de la réduction de fracture réelle, l'information relative à la quantité de liquide nécessaire pour obtenir la réduction ne peut être exploitée. D'autre part, avec ce modèle, la position du ballonnet respecte l'hypothèse d'une tangence avec le fragment osseux enfoncé. Cette hypothèse n'est pas vérifiée pour le cas clinique étudié. L'information relative à la position du ballonnet ne peut pas être exploitée pour définir l'emplacement optimal du ballonnet. De même, le respect de l'hypothèse d'une tangence avec le fragment osseux enfoncé ne nous permet pas de quantifier pleinement l'influence de la position sur la réduction de fracture.

Cette première étude montre l'intérêt de la simulation numérique pour modéliser la réduction de fracture osseuse par gonflement de ballonnet. Cependant, ce modèle modélisant le gonflement par le déploiement de la membrane du ballonnet ne permet pas de fournir des informations suffisantes

quant à l'influence du volume de liquide injecté et de la positon du ballonnet sur la cinématique des fragments osseux pour la réduction de fracture du plateau tibial.

IV.3.4 Modélisation de la réduction par déformation du ballonnet

IV.3.4.1 Modélisation du ballonnet, de son insertion et de son environnement

Pour modéliser la réduction de fracture par déformation de la membrane du ballonnet, nous avons conçu un ballonnet respectant une symétrie axiale à l'état initial. Les dimensions du ballonnet ont été déterminées à partir des mesures à l'état non gonflé et plié. La longueur du ballonnet (L) a été mesurée à 18 mm et le diamètre (D_b) à 3,5 mm (Figure IV. 15-a). Le diamètre de la tige rigide interne au ballonnet mesurant 1 mm, les arêtes circulaires dédiées à l'application des conditions limites sont représentées avec un diamètre (D_{CL}) de 1 mm (Figure IV. 15-a).

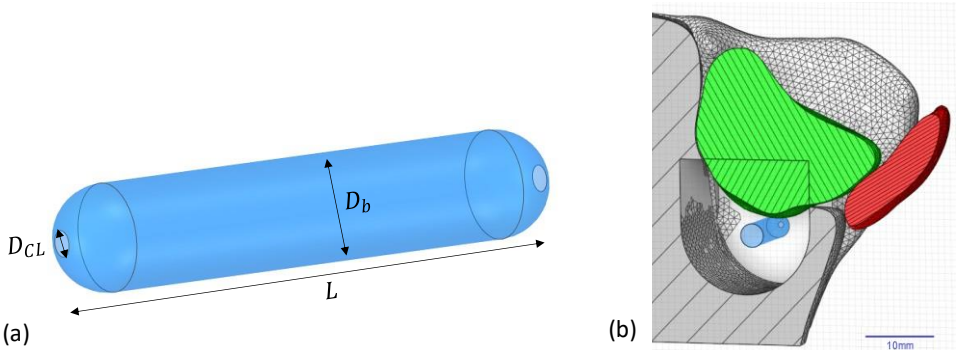


Figure IV. 15 : (a) Modélisation du ballonnet dans un état non gonflé. (b) Ballonnet placé dans la cavité suivant une coupe coronale.

Lors de la première étude nous avons vu que l'hypothèse d'un ballonnet tangent aux structures osseuses ne permet pas de modéliser fidèlement le comportement cinématique des fragments osseux. Afin de ne plus être restreints par cette hypothèse, nous avons fait le choix de modéliser l'emplacement du ballonnet par une cavité dans la géométrie de la structure osseuse non fracturée (Figure IV. 15-b). La cavité est centrée sur le ballonnet et possède une longueur de 20 mm, un diamètre 20 mm et est prolongée dans la direction proximale sur 10 mm (Figure IV. 15-b). Cette cavité constitue un environnement permettant le gonflement du ballonnet librement. En pratique clinique, une cavité de cette dimension n'est pas créée. Le ballonnet en se gonflant interagit alors avec les structures osseuses environnantes produisant une compression ou un déplacement des zones de plus faibles résistances. Pour cette raison, nous modélisons la structure osseuse normalement présente dans la cavité par des éléments discrets assimilables à des ressorts. Cette modélisation représente l'os comme un environnement capable de se compresser et de transmettre les efforts produits par le gonflement du ballonnet aux fragments osseux (Figure IV. 16).

IV.3.4.2 Maillage et propriétés matériaux

Le ballonnet est considéré comme une coque maillée avec 3 020 éléments triangulaires linéaires de type SHELL181 (option triangulaire). L'épaisseur de coque, nécessaire pour le maillage d'assemblages, est fixée à 0,3 mm. Le matériau alloué au ballonnet est un polymère hyperélastique défini par une loi Mooney-Rivlin 2 paramètres (Eshghi et al., 2011) :

$$C_{10} = 1{,}06881\ MPa$$

$$C_{01} = 0{,}71018\ MPa$$

$$D = 5{,}6209 \times 10^{-8}\ Pa^{-1}$$

Les structures osseuses non incluses dans la cavité sont maillées avec 227 689 éléments tétraédriques linéaires de type SOLID185. À l'intérieur de la structure, les éléments du maillage peuvent atteindre une taille de 2 mm tandis qu'un raffinement est imposé aux surfaces de contact et aux surfaces de la cavité pour obtenir une taille de maillage de 0,6 mm. L'objectif étant d'évaluer la cinématique du fragment enfoncé lors du gonflement du ballonnet et non de quantifier les champs mécaniques à l'intérieur de l'os, le matériau associé à l'os est considéré élastique linéaire isotrope homogène. Le module d'Young est fixé à $5\ GPa$ et le coefficient de poisson à 0,3. Dans la cavité, la matière osseuse est représentée par des éléments discrets modélisés par des ressorts de type COMBIN39. Ce type d'élément permet une définition multilinéaire de la raideur en fonction l'élongation ou de la compression. Un ressort est défini en chaque nœud du maillage du ballonnet, chaque ressort suit la direction radiale du ballonnet pour prendre ancrage sur les nœuds de la surface de la cavité ou de la surface du fragment osseux enfoncé (Figure IV. 16 -a). À l'aide des éléments COMBIN 39, seule une raideur sur la phase de compression est modélisée, en cas de traction, les ressorts ne produisent aucune résistance.

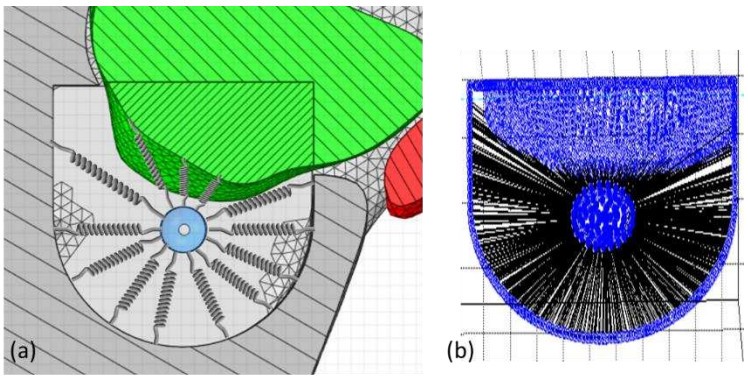


Figure IV. 16 : (a) Représentation des ressorts radiaux modélisant la structure osseuse présente dans la cavité, suivant une coupe coronale.(b) Densité de ressorts réellement importée dans le modèle.

La raideur (K) des ressorts a été définie telle que : $K = \frac{a \times E}{L}$ avec a l'aire représentatif du ressort, E le module d'Young de l'os représenté et L la longueur de du ressort. L'aire représentée est de 600 µm² et le module d'Young associé à de l'os trabéculaire est défini à 115 MPa (Bokam, 2020). Un script Scilab (Version 6.0.2, *Scilab Enterprises*) a été développé pour définir les ressorts à partir des nœuds du maillage du ballonnet et des surfaces de la cavité (Figure IV. 16 -b). Les ressorts sont communiqués au logiciel Ansys Mechanical (Version 2019.R1) sous la forme d'un script APDL.

L'injection de liquide dans le ballonnet a été pilotée à l'aide de 2 326 éléments de type HSFLD242, associés à de l'eau caractérisée par une masse volumique de 1000 kg/m^3 à 22 °C supposée incompressible.

IV.3.4.3 Conditions aux limites

Comme pour le modèle défini dans la première étude, la constriction des tissus mous est modélisée par cinq ressorts liant le fragment osseux séparé à la structure osseuse non fracturée. La raideur des ressorts est fixée à $5\ N/mm$. De même, un ressort avec une raideur de $0{,}01\ N/mm$ relie la base de l'épine tibiale latérale à la surface la plus proche sur la structure osseuse non fracturée. Les déplacements axiaux et la rotation du ballonnet sont stabilisés par des ressorts de faibles raideurs.

La surface distale du modèle est considérée comme fixe. Le ballonnet est considéré fixé à son extrémité antérieure représentant la liaison avec le cathéter. L'extrémité postérieure du ballonnet est liée à l'extrémité antérieure par une poutre (élément BEAM188) associée au comportement mécanique de l'acier. Cette poutre modélise la tige rigide interne au ballonnet.

L'injection de fluide est pilotée par un débit massique de 0,001 kg/s équivalent à 1 cm^3 par seconde de simulation.

L'interaction des structures osseuses entre elles est modélisée par un contact quasi sans frottement avec un coefficient de frottement fixé à 0,05. Tous les contacts sont pilotés par une formulation Lagrangienne augmentée contrôlant l'interpénétration entre les géométries.

IV.3.4.4 Simulation et traitement des données

La simulation et le traitement des données sont semblables au modèle décrit dans la première étude. Avec l'approche modélisant le gonflement du ballonnet par déformation de sa membrane, nous avons souhaité quantifier l'influence de la position du ballonnet sur la réduction de fracture. Trois positions du ballonnet ont été modélisées. La première correspond à la position du ballonnet identifiable à partir de l'image volumique post-opératoire, cette position est la position de référence. La deuxième position correspond à une translation du ballonnet de 5 mm dans la direction postérieure par rapport à la position de référence. La troisième position correspond à une translation de 5 mm dans la direction postérieure et un déplacement de 5,5 mm dans la direction médiale par rapport à la position de référence.

La construction et la résolution du modèle mathématique sont réalisées à l'aide du logiciel Ansys Mechanical (Version 2019.R1, *Ansys Inc.)* par une analyse de type « Structures statiques ».

IV.3.4.5 Évaluation de la réduction simulée

Pour évaluer les réductions simulées, le cliché volumique post-opératoire a été segmenté afin d'extraire la surface articulaire obtenue par le chirurgien. Les écarts entre la fracture réduite par simulation numérique et la segmentation post-opératoire ont été quantifiés.

IV.3.4.6 Résultats

La simulation numérique de la réduction de fracture par modélisation de la déformation de la membrane du ballonnet est évaluée pour une injection de 1,5 cm^3 de liquide dans le ballonnet. La Figure IV. 17 présente les champs des déplacements totaux obtenus pour trois positions du ballonnet dans les structures osseuses. Le temps de calcul de chaque scénario varie de 6,5 à 7,5 heures un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i5-8600 (3,10 GHz) et 32 Go de RAM.

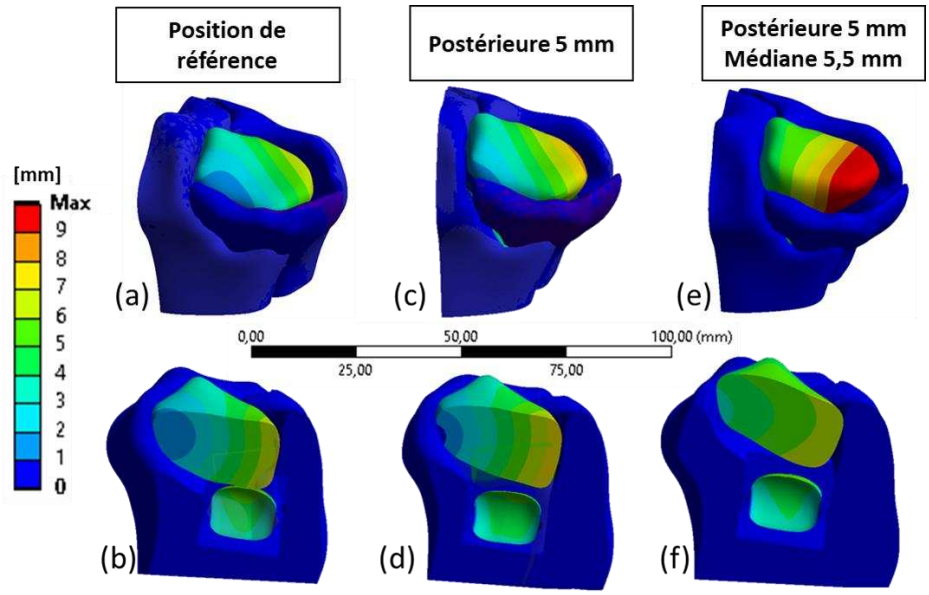


Figure IV. 17 : Les champs de déplacements totaux obtenus pour trois positions du ballonnet chirurgical. Les figures (a) et (b) correspondent à la situation où le ballonnet est situé à la positon de référence. Les figures (c) et (d) correspondent à la situation où le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure. Les figures (e) et (f) correspondent à la situation où le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure et de 5,5 mm dans la direction médiale. La ligne supérieure propose un point de vue global de la scène. La ligne inférieure propose une vue en coupe sagittale contenant l'axe du ballonnet.

Le déplacement maximum observé sur la surface du fragment osseux enfoncé est de 7,39 mm lorsque le ballonnet est situé à sa position de référence, ce déplacement atteint 8,67 mm lorsque le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure et il atteint 11,84 mm lorsque le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure et de 5,5 mm dans la direction médiale. (Tableau IV. 4).

Position du ballonnet	Volume [cm^3]	Pression [MPa / PSI]	Déplacement total maximum sur le fragment osseux enfoncé [mm]	Déplacement total Maximum sur le ballonnet [mm]	Step-Off [mm]	Gap [mm]	Écarts maximum avec la surface articulaire post-opératoire [mm]
Référence	1,50	1,37 / 198	7,39	5,88	3,47	2,91	8,5
Translation postérieure 5mm	1,50	1,38 / 200	8,67	5,50	2,15	2,75	7,7
Translation postérieure 5 mm Translation médiane 5,5 mm	1,50	1,37 / 198	11,84	5,72	1,24	3,08	5,4

Tableau IV. 4 : Les résultats obtenus pour chaque position du ballonnet. Le « Step-off » correspond à la différence de hauteur locale maximum sur la surface du plateau tibial. Le « Gap » correspond à l'espacement maximum entre le fragment enfoncé et la structure osseuse non fracturée.

La Figure IV. 18 présente les profils du ballonnet et les champs des déplacements totaux obtenus à l'issue du gonflement pour chaque position du ballonnet.

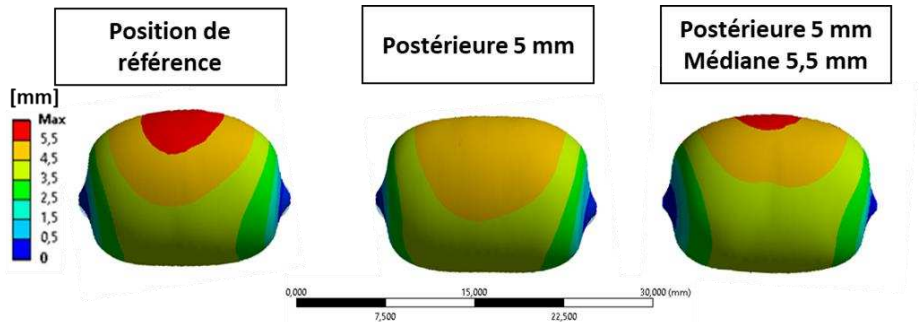


Figure IV. 18 : Profils du ballonnet et champs des déplacements totaux obtenus à l'issue du gonflement pour chaque position du ballonnet

La Figure IV. 19, présente la cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et la réduction obtenue par le chirurgien. Les écarts maximums observés pour chacune des positions simulées sont communiqués dans le Tableau IV. 4.

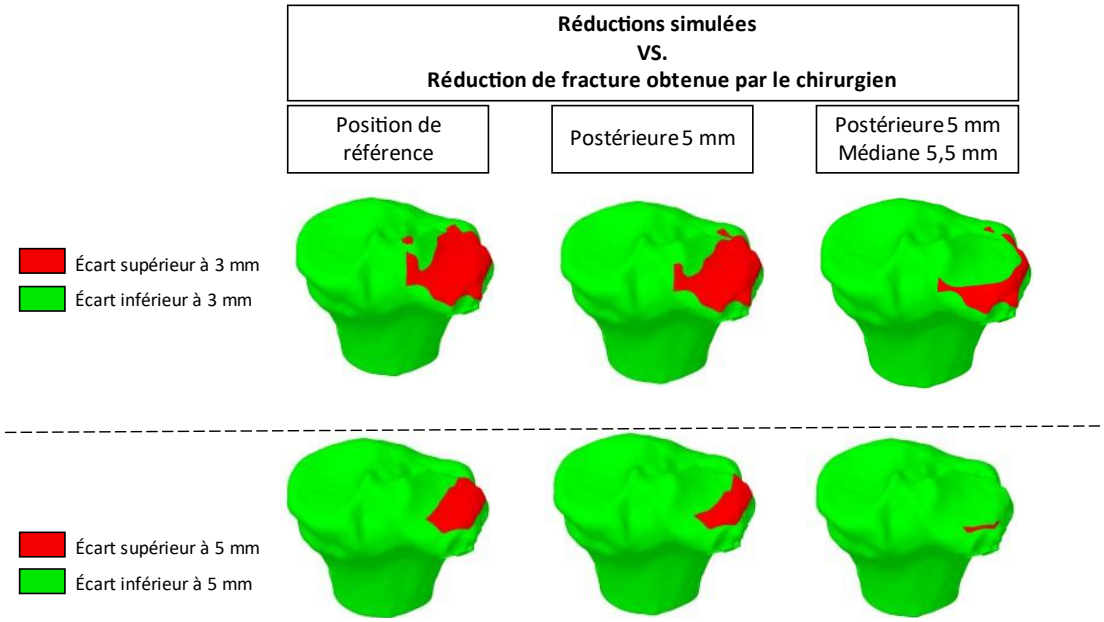


Figure IV. 19 : Mesure des écarts entre les réductions de fracture simulées et la réduction de fracture obtenue par le chirurgien. La ligne supérieure présente la cartographie des écarts avec une valeur seuil de 3 mm. La ligne inférieure présente les cartographies des écarts avec une valeur seuil de 5 mm.

IV.3.4.7 Discussion

Le modèle de réduction de fracture que nous venons de décrire modélise le gonflement du ballonnet par la déformation de sa membrane. Ce modèle n'est pas restrictif sur l'emplacement du ballonnet à l'état initial contrairement au modèle présenté dans la première étude. Ainsi, trois positions initiales du ballonnet ont été modélisées.

Pour un même volume de liquide injecté dans le ballonnet, le Tableau IV. 4 montre que la pression dans le ballonnet est similaire. Cette caractéristique est notamment observée du fait de l'hypothèse d'incompressibilité du liquide injecté dans le ballonnet et de température constante. En pratique, le fluide injecté est un liquide de contraste pour lequel l'hypothèse d'incompressibilité est respectée. L'hypothèse de température constante n'est quant à elle pas parfaitement respectée étant donné une différence entre le liquide de contraste à température ambiante et le corps humain à 37 °C.

Le Tableau IV. 4 montre également que le déplacement maximum observé sur le ballonnet est influencé par sa position. La Figure IV. 18 montre une adaptation de la forme du ballonnet à la surface du fragment enfoncé. Alors que le profil du ballonnet associé à une position translatée de 5 mm dans

la direction postérieure est quasiment plat, les deux autres positions simulées montrent des profils du ballonnet bombés.

Les principaux impacts de la position du ballonnet se situent sur l'amplitude du déplacement du fragment osseux enfoncé et sur la qualité de la réduction obtenue. Ainsi pour un même volume et une même pression dans le ballonnet, les valeurs de «Step-off » obtenues sont incluses entre 3,47 mm et 1,24 mm (Tableau IV. 4). Les déplacements provoqués aux fragments osseux étant 1,3 à 1,6 fois plus élevé avec un ballonnet déplacé dans la direction médiale de 5,5 mm (Tableau IV. 4). En pratique clinique, la pose d'un ballonnet en position médiale, proche de l'axe diaphysaire du tibia, n'est pas toujours recherchée. En effet, pour élever les fragments osseux le ballonnet prend appui sur de l'os présent sous le ballonnet. À proximité de la cavité médullaire de la diaphyse l'os est de plus faible résistance, un risque de fracture osseuse sous le ballonnet lors de son gonflement peut alors apparaître.

Ce modèle numérique n'a pas pour objectif de quantifier le champ de contraintes et le risque de fracture dans l'os durant le gonflement du ballonnet. Pour cela, la structure osseuse non environnante au ballonnet est représentée par un matériau élastique linéaire isotrope homogène avec un module d'Young de 5 GPa. Une modélisation basée sur une approche éléments finis homogénéisés (h-EF) s'appuyant sur la densité osseuse du cas étudié pourrait être mise en œuvre pour quantifier la répartition des contraintes et évaluer le risque de fracture per-opératoire (Chapitre II, Chapitre V).

Le modèle numérique fait intervenir des conditions de contacts quasi sans frottement entre les structures osseuses. Le coefficient de frottement réel peut être particulièrement difficile à déterminer expérimentalement, un mélange de sang et de liquide synovial pouvant baigner dans le foyer de fracture. Dans notre cas, une interaction quasi sans frottement modélise une condition de contact favorable et améliore la stabilité du modèle numérique.

L'évaluation du modèle s'appuie sur la segmentation de l'imagerie post-opératoire du cas clinique étudié. Cette évaluation montre que les réductions simulées peuvent être légèrement différentes de la réduction obtenue par le clinicien (Figure IV. 19). L'image volumique post-opératoire représente le plateau tibial du cas clinique après les phases de réduction et de stabilisation de la fracture. Pour le cas clinique étudié, lors de la stabilisation, du ciment est injecté et des vis sont insérées pour fixer une plaque. Ainsi, sur l'image post-opératoire, les fragments osseux peuvent avoir subi en plus du déplacement induit par le gonflement du ballonnet des déplacements induits par la pose du matériel de fixation, ceci particulièrement pour le fragment séparé. Comparer la surface articulaire obtenue par simulation numérique à la surface articulaire extraite de l'image volumique post-opératoire peut produire des écarts non représentatifs de la véracité du modèle. Pour cette raison, il a été nécessaire d'évaluer la méthodologie de modélisation de la réduction de fracture du plateau tibial par gonflement de ballonnet à partir d'un protocole expérimental.

IV.3.4.8 Comparaison avec la forme saine prédite par analyse statistique de formes

Dans le contexte d'une application clinique, l'image volumique post-opératoire n'est pas disponible pour apprécier la qualité de la réduction simulée. Dans le paragraphe *III.3.6 Application à un cas clinique réel* page 137 du chapitre III, nous avons proposé de générer la forme saine associée statistiquement au plateau tibial fracturé du cas clinique étudié (Figure IV. 20). Ainsi, nous proposons de comparer la réduction de fracture simulée avec le plateau tibial sain généré par analyse statistique de forme (Figure IV. 21).

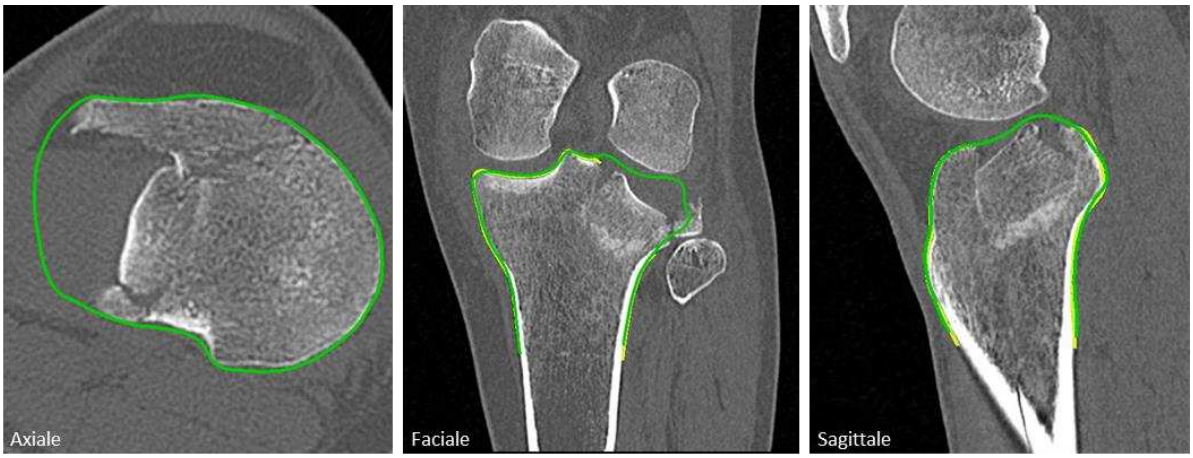


Figure IV. 20 : Rappel : plateau tibial sain prédit par analyse statistique de formes (vert) superposé à l'image volumique pré-opératoire du cas clinique

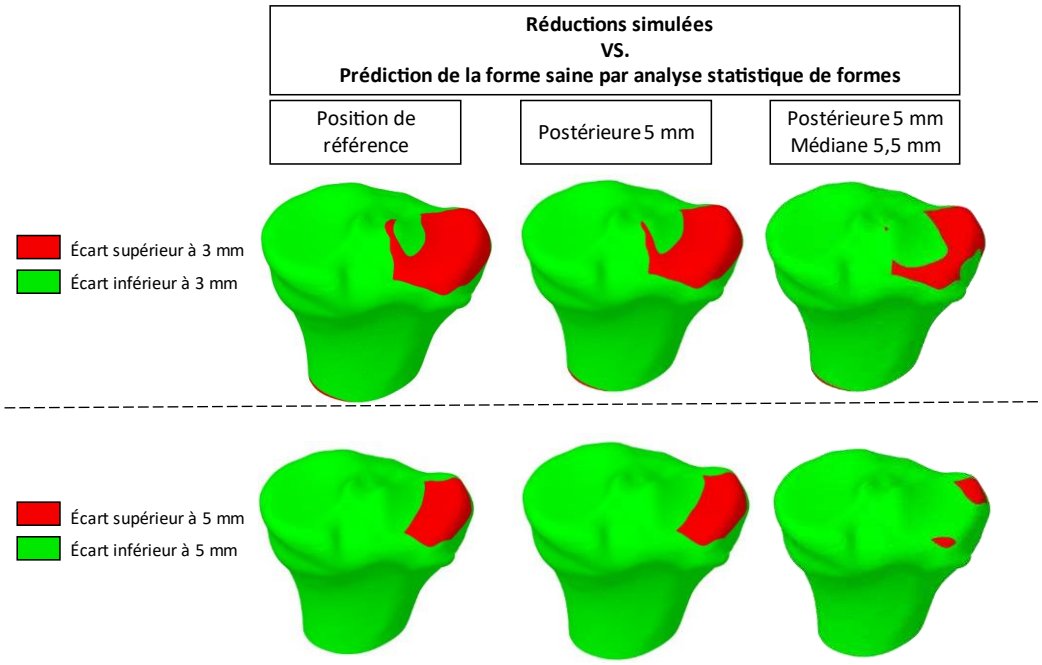


Figure IV. 21 : Mesure des écarts entre les réductions de fracture simulées et la forme saine prédite par analyse statistique de formes. La ligne supérieure présente la cartographie des écarts avec une valeur seuil de 3 mm. La ligne supérieure présente la cartographie des écarts avec une valeur seuil de 5 mm

Les cartographies des écarts obtenues entre les réductions simulées et la forme prédite par analyse statistique de formes sont semblables aux cartographies faisant intervenir la réduction obtenue par le chirurgien (Figure IV. 19 et Figure IV. 21).

Il apparait que l'analyse statistique de forme peut être employée pour apprécier la réduction de fracture simulée. Dans un contexte clinique, l'image pré-opératoire du patient permettrait de simuler différents scénarios de la réduction de fracture et d'observer le scénario optimal au regard de la forme saine prédite statistiquement. Le développement l'exploitation d'une application clinique de ce type impliquerait cependant que l'approche de modélisation numérique de réduction de fracture soit pleinement validée. Alors qu'une évaluation faisant appel à la surface articulaire obtenue par le chirurgien peut impliquer des écarts non représentatifs de la véracité du modèle, nous proposons dans le prochain paragraphe d'évaluer la méthodologie de modélisation de la réduction de fracture du plateau tibial avec une approche expérimentale.

IV.3.5 Évaluation de la modélisation numérique de réduction de fracture par une approche expérimentale

L'évaluation par une approche expérimentale consiste à confronter le comportement obtenu par simulation numérique au comportement observé expérimentalement avec des conditions de chargement similaires. Pour cela, un modèle expérimental de fracture a été conçu et réduit expérimentalement. Un jumeau numérique du modèle expérimental a par la suite été produit afin de simuler la réduction de fracture. Dans ce paragraphe, nous présenterons le modèle expérimental, le modèle numérique associé et la confrontation des réductions obtenues.

IV.3.5.1 Modèle expérimental de fracture de type Schatzker III

Pour concevoir le modèle expérimental, le tiers proximal d'un tibia gauche a été disséqué au laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'ABS Lab. Le donneur était un homme de 83 ans. La partie distale du segment anatomique a été coulée dans de la résine polyuréthane rigide (Allrane®, *Allrim*) afin d'être maintenue lors de la fracturation. Un protocole de fracture produisant des fractures de type Schatzker III a été établi. À l'aide d'une scie à cloche d'un diamètre de 20 mm, une empreinte circulaire est réalisée sur le plateau tibial latéral dans le but de fragiliser localement l'os cortical. Par la suite, un embout cylindrique de 20 mm de diamètre est monté sur une machine de compression (Tinius Olsen®) afin d'enfoncer le centre du plateau tibial latéral (Figure IV. 22-a). L'enfoncement imposé était de 10 mm pour une force de compression mesurée à 1242 N. Une fois le tibia retiré de la machine de compression, le « step-off » mesuré était de 9,5 mm (Figure IV. 22-b).

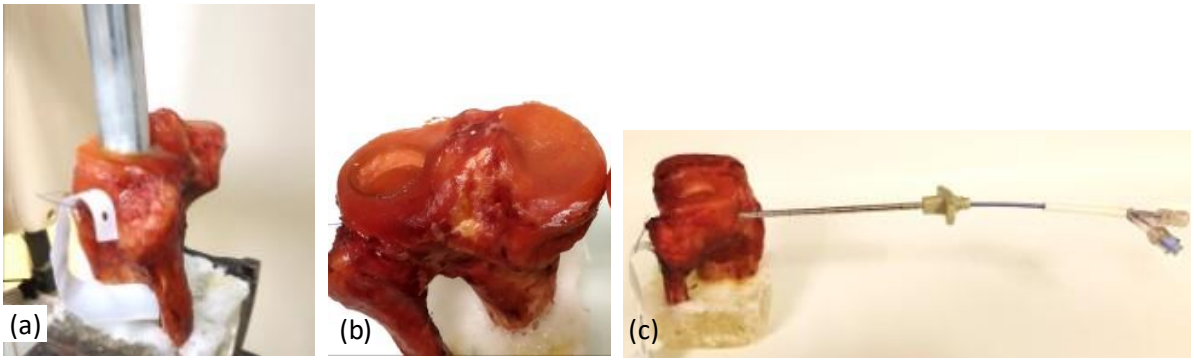


Figure IV. 22 : (a) Enfoncement du centre du plateau tibial latéral par compression. (b) Fracture expérimentale de type Schatzker III. (c) Ballonnet chirurgical placé dans le plateau tibial.

Des images volumiques du plateau tibial ont été acquise par CT-scan avant fracture, après la fracturation, durant la réduction et à l'état réduit. Le système d'imagerie utilisé était un scanner à rayons X clinique (Aquilion ONE, GENESIS Edition, Canon). Lors de chaque acquisition, la tension maximum (KiloVoltage Peak : KVP) était de 120 kV et le courant dans le tube était de 300 µA. L'image reconstruite correspondait à une matrice de $512 \times 512 \times 640\ voxels$ pour une taille de voxels de $0{,}468\ mm \times 0{,}468\ mm \times 0{,}250\ mm$.

La réduction de fracture a été obtenue par Tubéroplastie et a été réalisée par un chirurgien orthopédiste. Le ballonnet utilisé était un KYPHON XPANDER™ II modèle KX203 commercialisé par *Medtronic* (Figure IV. 22 -c). La pression et le volume dans le ballonnet lors de la réduction étaient mesurés par la pompe manuelle fournie dans la boite rassemblant tout le matériel chirurgical nécessaire à la réduction de fracture (Kyphopak® II Tray, *Medtronic*).

IV.3.5.2 Modèle numérique de fracture de type Schatzker III

Les géométries du modèle expérimental ont été modélisées par segmentation de l'image volumique du plateau tibial expérimental acquise à l'état fracturé avec le ballonnet en position (0 cm^3)(Figure IV.

23 -a). Le ballonnet chirurgical est intégré au modèle numérique après identification de sa position sur l'image volumique. La méthode d'intégration du ballonnet est similaire à celle décrite précédemment (Figure IV. 23 -b). De même, le maillage, les propriétés matériaux, les conditions limites et la simulation numérique sont similaires à celles décrites dans le paragraphe IV.3.4 page 157.

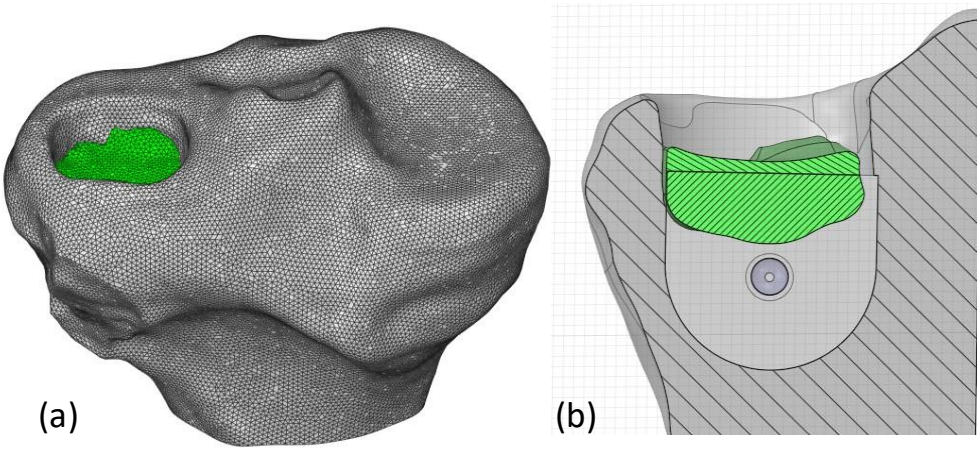


Figure IV. 23 : (a) Les structures osseuses segmentées et reconstruites à partir de l'image volumique du plateau tibial expérimental. (b) Ballonnet placé dans sa cavité suivant une coupe coronale.

Le temps de calcul de la simulation était de 4h50 sur ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i7 avec 64 Go de RAM. La Figure IV. 24 présente la fracture à l'état initial, à l'état réduit et les champs de déplacements associés à la réduction numérique de la fracture avec 1,6 cm^3 de liquide dans le ballonnet.

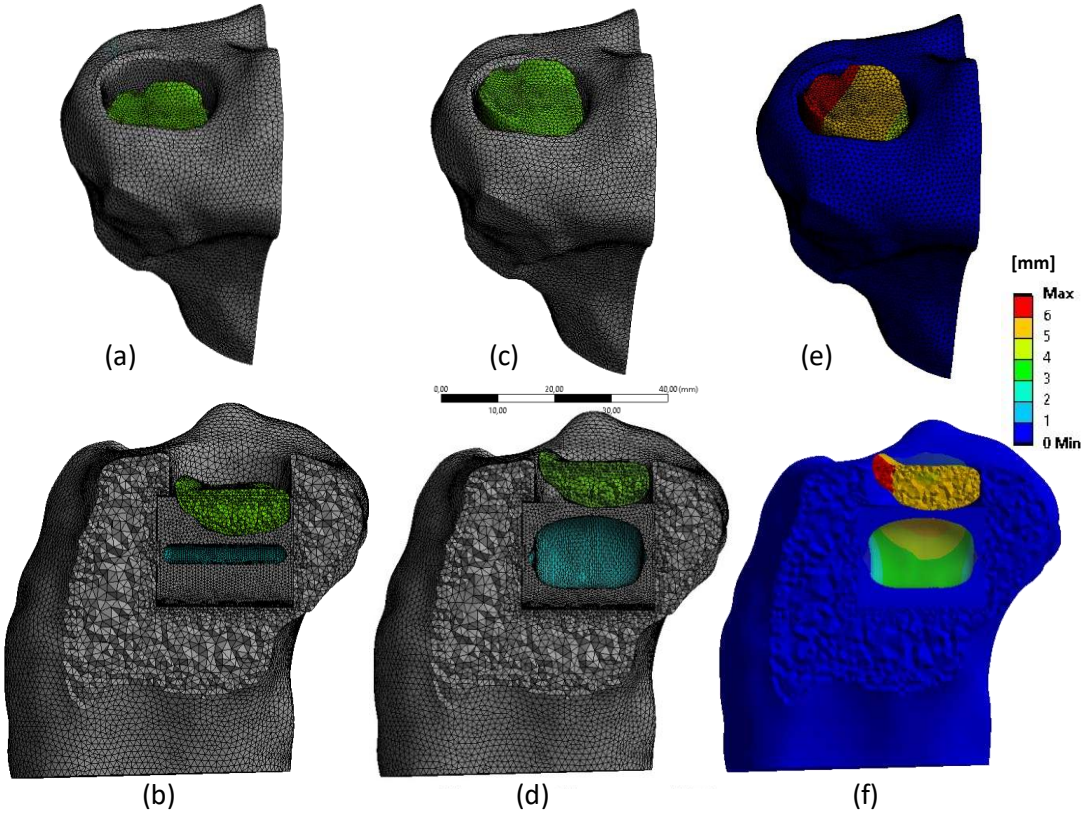


Figure IV. 24 : (a, b) Fracture numérique à l'état initial. (c, d) Fracture réduite numériquement par gonflement de ballonnet. (e, f) Champ des déplacements associé à la réduction numérique. Les figures (a), (c) et (e) présente un point de vue postérieur. Les figures (b), (d) et (f) présente un plan de section sagittal contenant l'axe du ballonnet.

IV.3.5.3 Confrontation entre l'expérimentation et la simulation numérique

La confrontation entre la réduction obtenue expérimentalement avec 2 cm^3 de liquide dans le ballonnet et la simulation numérique montre une réduction similaire pour 1,6 cm^3 de liquide dans le ballonnet (Figure IV. 25 -a). Dans cette configuration, la pression dans le ballonnet est de 1,31 MPa (189 PSI). En comparaison, la réduction expérimentale a été obtenue avec l'injection de 2 cm^3 de liquide dans le ballonnet et une pression de 0,98 MPa (143 PSI).

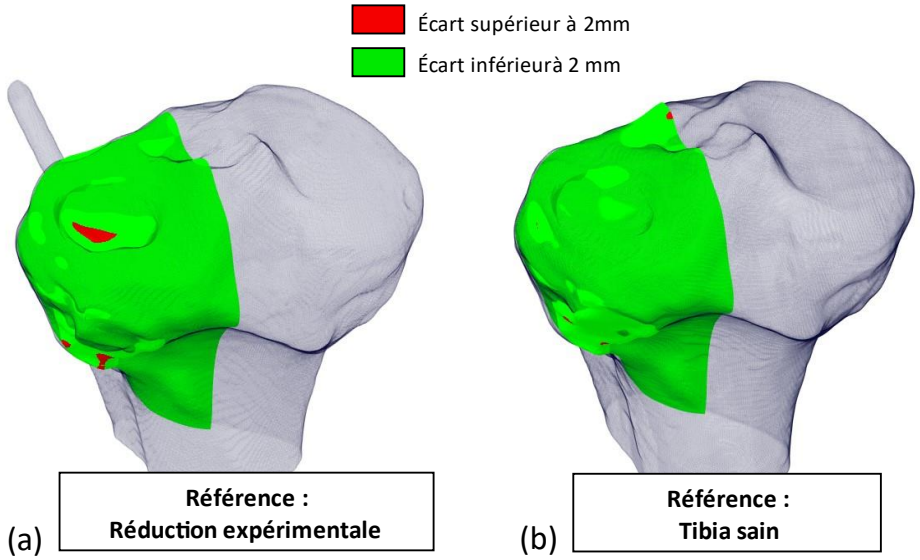


Figure IV. 25 : (a) Cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et la réduction expérimentale. (b) Cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et le tibia sain, avant fracture.

La Figure IV. 25 –a présente la cartographie des écarts entre la réduction simulée et la réduction obtenue expérimentalement. On observe une élévation légèrement supérieure en simulation numérique par rapport à l'expérimentation. La Figure IV. 25 –b présente la cartographie des écarts entre la réduction simulée et le plateau tibial sain, avant fracture. On observe que la surface articulaire obtenue par simulation numérique est en accord avec la surface articulaire saine.

IV.3.5.4 Discussion

La comparaison entre la fracture simulée numériquement et la réduction obtenue expérimentalement montre une différence de volume d'injecté de 0,4 cm^3 et une différence de pression dans le ballonnet de 0,33 MPa (46 PSI), pour une réduction équivalente. Ces écarts peuvent être considérés comme faibles, ils montrent une adéquation entre la simulation numérique et l'expérimentation pour le cas investigué.

Néanmoins, nous proposons de discuter les sources pouvant expliquer ces faibles différences de volume et de pression. Tout d'abord, les propriétés matériaux allouées au modèle numérique ont été uniformisées et ne représentent la répartition hétérogène de la densité osseuse spécifique au spécimen étudié. Cette hypothèse est justifiée par le souhait de quantifier la cinématique associée au fragment osseux plus que la caractérisation du comportement mécanique dans la structure osseuse. Cependant, la structure osseuse environnant le ballonnet représentée par des ressorts peut exercer une influence non négligeable sur le comportement du ballonnet et la transmission du gonflement jusqu'aux structures osseuses. Actuellement, la raideur des ressorts modélisant la structure osseuse environnante au ballonnet est définie par la relation $K = \frac{a \times E}{L}$ avec a la surface représentée, E le module d'Young et L la longueur du ressort. Cependant, les paramètres a et E sont fixés. La raideur dépend donc uniquement de la longueur du ressort. Un prise en compte de la densité osseuse locale

pour définir le module d'Young E permettrait une meilleure modélisation de l'os environnant le ballonnet chirurgical et permettrait une spécification des propriétés matériaux au patient étudié. Ceci à l'image des méthodes utilisées pour la construction de modèles éléments finis homogénéisés (h-EF) (Chapitre II, Chapitre V).

De plus, d'éventuels défauts géométriques liés à la segmentation des images volumiques (Chapitre II) peuvent également provoquer un comportement cinématique différent entre une réduction simulée numériquement et une réduction expérimentale. De même, l'ensemble des étapes permettant la modélisation de l'os et du geste chirurgical exprimés dans le chapitre II peuvent être des sources d'écarts entre la simulation numérique et la réalité.

Au regard de l'évaluation réalisée par confrontation de la simulation avec l'expérimentation, la modélisation numérique de la réduction de fracture par ballonnet semble être un outil prometteur offrant une fiabilité satisfaisante. Cependant, une évaluation incluant plus de spécimens et d'autres schémas de fracture devrait être menée avant le développement d'un outil numérique pour l'aide au planning chirurgical.

Les méthodes d'évaluation par confrontation des réductions numériques ne devraient pas être limitées à l'évaluation de la surface articulaire. Cependant, les études expérimentales permettant de quantifier la cinématique des fragments osseux associée semblent peu développées. Dans le paragraphe suivant, nous proposons d'analyser expérimentalement la réduction de fracture du plateau tibial dans le but de quantifier la cinématique des fragments osseux lors du gonflement de ballonnet et permettre l'évaluation et la validation plus avancée des modèles numériques.

IV.4 ANALYSE EXPERIMENTALE DE LA REDUCTION DE FRACTURE

Avec la Tubéroplastie, la restauration de la surface articulaire des plateaux tibiaux est obtenue par le gonflement du ballonnet chirurgical. Pour les cliniciens, appréhender la cinématique des fragments pour obtenir une surface articulaire satisfaisante n'est pas toujours aisée. En parallèle, alors que la modélisation numérique semble une voie prometteuse pour fournir des informations pertinentes. Comme cela vient d'être discuté, l'évaluation et la validation des modèles numériques nécessitent une confrontation avec des approches expérimentales.

Dans ce paragraphe, nous proposons d'analyser expérimentalement la réduction de fracture du plateau tibial par Tubéroplastie. Pour cela, nous emploierons des méthodes de mesures optiques développées par l'équipe de recherche PEM à l'Institut Pprime de l'Université de Poitiers. L'analyse de la cinématique des fragments osseux en surface par stéréo-suivi de marqueurs sera tout d'abord effectuée. Puis nous évaluerons l'utilisation de la DVC pour la mesure des champs de déplacements volumiques des fragments osseux lors de la réduction.

IV.4.1 Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs

IV.4.1.1 Préparation des spécimens

L'analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs a été menée sur deux complexes tibia-fibula issus du don du corps (ABS Lab - numéro DC-2019-3704).). Lors de la dissection, les tissus mous ont été retirés à l'exception de la capsule tibio-fibulaire conservée pour maintenir le tibia et la fibula solidaires. Seul le tiers proximal des segments a été conservé et leur base a été coulée dans de la résine Polyuréthane (Allrane®, *Allrim*). Le premier spécimen est un complexe tibia-fibula proximal gauche, la donneuse était une femme de 95 ans. Le deuxième spécimen est un complexe tibia-fibula proximal droit, la donneuse était une femme de 88 ans.

Les complexes ont par la suite été fracturés par un protocole produisant des fractures de type Schatzker II (Vendeuvre et al., 2018). Ce protocole inclut la séparation d'un tiers du plateau latéral à l'aide d'une lame et un enfoncement du centre du plateau latéral à l'aide d'une rondelle métallique (Figure IV. 26 -a). Les plateaux tibiaux fracturés étaient composés d'une séparation partielle et d'un enfoncement de 5 mm. Lorsque les spécimens n'étaient pas utilisés, ils étaient conservés hydratés et stockés à -22 °C.

Le stéréo-suivi de marqueurs consiste à déterminer les coordonnées spatiales de marques à l'aide de deux caméras capturant la même scène sous un angle différent (Chapitre I - *I.4.2.1 Le stéréo-suivi de marqueurs* page 47). Les caméras enregistrent périodiquement des couples d'images sur lesquelles les marqueurs sont visibles. L'identification des marqueurs sur les images nécessite un fort contraste entre les marqueurs et leur environnement. Pour cette étude, deux dépôts de marqueurs ont été proposés. Le premier est un dépôt de taches noires directement sur la surface du plateau tibial (Figure IV. 26 -b). Le deuxième est un dépôt de taches blanches sur fond noir (Figure IV. 26 -c).

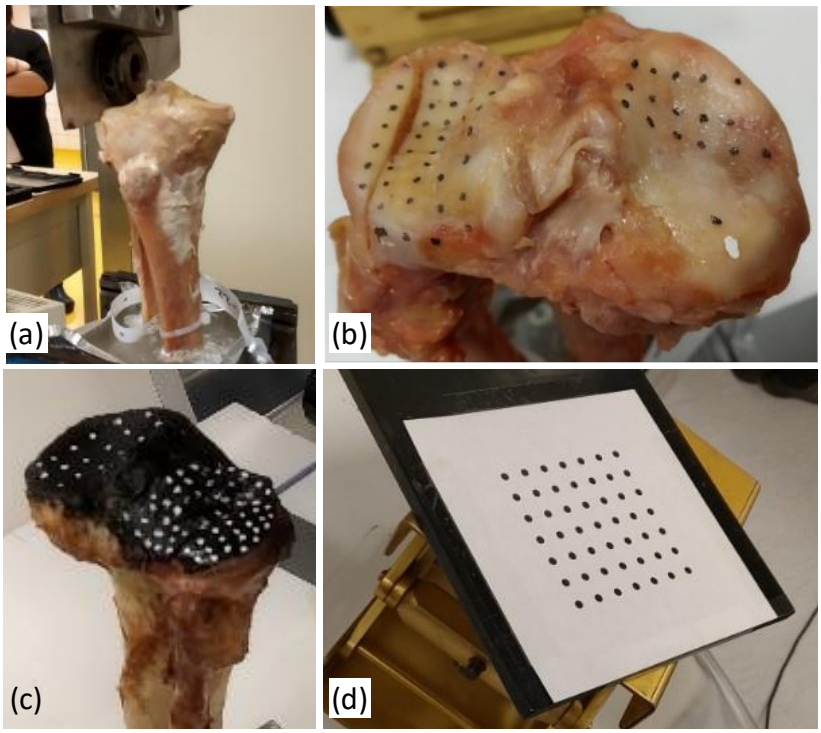


Figure IV. 26 : (a) Obtention d'une fracture de type Schatzker II en laboratoire. (b) Dépôt de marques noires sur la surface du plateau tibial. (c) Dépôt de marques blanches sur fond noir. (d) Mire de calibration.

IV.4.1.2 Stéréo-suivi de marqueurs et acquisition d'images par CT-scan clinique

Le déplacement des marqueurs est observé par le système stéréoscopique composé des caméras pilotées par le logiciel DEFTAC 3D. Une fois installé sur site, le système est calibré avant l'expérimentation à l'aide d'une mire de calibration (Figure IV. 26 -d). Le centre de la mire détermine le centre du repère associé au système de calibration. Une fois le système calibré, le spécimen est fixé rigidement dans le champ de vision des deux caméras.

La réduction de fracture est obtenue par Tubéroplastie (Vendeuvre et al., 2013) et est pratiquée par un chirurgien orthopédiste. Le ballonnet chirurgical est un KYPHON XPANDER™ II modèle KX203 commercialisé par *Medtronic.* Celui-ci est introduit sous l'enfoncement avant d'être gonflé progressivement. Lors du gonflement, la position des marques situées sur le plateau tibial est analysée par le système de stéréo-suivi de marqueurs à une fréquence de 0,5 Hz.

Chaque incrément de 0,5 cm^3 de liquide injecté dans le ballonnet, le gonflement est stoppé afin de permettre l'acquisition d'une image volumique par CT-scan clinique (Figure IV. 27). Pour cela, le spécimen est translaté au centre du CT-scan à l'aide d'une table dédiée contrôlée numériquement. Le CT-scan utilisé était un scanner à rayons X clinique (Aquilion ONE, GENESIS Edition, Canon). L'image reconstruite correspondait à une matrice de $512 \times 512 \times 640\ voxels$ pour une taille de voxel de $0{,}468\ mm \times 0{,}468\ mm \times 0{,}250\ mm$. Avec le même système d'imagerie, une acquisition des plateaux tibiaux dans leur état sain, avant fractures, a également été réalisée.

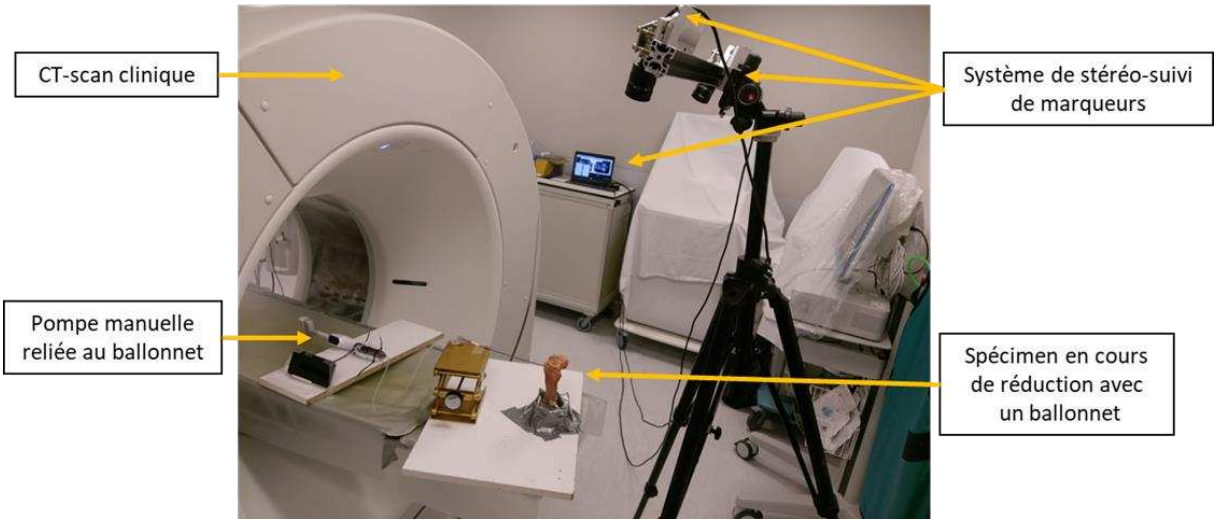


Figure IV. 27 : Réduction de fracture sous le système de stéréo-suivi de marqueurs avec contrôle périodique par CT-scan clinique

Le logiciel DEFTAC 3D est utilisé pour la calibration, le contrôle des caméras et le calcul des positions spatiales de chaque marque. Un état de gonflement correspond à l'acquisition d'un couple d'images par le système de stéréo-suivi de marqueurs. Pour le premier spécimen, 49 états ont été analysés répartis en 5 phases d'enregistrement. Pour le second spécimen, 49 états ont été analysés répartis en 4 phases d'enregistrement (Tableau IV. 5).

Premier spécimen		Second spécimen	
Enregistrement	**Action associée**	**Enregistrement**	**Action associée**
n°1	Gonflement 0 cm^3 à 0,5 cm^3	n°1	Gonflement 0 cm^3 à 0,5 cm^3
n°2	Gonflement 0,5 cm^3 à 1 cm^3	n°2	Gonflement 0,5 cm^3 à 1 cm^3
n°3	Gonflement 1 cm^3 à 1,5 cm^3	n°3	Gonflement 1 cm^3 à 1,5 cm^3
n°4	Gonflement 1,5 cm^3 à 2 cm^3	n°4	Dégonflement 1,5 cm^3 à 0 cm^3
n°5	Dégonflement 2 cm^3 à 0 cm^3		

Tableau IV. 5 : Les phases d'enregistrement par le système de stéréo-suivi de marqueurs pour chaque spécimen

Sur le premier spécimen, 32 marqueurs ont été analysés (Figure IV. 28 -a). Sur le deuxième spécimen, 54 marqueurs ont été analysés (Figure IV. 28 -b).

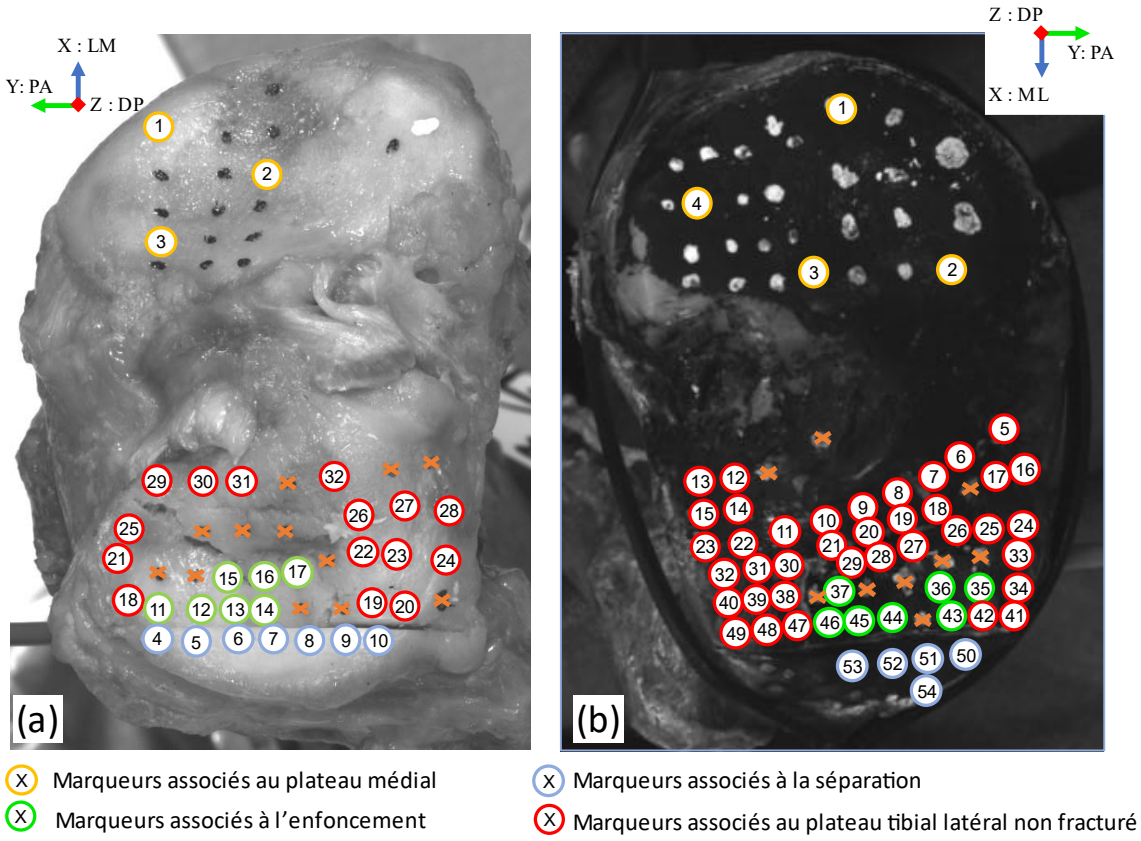


Figure IV. 28 : Les marqueurs analysés par stéréo-suivi de marqueurs lors de la réduction de fracture par ballonnet. (a) Premier spécimen (b) Second spécimen

IV.4.1.3 Traitement des données

Pour chaque état de gonflement analysé, le logiciel DEFTAC 3D calcule les coordonnées spatiales des marqueurs. Ces données sont par la suite traitées à l'aide de scripts spécifiques développés sur logiciel Scilab (Version 6.0.2, *Scilab Enterprises*). Les marqueurs n°1, n°2 et n°3 sont utilisés pour retirer les éventuels déplacements de corps rigide uniforme produits durant la réduction. L'algorithme développé sous Scilab permet alors de :

- Visualiser l'évolution de la position d'un ou plusieurs marqueurs au cours du gonflement.
- Visualiser l'évolution du déplacement d'un ou plusieurs marqueurs au cours du gonflement.
- Exporter les marqueurs sous un format compatible avec le logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) SpaceClaim (*Ansys Inc.*).

IV.4.1.4 Évaluation du comportement de la séparation lors de la réduction de fracture

Les fractures du type Schatzker II produites expérimentalement présentent une séparation et un enfoncement du plateau tibial latéral. Sur le premier spécimen, le marqueur n°7 est situé sur le fragment séparé (Figure IV. 28 -a). L'analyse de ce marqueur montre un déplacement médio-latéral atteignant 6,1 mm lors du gonflement maximum du ballonnet, à la fin de l'enregistrement n°4 (Figure IV. 29 -a). Ce déplacement élevé est notamment dû à l'absence de tissus mous et l'absence de la pince chirurgicale métallique (Davier à pointe) utilisée lors de la pratique clinique pour maintenir en position le fragment séparé.

Pour le deuxième spécimen, la constriction provoquée par les tissus mous et la pince chirurgicale est modélisée par l'utilisation d'un collier autobloquant en plastique de type Colson™ positionné autour du plateau tibial. Ce type de collier a l'avantage de ne provoquer aucun artéfact sur l'image volumique

acquise par le CT-scan. Le marqueur n°51, placé sur le fragment séparé du deuxième spécimen, montre un déplacement latéral maximum de 1,5 mm, bien inférieur à celui observé sur le premier spécimen (Figure IV. 29 -b). En observant le déplacement après dégonflement sur chacun des spécimens, l'amplification de la séparation est alors de 2,5 mm sans collier et de 0,8 mm avec un collier.

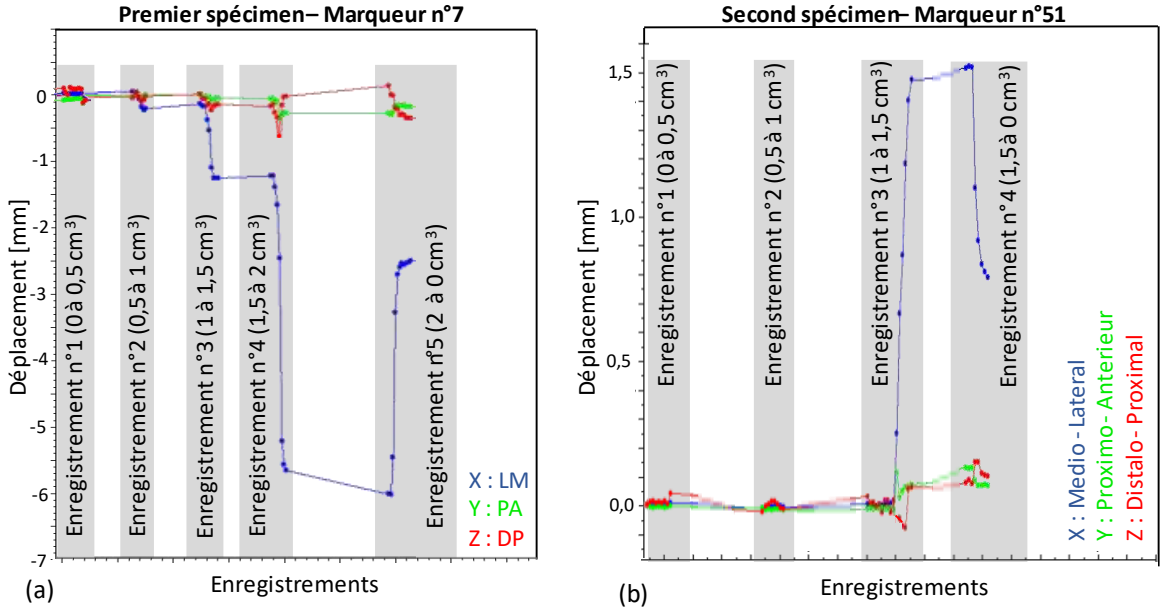


Figure IV. 29 : (a) Déplacements directionnels associés au marqueur n°7 situé sur la séparation du premier spécimen. (b) Déplacements directionnels associés au marqueur n°51 situé sur la séparation du deuxième spécimen.

L'évaluation du comportement de la séparation partielle par stéréo-suivi de marqueur montre l'intérêt de la constriction des tissus mous et de la pince chirurgicale pour limiter l'ouverture de la séparation durant le gonflement du ballonnet chirurgical. Dans la pratique clinique, la séparation peut être totale, dans ce cas l'utilisation d'une pince chirurgicale est d'autant plus justifiée.

IV.4.1.5 Évaluation du comportement de l'enfoncement lors de la réduction de fracture

L'analyse de l'évolution de l'enfoncement est menée suivant trois approches :

(1) Comparaison de la positon des marqueurs sur le l'enfoncement par rapport à la position des marqueurs situés autour de l'enfoncement, suivant la direction distalo-proximale (Z).
(2) Quantification du déplacement d'un marqueur situé sur l'enfoncement par rapport à l'enfoncement créé expérimentalement.
(3) Comparaison de la distance 3D entre les marqueurs et la géométrie saine.

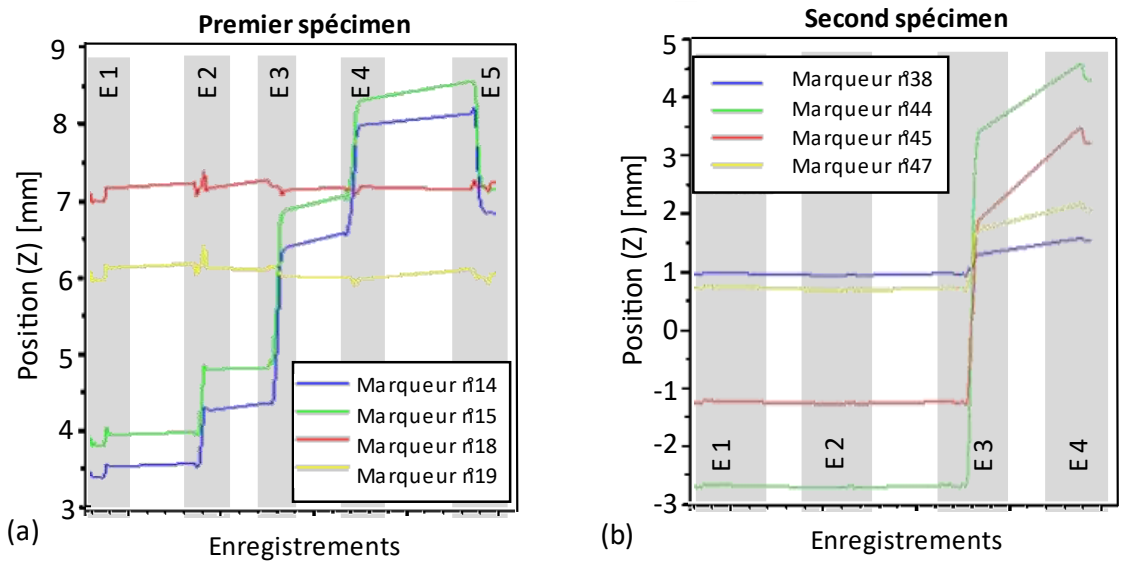


Figure IV. 30 : (a) Premier spécimen- Évolution de la position distalo-proximale (Z) des marqueurs n°14 et n°15 situés sur l'enfoncement par rapport aux marqueurs n°18 et n°19 situés aux alentours de l'enfoncement.
(b) Second spécimen - Évolution de la position distalo-proximale (Z) des marqueurs n°44 et n°45 situés sur l'enfoncement par rapport aux marqueurs n°38 et n°47 situés aux alentours de l'enfoncement.

En accord avec **la première méthode**, la Figure IV. 30 présente l'évolution de la position de marqueurs situés dans l'enfoncement par rapport à des marqueurs situés aux alentours de l'enfoncement. Cette méthode permet d'évaluer si l'enfoncement est réduit en accord avec les points positionnés à proximité de l'enfoncement. La Figure IV. 30- a montre que pour le premier spécimen une réduction convenable est obtenue à la fin de l'enregistrement n°3 correspondant à l'injection de 1,5 cm^3 de liquide dans le ballonnet. L'ajout de liquide lors du 4e enregistrement produit une élévation de l'enfoncement supérieur aux marqueurs situés aux alentours de l'enfoncement. Lors du dégonflement du ballonnet pendant l'enregistrement n°5, une perte d'élévation est observée produisant une réduction finale satisfaisante. Sur le premier spécimen, la perte d'élévation lors du dégonflement est supérieure à 1 mm probablement du fait de l'absence du collier de type Colson™.

Sur la Figure IV. 30-b, correspondant au second spécimen, on peut observer que les marqueurs n° 44 et n°45 (Figure IV. 28) atteignent une hauteur supérieure aux marqueurs environnants (n°38 et n°47) durant l'enregistrement n°3 associée à l'injection de 1,5 cm^3 de liquide dans le ballonnet. Ce comportement est synonyme d'une sur-réduction. Pour ce spécimen, la sur-réduction est conservée même après le dégonflement du ballonnet lors du 4e enregistrement.

Le plateau tibial n'étant pas une surface plane, il peut être difficile de définir si les marqueurs situés aux alentours de l'enfoncement peuvent servir de référence pour l'évaluation de la réduction de fracture.

La deuxième méthode d'analyse est basée sur l'évaluation des déplacements d'un marqueur situé sur l'enfoncement au regard de l'enfoncement créé expérimentalement. L'enfoncement créé est de 5 mm de profondeur.

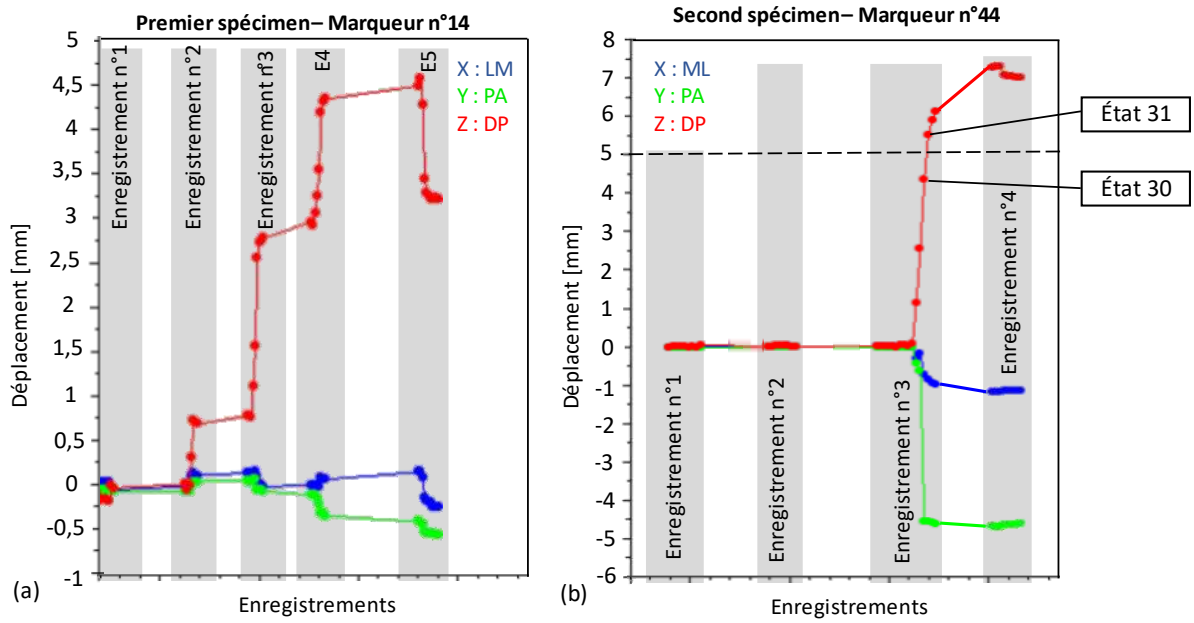


Figure IV. 31 : (a) Premier spécimen - Les déplacements associés au marqueur n°14 situé sur l'enfoncement (b) Second spécimen - Les déplacements associés au marqueur n°44 situé sur l'enfoncement

La Figure IV. 31-a présente les déplacements du marqueur n°14 (Figure IV. 28) associé à l'enfoncement du premier spécimen. Nous pouvons observer que l'élévation est inférieure à 5 mm à son maximum. À l'issue du dégonflement, le déplacement distalo-proximal associé au marqueur n°14 est de 3,1 mm soit une sous réduction 1,9 mm. D'un point de vue clinique cette réduction est acceptable.

La Figure IV. 31-b présente les déplacements du marqueur n°44 associé à l'enfoncement du second spécimen. Avec la deuxième méthode d'analyse, nous pouvons également constater une sur-réduction de l'enfoncement. Une réduction optimale, au regard de l'enfoncement produit expérimentalement, peut être identifiée entre l'état n°30 et l'état n°31 durant l'enregistrement n°3 (Figure IV. 31-b). À l'issue de l'enregistrement n°3 associé à l'injection de 1,5 cm^3 de liquide dans le ballonnet, une élévation de l'enfoncement de 6,1 mm est observée. Au début de l'enregistrement n°4, l'élévation observée est de 7,4 mm. L'intervalle entre ces deux enregistrements correspond à l'acquisition d'une image par CT-scan. La différence observée montre une élévation passive dissociée de l'injection de liquide pouvant être attribuée à un phénomène de relaxation. Nous pouvons observer que sur le second spécimen incluant le collier de type Colson™, l'élévation de l'enfoncement s'avère faiblement impacté par le dégonflement du ballonnet lors de l'enregistrement n°4 (Figure IV. 31-b). Pour le second spécimen, la sur-réduction de fracture après dégonflement du ballonnet est de 1,2 mm. D'un point de vue clinique, cette réduction est acceptable.

La troisième méthode d'analyse consiste à évaluer la position des marqueurs au regard de la géométrie saine. Cette méthode est uniquement présentée sur le second spécimen. Les géométries numériques sont obtenues par segmentation des images volumiques acquises par le CT-scan clinique. L'analyse est réalisée à l'aide de scripts personnalisés sur le logiciel Scilab et avec le logiciel de CAO Ansys SpaceClaim (Version 2019.R1, *Ansys Inc.*). Dans un premier temps, le repère associé au CT-scan et le repère associé au système de stéréo-suivi de marqueurs sont mis en commun grâce à la géométrie numérique de l'état fracturé non réduit (État n°1) (Figure IV. 32).

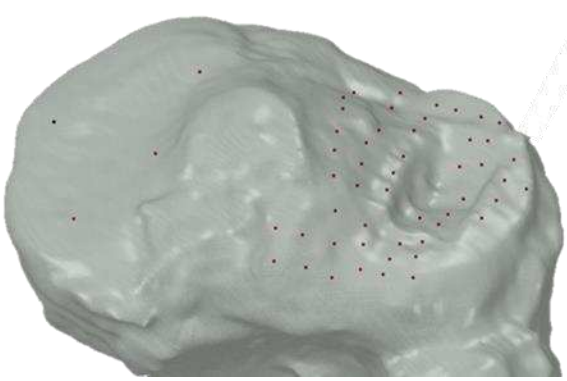


Figure IV. 32 : Recalage des repères associés au CT-scan et au système de stéréo-suivi de marqueurs

Par la suite, les différents états de réduction peuvent être évalués au regard du plateau tibial sain. La Figure IV. 33 présente l'évaluation de la distance entre les marqueurs et la surface du plateau tibial sain pour les états n°1, n°30 et n°31. On observe alors que la réduction optimale est bien associée à un état intermédiaire aux états n°30 et n°31. En effet, pour l'état n°30 une réduction partielle de la zone enfoncée est observée, caractérisée par la présence de bleu sur l'enfoncement Figure IV. 33 -b. Pour l'état n°31, une faible sur-réduction est présente, caractérisée par une couleur rouge sur l'enfoncement Figure IV. 33 -c. L'évaluation de la réduction de l'enfoncement par stéréo-suivi de marqueurs montre la restauration uniforme de la surface du plateau tibial à l'aide du ballonnet.

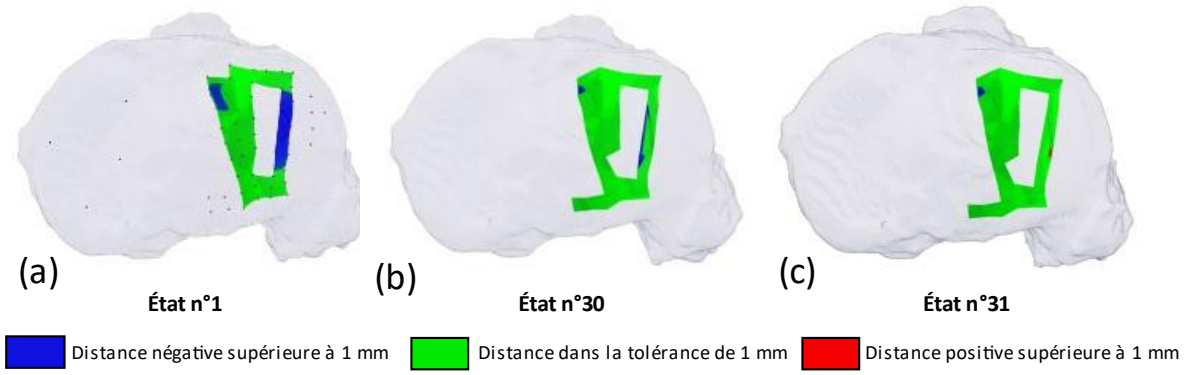


Figure IV. 33 : Évaluation de la distance entre les marqueurs et la surface du plateau tibial sain pour les états n°1, n°30 et n°31, pour le second spécimen. La couleur bleue est associée à une dépression par rapport au tibia sain, la couleur rouge est associée à une sur-réduction par rapport au tibia sain.

Cette étude a permis de caractériser tridimensionnellement la restauration progressive de la surface articulaire lors du gonflement du ballonnet. L'étude de la cinématique du fragment séparé a souligné l'intérêt de la constriction des tissus mous et de l'utilisation un davier à pointe pour d'empêcher l'ouverture de la séparation durant le gonflement du ballonnet.

Le stéréo-suivi de marqueurs permet d'identifier la cinématique des fragments osseux par observation de la surface articulaire et son évolution au cours de la rédaction de fracture. Cette méthode de mesures offre une précision théorique de 0,025 pixel soit 0,001 mm dans notre cas. Cependant, cette méthode peut être lourde à mettre en place et nécessite la dissection des tissus mous pour observer des marqueurs positionnés sur le plateau tibial. Dans le but d'obtenir une évaluation des champs de déplacements dans la structure osseuses, sous la surface, et de permettre de réaliser ces mesures

malgré la présence de tissus mous, nous proposons dans le prochain paragraphe la mise en œuvre et l'évaluation d'une nouvelle méthode de mesure.

IV.4.2 Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par corrélation d'images volumiques

La corrélation d'images volumiques (DVC : Digital Volume Correlation) a été présentée pour la première fois en 1999 par Bay et al. pour la mesure de micro-déplacements et micro-déformations des structures osseuses à partir de deux images volumiques. Depuis, l'intérêt de la DVC a largement été étudié principalement sur l'os trabéculaire avec une taille d'échantillon généralement aux alentours d'une dizaine de millimètres et des images volumiques issues de la tomographie à rayons X micro-focalisée (µCT-scan)(Bay et al., 1999; Zauel et al., 2006; Germaneau, 2007; Liu and Morgan, 2007; Hussein et al., 2012; Dall'Ara et al., 2014; Gillard et al., 2014; Roberts et al., 2014; Costa et al., 2017). Les µCT-scans sont des systèmes d'imagerie qui ne sont pas présents en clinique du fait de la haute irradiation des échantillons et de la faible taille des échantillons analysable. De nombreuses différences existent entre les CT-scans cliniques et les µCT-scans notamment en termes de résolution des images produites et de la technologie employée.

À notre connaissance, seule une étude fait référence à l'utilisation de la DVC avec des images acquises par un CT-scan clinique (Ridzwan et al., 2018). Dans leur étude, les auteurs utilisent, entre autres, la DVC pour évaluer la validité d'un modèle éléments finis de fémur proximal pour la prédiction de fracture. Alors que l'étude discute de l'intérêt potentiel de l'utilisation de la DVC pour l'évaluation de modèle numérique, elle ne propose pas d'évaluation des mesures obtenues par DVC. Récemment, deux études ont montré la faisabilité de la mesure de champs de déplacements et de déformations *in vivo* dans les structures osseuses et les disques intervertébraux à partir à l'aide d'images volumiques issues d'IRM (Tavana et al., 2020b, 2020a).

L'objectif de ce paragraphe est d'évaluer si la DVC peut mesurer le déplacement de fragment osseux durant la réduction de fracture du plateau tibial avec une précision satisfaisante au regard des besoins cliniques. Le premier besoin clinique est de permettre la compréhension de la cinématique des fragments osseux par visualisation des champs de déplacements dans la structure osseuse. Le deuxième besoin clinique est de pouvoir fournir une précision de la mesure du déplacement d'environ 0,5 mm. Cette valeur correspond à un dixième du step-off tolérable dans la pratique clinique (Vendeuvre and Gayet, 2020).

Dans ce paragraphe, nous proposons tout d'abord d'évaluer la mesure par DVC à partir de translations unidirectionnelles de structures poreuses dans un CT-scan clinique. Par la suite, la mesure du déplacement de fragment osseux lors de la réduction de fracture sera évaluée par stéréo-suivi de marqueurs.

IV.4.2.1 Pré-étude : évaluation de la DVC par micro-translations unidirectionnelles

Dans cette pré-étude, nous souhaitons observer la précision de la mesure associée à un déplacement unidirectionnel de structures poreuses dans le CT-scan clinique. Pour les besoins de l'étude, un banc a été conçu pour imposer des µ-translations dans la direction radiale ou dans la direction axiale du CT-scan. Le banc d'étude est composé d'une table de guidage sur lequel un plateau est fixé. Le déplacement du plateau est piloté par la table de guidage et est contrôlé avec un capteur de déplacement à contact (*Mahr,* modèle P 2004 M). La précision du capteur communiquée par le fournisseur est de $\pm$ 0,92 µm sur une étendue de mesure de 4 mm. Un échantillon d'os trabéculaire synthétique est placé sur le plateau au centre du CT-scan (Figure IV. 34).

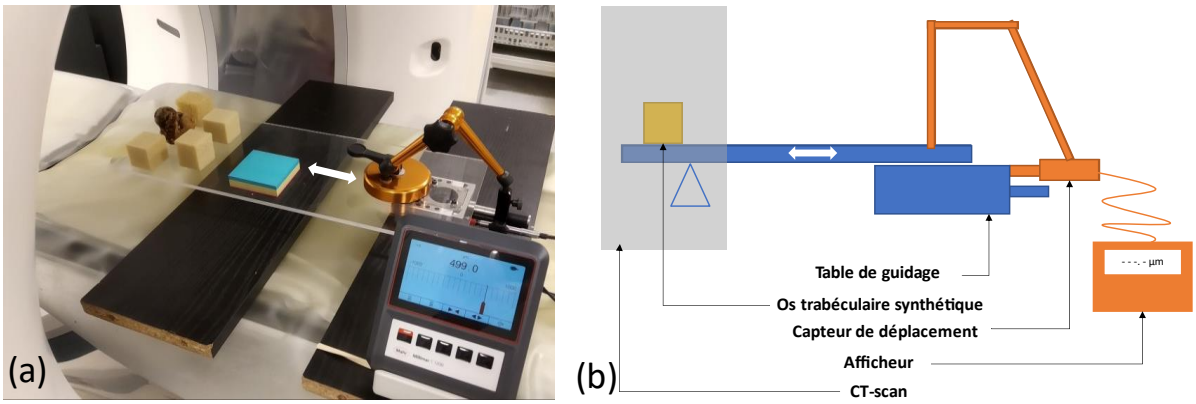


Figure IV. 34 : (a) Dispositif expérimental pour imposer une µ-translation à de l'os trabéculaire synthétique. (b) Schématisation du banc d'étude. Le banc d'étude est présenté en configuration « translation axiale ».

L'os trabéculaire synthétique étudié est conçu par l'entreprise *Sawbone*. Ce substitut en polyuréthane est composé de pores de 0,5 à 2,5 mm de diamètre pour une masse volumique de 0,12 g/cm^3. L'échantillon analysé est un cube de 40 mm de côté.

Pour chacune des deux directions analysées, trois acquisitions successives sans translation de l'échantillon sont réalisées. Par la suite, une acquisition est obtenue pour chaque incrément de translation d'un dixième de voxel dans la direction concernée. Ainsi, l'incrément de déplacement était de 25 µm dans la direction axiale et de 46 µm dans la direction radiale.

La procédure de DVC nécessite en amont de filtrer les images volumiques pour optimiser leur histogramme sur 256 valeurs (8 bits). La DVC a été menée avec le logiciel X-DVCorrel développé au sein de l'équipe de recherche (Valle et al., 2019). Pour chaque translation imposée, le champ de déplacement dans l'échantillon est analysé avec pour référence l'image volumique associée à une translation nulle. La mesure de champs de déplacement est obtenue sur une région d'intérêt de $50 \times 50 \times 50\ voxels$ au centre de l'échantillon, le taille du sous-volume est de $16 \times 16 \times 16\ voxels$ et le pas entre chaque sous-volume est de 1 voxel. La mesure est obtenue en 99 029 points. La moyenne du champ de déplacement est évaluée au regard de la µ-translation imposée.

La Figure IV. 35 présente la relation entre le déplacement mesuré par DVC et la µ-translation imposée dans les directions radiale et axiale. La Figure IV. 37 et la Figure IV. 36 présentent les différences entre les déplacements mesurés par DVC et les µ-translations imposées dans la direction axiale et la direction radiale.

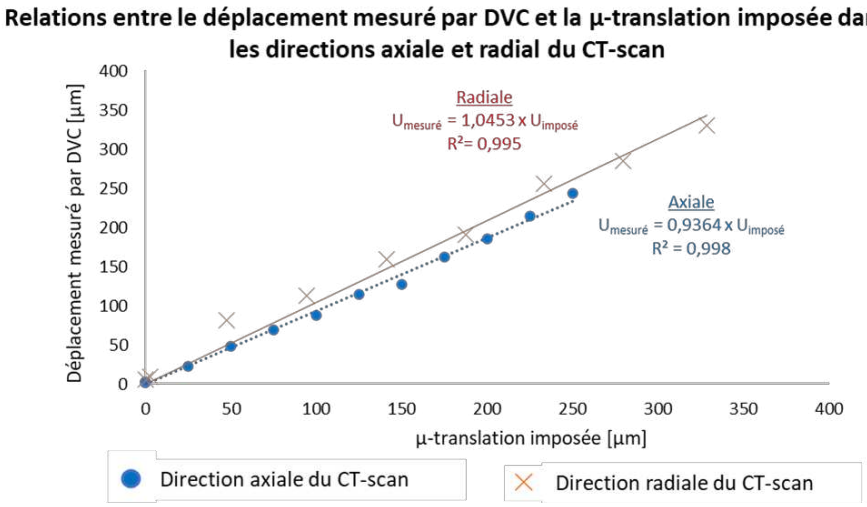


Figure IV. 35 : Relations entre la déformation mesurée par DVC et la µ-translation imposée dans les directions axiale et radiale du CT-scan.

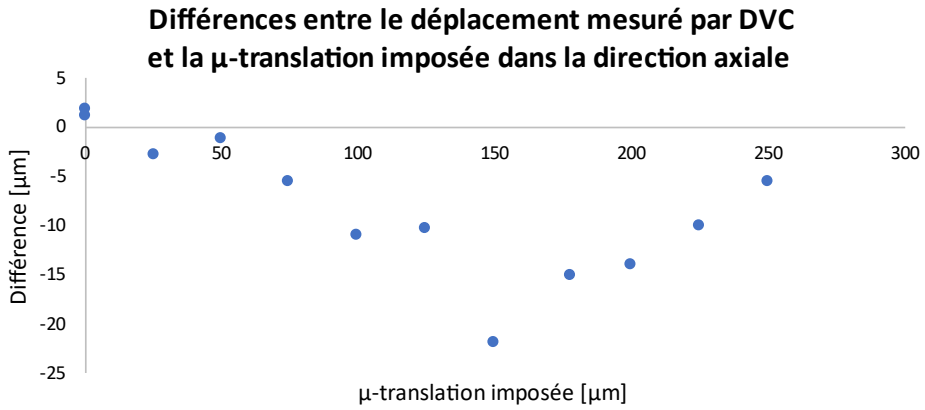


Figure IV. 36 : Différences entre le déplacement mesuré par DVC et la µ-translation imposée dans la direction axiale

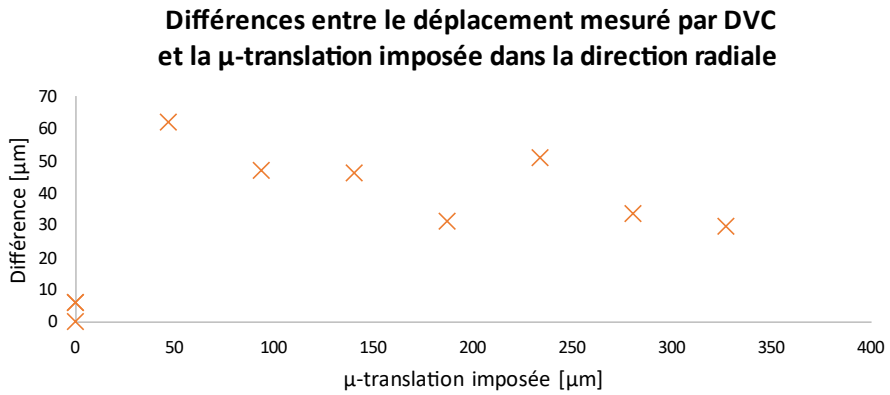


Figure IV. 37 : Différences entre le déplacement mesuré par DVC et la µ-translation imposée dans la direction radiale

L'acquisition successive de trois images volumiques sans translation de l'échantillon nous permet d'analyser l'erreur aléatoire associée à la mesure par DVC. Celle-ci s'avère inférieure à 6 µm. L'erreur de mesure est différente dans la direction axiale et la direction radiale du fait des voxels non cubiques ayant une taille plus faible suivant la direction axiale. Néanmoins, l'erreur de mesure par DVC avec un CT-scan clinique demeure bien inférieure au besoin clinique établi à 0,5 mm dans chacune des deux directions. L'erreur de mesures maximum est de 21,9 µm dans la direction axiale et de 67,7 µm dans

la direction radiale. Ces erreurs en dessous de la taille du voxel sont tout à fait classiques en DVC avec des erreurs de mesures théoriques de 0,015 voxel en interpolation trilinéaire et 0,005 voxel en interpolation tricubique (Valle et al., 2019). L'interpolation utilisée dans cette étude était trilinéaire. Ainsi les erreurs de mesures moyennes exprimées en voxels sont de 0,034 ($\pm$ 0,024) voxel dans la direction axiale et de 0,027 ($\pm$0,022) voxel dans la direction radiale. À titre de comparaison, Sukjamsri et al. (2015) ont obtenu une précision par DVC de 0,06 ($\pm$0,01) voxel en imposant trois translations d'un échantillon d'os porcin dans un µCT-scan. Dans leur revue de la littérature incluant dix études utilisant le DVC sur l'os, Roberts et al. (2014) ont rapporter une pression allant de 0,0011 à 0,58 voxel et une incertitude de 0,005 à 1,12 voxels.

Dans cette pré-étude, nous avons évalué les performances de la DVC avec des images volumiques issues de CT-scans cliniques. À notre connaissance, ce type d'évaluation n'a jamais été publiée. Dans le cas de translations unidirectionnelles, la mesure des champs de déplacements par DVC est donc compatible avec l'utilisation de CT-scan clinique. Dans le paragraphe suivant, nous proposons d'utiliser le stéréo-suivi de marqueurs pour évaluer la mesure des déplacements de fragments osseux par DVC durant la réduction de fracture.

IV.4.2.2 Matériels et méthodes

Le spécimen exploité pour évaluer les mesures obtenues par DVC lors de la réduction de fracture correspond au spécimen n°1 présenté dans le paragraphe *Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs* page 168 (Figure IV. 38). Le spécimen a été fracturé suivant un protocole provoquant des fractures de type Schatzker II (Vendeuvre et al., 2018) et réduit sous un système de stéréo-suivi de marqueurs avec acquisition d'une image volumique par CT-scan clinique chaque incrément de 0,5 cm^3 de liquide injecté dans le ballonnet chirurgical. Afin de réduire d'éventuels artéfacts sur les images volumiques, le liquide de contraste a été dilué à 10 %.

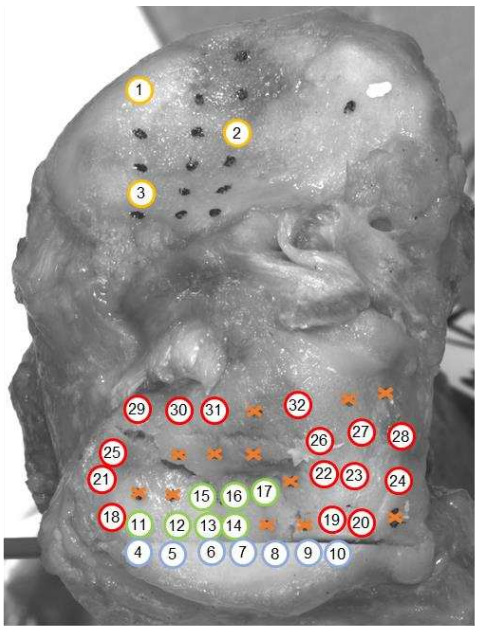


Figure IV. 38 : Le premier spécimen et les 32 marqueurs utilisés pour le stéréo-suivi de marqueurs

La mesure des champs de déplacements par DVC a été réalisée avec pour référence l'image volumique contenant le complexe tibia-fibula fracturé avec le ballonnet chirurgical mis en position non gonflé. L'image volumique de l'état déformé correspondait à l'acquisition obtenue avec 1,5 cm^3 de liquide injecté dans le ballonnet. Les images ont été filtrées pour optimiser leur histogramme sur 256 valeurs (8 bits). Afin de réduire le temps de calcul, la mesure des champs de déplacements a été menée uniquement sur les structures osseuses et non sur toute l'image. Ainsi, un masque de calcul a été généré par segmentation des structures osseuses sur l'image de référence. Comme le gonflement du ballonnet induit une forte modification des valeurs Hounsfield qui peut mener à des erreurs de corrélation, une zone de 12 mm de diamètre autour de l'axe du ballonnet a été retirée du masque de calcul (Figure IV. 39). Le logiciel X-DVCorrel utilisant des ressources GPU a été utilisé sur un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i5-8600 (3,10 GHz) et 32 Go de RAM associés à deux cartes graphiques NVIDIA GTX 1080 Ti. La mesure des champs de déplacements est obtenue dans le masque de calcul, la taille du sous-volume est de $16 \times 16 \times 16$ $voxels$ et le pas entre chaque sous-volume est de 1 voxel. Cette configuration offre 1 610 502 points de mesures sur le spécimen.

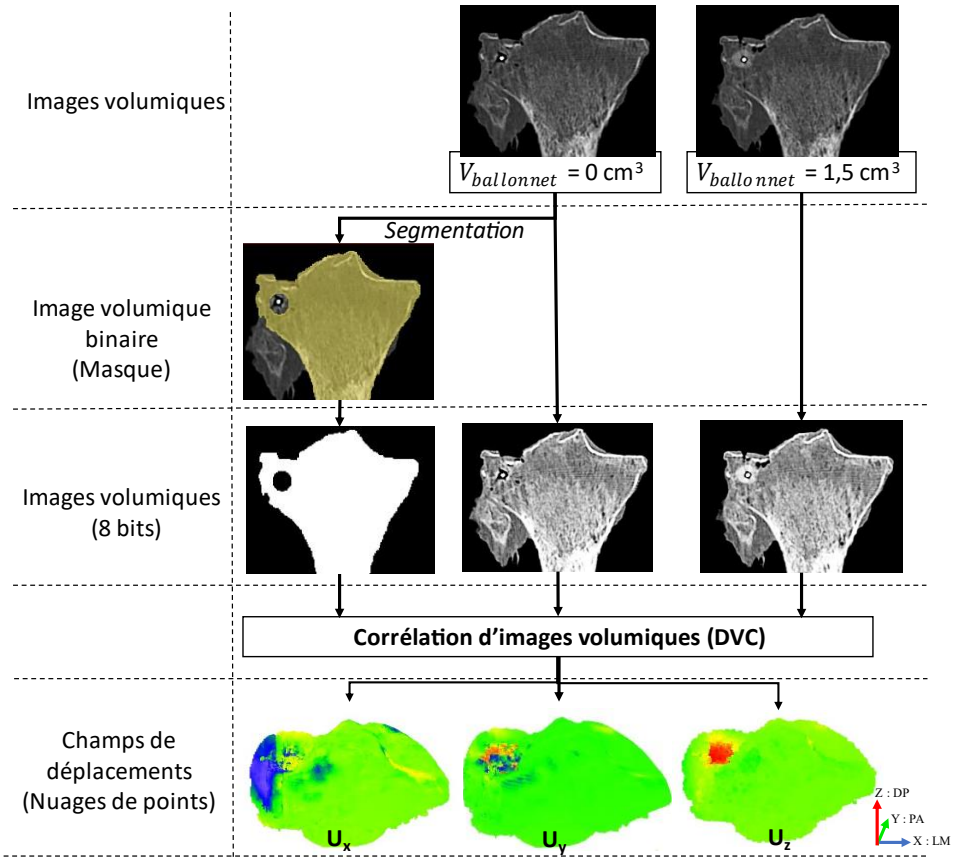


Figure IV. 39 : Logigramme explicatif de la préparation de fichier pour la corrélation d'images volumiques (DVC) pour l'évaluation de la réduction de fractures

Les champs de déplacements mesurés par DVC ont été comparés, sur la surface du plateau tibial à ceux obtenus par stéréo-suivi de marqueurs en accord avec la description réalisée dans le paragraphe *Analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs* page 168. Pour l'évaluation de la DVC, les déplacements directionnels ($U_{x_{suivi_i}}, U_{y_{suivi_i}}, U_{z_{suivi_i}}$) des trente-deux marques situées sur la surface du plateau tibial ont été extraits pour un gonflement du ballonnet avec 1,5 cm^3. Une fois les repères associés au suivi de marqueurs et à la DVC mis en communs, les déplacements directionnels mesurés par DVC à l'emplacement des marques ont été extraits. Pour cela,

trente-deux sphères d'intérêt de 1,5 mm de rayon ont été créées à l'emplacement de chaque marque. La moyenne des déplacements directionnels mesurés par DVC dans la sphère d'intérêt $(U_{x_{DVC_i}}, U_{y_{DVC_i}}, U_{z_{DVC_i}})$ est comparé avec le déplacement mesuré par suivi de marqueurs à la même localisation ($U_{x_{suivi_i}}, U_{y_{suivi_i}}, U_{z_{suivi_i}}$) . Ces étapes sont réalisées à l'aide de scripts spécifiques developpés sur le logiciel Scilab (Version 6.0.2, *Scilab Enterprises*).

IV.4.2.3 Résultats

Corrélation d'images volumiques

Les déplacements directionnels associés aux structures osseuses ont été mesurés par DVC en 1 610 502 points. Le temps de calcul était de 10,3 minutes. La Figure IV. 40 présente les champs de déplacements directionnels obtenus par DVC pour un gonflement de 1,5 cm^3 de liquide dans le ballonnet chirurgical.

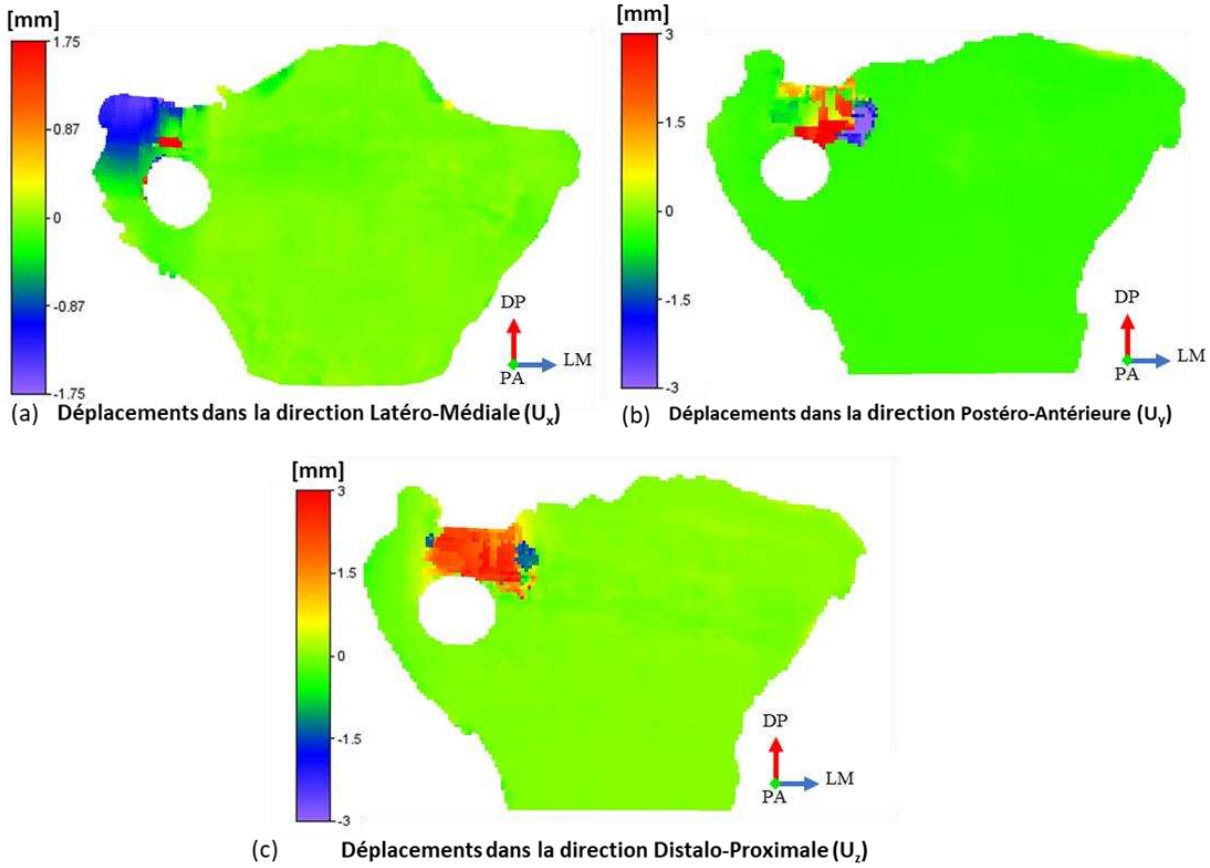


Figure IV. 40 : Champs de déplacements directionnels mesurés par DVC observé sur un plan de section coronale. (a) Champ de déplacements suivant la direction latéro-médiale (X). (b) Champ de déplacements suivant la direction postéro-antérieure (Y). (c) Champ de déplacements suivant la direction distalo-proximale (Z)

Sur la moitié médiale du plateau tibial où aucun fragment n'est présent, les déplacements moyens (± écart-type) mesurés par DVC sont de 0,02 (± 0,69) mm dans la direction latéro-médiale (X), 0,38 (± 0,52) mm dans la direction postéro-antérieure (Y) et -0,01 (± 0,70) mm dans la direction distalo-proximale. Ces valeurs correspondent aux translations de corps rigide uniforme du spécimen entre les acquisitions d'images par le CT-scan.

En ce qui concerne la moitié latérale du plateau tibia présentant des fragments osseux, les déplacements directionnels mesurés par DVC sont présentés dans le Tableau IV. 6 en fonction de leur appartenance à l'enfoncement, la séparation ou à la surface non fracturée du plateau latéral. Les

déplacements directionnels mesurés dans chaque sphère d'intérêt sont présentés indépendamment sur la Figure IV. 41 -a. Pour rappel, les sphères d'intérêt sont localisées au même emplacement que les marques analysées par stéréo-suivi de marqueurs.

Zone			Fragment séparé	Enfoncement	Surface non fracturée
Déplacements mesurés par DVC	Direction Latéro-Médiale (X) [mm]	Moyenne	-1,19	-0,07	-0,14
		Écart-type	0,25	0,19	0,19
	Direction Postéro-Antérieure (Y) [mm]	Moyenne	-0,34	-0,72	-0,42
		Écart-type	0,17	0,49	0,23
	Direction Distalo-Proximale (Z) [mm]	Moyenne	0,08	2,6	-0,01
		Écart-type	0,04	0,52	0,3
Déplacements mesurés par stéréo-suivi de marqueurs	Direction Latéro-Médiale (X) [mm]	Moyenne	-1,15	0,24	0,14
		Écart-type	0,26	0,06	0,06
	Direction Postéro-Antérieure (Y) [mm]	Moyenne	-0,39	-0,6	-0,36
		Écart-type	0,02	0,33	0,2
	Direction Distalo-Proximale (Z) [mm]	Moyenne	0,19	2,43	0,11
		Écart-type	0,07	0,5	0,2

Tableau IV. 6 : (Partie haute) Déplacements directionnels mesurés par DVC dans les sphères d'intérêts. (Partie basse) Déplacements directionnels mesurés par stéréo-suivi de marqueurs

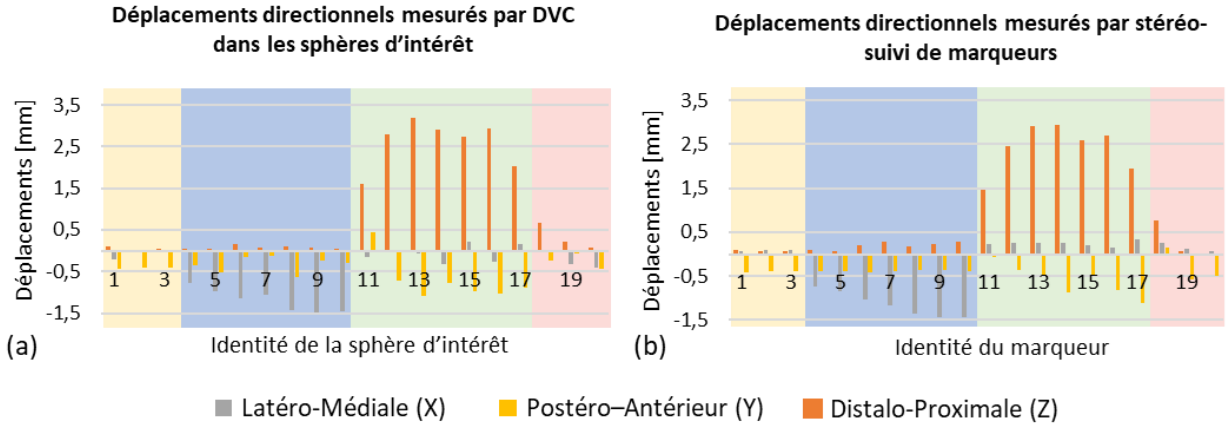


Figure IV. 41 : Graphiques comparatifs entre les mesures de déplacements obtenues par DVC et les mesures obtenues par stéréo-suivi de marqueurs (a) Déplacements directionnels mesurés par DVC dans les sphères d'intérêt. (b) Déplacements directionnels mesurés par stéréo-suivi de marqueurs. Les sphères d'intérêt sont localisées aux mêmes emplacements que les marqueurs. Le fond jaune correspond aux sphères/marqueurs situés sur le plateau médian. Le fond bleu correspond aux sphères/marqueurs situés sur le fragment séparé. Le fond vert correspond aux sphères/marqueurs situés sur l'enfoncement et le fond rouge correspond aux sphères/marqueurs situées sur la surface non fracturée du plateau latéral.

Stéréo-suivi de marqueurs

Les déplacements de la surface du plateau tibial à l'issue du gonflement du ballonnet par 1,5 cm^3 de liquide ont été analysés en trente-deux points (Figure IV. 38). La partie basse du Tableau IV. 6 présente les déplacements directionnels mesurés par stéréo-suivi de marqueurs en regroupant les marqueurs d'une même zone. La Figure IV. 41 -b présente les déplacements directionnels mesurés en chaque marque. À partir des trois marques situées sur le plateau médian, nous avons pu identifier des déplacements de corps rigides uniformes de 0,07 ($\pm$ 0,01) mm dans la direction latéro-médiale (X),

0,40 (± 0,02) mm dans la direction postéro-antérieure (Y) et de 0,09 (± 0,01) mm dans la direction distalo-proximale (Z). Les mesures obtenues par stéréo-suivi de marqueurs montrent que le déplacement le plus élevé dans la direction latéro-mediale est associé au marqueur n°9 situé sur le fragment séparé avec une valeur de -1,43 mm. Dans la direction distalo-proximale, le déplacement maximum est associé au marqueur n°14 situé sur l'enfoncement avec une valeur de 2,95 mm.

Comparaison des mesures obtenues par DVC et stéréo-suivi de marqueurs

Les champs de déplacements mesurés par DVC sont évalués par stéréo-suivi de marqueurs en trente-deux points répartis sur la surface du plateau tibial (Figure IV. 38). La Figure IV. 41 et le Tableau IV. 6 proposent une comparaison entre les mesures obtenues par stéréo-suivi de marqueurs et les mesures obtenues par DVC aux mêmes emplacements. La différence moyenne (± écart-type) entre les deux méthodes de mesures est de 0,19 (± 0,15) mm toutes directions confondues. Dans la direction latéro-médiale (X) la différence moyenne (± écart-type) est de 0,23 (± 0,16) mm, dans la direction postéro-antérieure elle est de 0,19 (± 0,17) mm et de 0,15 (± 0,11) mm dans la direction distalo-proximale.

IV.4.2.4 Discussion

Dans cette étude, la corrélation d'images volumiques (DVC) est appliquée sur des images volumiques acquises par un CT-scan clinique pour évaluer son intérêt en contexte de réduction de fracture par méthode mini-invasive. Les résultats obtenus par DVC ont été évalués sur la surface du plateau tibial par stéréo-suivi de marqueurs. À notre connaissance, cette étude est la première à caractériser les champs de déplacements volumiques associés aux fragments osseux pendant un geste chirurgical. En 2018, Ridzwan et al., ont néanmoins proposé d'utiliser la DVC avec des images volumiques acquises par CT-scan clinique pour évaluer en partie un modèle éléments finis de prédiction de fracture fémorale. Cependant, aucune estimation de l'incertitude de mesure par DVC n'a été proposée. Notre étude montre l'intérêt de la DVC en contexte de traumatologie et évalue les incertitudes de mesure.

La surface du plateau tibial est la zone la plus surveillée durant le processus de réduction de fracture. La mesure du step-off et de l'espace interfragmentaire au niveau de la surface du plateau étant les principaux critères d'évaluation de la réduction (Yu et al., 2009; Giannoudis et al., 2010; Vendeuvre et al., 2018). Évaluée en trente-deux points, notre étude montre que la précision de la mesure par DVC est inférieure à 0,5 mm sur la surface du plateau tibial (Tableau IV. 6). En contexte clinique, la DVC pourrait alors fournir une aide à la prise de décision per-opératoire.

À partir de la validation des mesures obtenues par DVC sur la surface du plateau tibial, nous pouvons discuter des mesures obtenues dans le volume, en dessous de la surface articulaire. Dans la moitié médiale du plateau tibial, où aucun fragment n'est présent, les déplacements mesurés sont homogènes et continus. Ils correspondent aux mouvements de corps rigide uniformes subis par le spécimen entre les deux acquisitions d'images volumiques. Dans la moitié latérale où le fragment séparé et l'enfoncement sont présents, la mesure des déplacements par DVC est hétérogène. Les zones où les champs de déplacements sont continus peuvent être attribuées à la mesure correcte du déplacement des fragments osseux tandis que les discontinuités peuvent être attribuées aux limites des fragments osseux. Ceci est particulièrement visible sur le fragment séparé (Figure IV. 40-a) et sur le fragment enfoncé (Figure IV. 40-b). Cependant, certaines discontinuités dans les champs de déplacement peuvent également être interprété comme des erreurs de corrélation, ce comportement est probablement celui observé sur la Figure IV. 40-c en bordure de fragment. Le gonflement du ballonnet provoque une forte modification des valeurs Hounsfield du fait de son déploiement et du fait de la compression des structures osseuses environnantes. Bien que nous ayons retiré une zone de 12 mm de diamètre le long de l'axe du ballonnet, des erreurs de corrélation peuvent néanmoins apparaître dans masque de calcul. Des artéfacts présents sur les images volumiques du fait de

l'utilisation d'une canule métallique et d'un liquide de contraste dans le ballonnet peuvent également expliquer les éventuelles erreurs de corrélations visibles sur Figure IV. 40-c.

Cette étude semble être la première à évaluer les performances de la DVC avec des images volumiques acquises avec un CT-scan clinique et la première à décrire l'utilisation de la DVC en contexte de réduction de fracture, néanmoins elle présente quelques limites. Tout d'abord, l'expérimentation a été réalisée dans des conditions contrôlées par rapport à des conditions per-opératoires. Ceci était notamment motivé par l'utilisation du système de stéréo-suivi de marqueurs la comparaison et l'évaluation des mesures. De plus, les tissus mous ont été retirés pour créer la fracture et placer des marqueurs. Cette étude est basée sur un seul spécimen et peut donc comporter certains biais. Une réplication de l'expérimentation avec plus de spécimens et avec d'autres schémas de fracture pourrait permettre de tester et valider totalement les mesures obtenues par DVC.

Cette étude montre la faisabilité et l'intérêt des mesures par DVC en contexte de réduction de fracture. Dans des travaux futurs, la DVC pourrait être développée en situation réelle à partir d'images volumiques in vivo acquises durant la chirurgie, au bloc opératoire. L'analyse per-opératoire des déplacements des fragments osseux serait une aide précieuse pour les chirurgiens.

IV.5 Conclusion du chapitre IV

Ce quatrième chapitre présente l'analyse biomécanique de la réduction de fracture par approches numériques et expérimentales. Le développement de modèles numériques destinés à simuler la réduction de fractures du plateau tibial a été présenté. Nous avons vu que ces outils permettent de simuler l'influence de la position du ballonnet chirurgical sur la cinématique des fragments pour un cas clinique donné. L'évaluation de la méthode de modélisation par une confrontation simulation-expérimentation a montré une bonne fiabilité des modèles. Cependant, une validation approfondie incluant plus de spécimens et une plus grande variabilité des schémas de fracture demeure nécessaire pour permettre le développement et le déploiement d'un outil numérique. Pour fournir de nouvelles données destinées à l'évaluation de modèles numériques et pour caractériser les comportements biomécaniques associés à la réduction de fracture, des études expérimentales ont été mises en œuvre. Le stéréo-suivi de marqueurs a notamment été utilisé pour analyser la cinématique des fragments osseux, en surface, lors de la réduction de fracture. Par la suite, l'utilisation de la Corrélation d'Images Volumiques (DVC : Digital Volume Correlation) avec un CT-scan médical a été évaluée et exploitée pour mesurer les champs de déplacements volumiques des structures osseuses durant la réduction de fracture. Les données générées par les approches expérimentales couplées aux développements de modèles numériques pourraient conduire à l'optimisation et la validation d'un outil numérique d'aide au planning opératoire fournissant aux chirurgiens des informations pertinentes pour la prise de décision clinique.

Dans la pratique clinique, une fois la surface articulaire restaurée et la fracture réduite, la stabilisation de la fracture est obtenue par ostéosynthèse. Le chapitre suivant propose une analyse biomécanique de la stabilisation des fractures du plateau tibial.

CHAPITRE V

V. CHAPITRE V – ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA STABILISATION DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL

V.1 INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté le développement et l'évaluation de modèles numériques pour l'analyse de la réduction de fracture du plateau tibial par Tubéroplastie. Dans la pratique clinique, l'os reconstruit lors de la phase de réduction est ensuite rigidifié lors de la phase de stabilisation. Les rôles de la stabilisation sont de maintenir l'emplacement des fragments osseux pour limiter les risques de pseudarthrose hypertrophique et de garantir la tenue mécanique lors de la remise en charge en assurant la stimulation osseuse pour limiter les risques de pseudarthrose atrophique. Pour les cliniciens, l'enjeu est de trouver le type de stabilisation optimal permettant d'assurer ses rôles tout en minimisant l'invasivité et les risques pour le patient. Dans ce contexte, appréhender la stabilité fracturaire et la stimulation osseuse en fonction du type de stabilisation choisi demeure nécessaire à la planification de la stabilisation de fractures.

Dans ce chapitre, nous proposerons et évaluerons une méthode de modélisation numérique patient-spécifiques par approche éléments finis homogénéisés (h-EF) pour l'analyse de la stabilisation des fractures du plateau tibial.

Pour cela, nous rappellerons succinctement le geste chirurgical associé à la stabilisation de fracture et le traitement post-opératoire afin de décrire les besoins cliniques. Une synthèse de la littérature relative à la modélisation de la stabilisation de fracture du plateau tibial sera établie. Par la suite, nous présenterons la modélisation numérique de fracture du plateau tibial pour un cas clinique. Cette partie inclura une étude de convergence du maillage pour définir la discrétisation la plus adaptée. Avec le modèle numérique, nous évaluerons pour un cas clinique donné la stabilité fracturaire et la sollicitation de l'os pour différents types de stabilisation et pour une remise en charge à différent état du remodelage osseux.

Enfin, nous proposerons une évaluation de la méthode de modélisation par une confrontation simulations – expérimentations. Dans cette partie, nous présenterons le développement d'un banc expérimental destiné à la remise en charge de segments anatomiques compatible avec les systèmes d'imagerie à rayons X. Les conditions de chargements expérimentales seront modélisées et les champs de déplacements expérimentaux et numériques seront confrontés.

V.2 CONTEXTE ET ENJEUX

V.2.1 Rappels sur la stabilisation des fractures du plateau tibial

V.2.1.1 Le geste chirurgical

Dans le cas de la prise en charge des fractures du plateau tibial, la stabilisation peut faire intervenir du ciment, une ou plusieurs vis et une plaque de fixation. Lorsque le geste chirurgical est mini-invasif, l'insertion du matériel chirurgical est réalisée par voie percutanée. La Tubéroplastie fait partie de ces méthodes dites mini-invasives. Pour la phase de stabilisation, le ciment utilisé est de type PMMA (Polyméthacrylate de méthyle) et les vis chirurgicales utilisées sont bi-corticales. La notion de vis bi-corticale ne définit pas directement une caractéristique de la vis, mais son mode d'utilisation. Ainsi, une vis est dite bi-corticale lorsqu'elle traverse totalement le plateau tibial en perçant l'os cortical à deux localisations. Lorsque la vis ne traverse pas totalement le tibia, elle est dite uni-corticale. En plus des vis, lorsque cela est nécessaire, une plaque de fixation peut également être utilisée lors de la phase de stabilisation.

V.2.1.2 Le traitement post-opératoire

La prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial est suivie d'une période de convalescence puis d'une remise en charge du patient. Le traitement post-opératoire détermine les conditions de convalescence et de remise en charge.

Dans la pratique standard, le traitement post-opératoire correspond à une mise en charge partielle ou nulle impliquant l'alitement ou l'utilisation de béquilles (Haller et al., 2013). La fondation « AO - Orthopedic Trauma Association » (AO/OTA) préconise une durée de 6 à 8 semaines pendant laquelle la remise en charge doit être nulle. Cette durée peut être étendue à 10-12 semaines dans le cas de fracture à très haute énergie.

V.2.2 Les besoins cliniques

Dans la pratique, les recommandations de la fondation AO/OTA sont rarement suivies par les chirurgiens orthopédistes (Van Der Vusse et al., 2017). En effet, certaines études montrent qu'il n'y a aucun avantage à imposer une convalescence avec une remise en charge nulle. Une étude incluant 91 patients a montré qu'une remise en charge permissive ne mène pas à plus de complications post-opératoires qu'une remise en charge stricte (Kalmet et al., 2019). De plus, l'indication d'une remise en charge permissive mène généralement à un retour aux activités quotidiennes précoce sans risque supplémentaire tout en impliquant de nombreux avantages en termes de reconstruction osseuse et de maintien de la densité osseuse (Smet et al., 2005; Giannoudis et al., 2007).

La durée et les conditions de convalescence sont alors déterminées par les chirurgiens à partir des caractéristiques spécifiques du patient (morphologie, type de fracture, habitudes de vie…) et à partir du geste chirurgical réalisé (stabilisation pratiquée, évaluation post-opératoire). Pour les cliniciens, l'enjeu est de déterminer la stabilisation et le traitement post-opératoire les plus adaptés au patient offrant une réduction des risques de pseudarthrose et une faible invasivité. Pour rappel, lorsque la stimulation osseuse induit une absence de consolidation, on parle alors de pseudarthrose atrophique. Dans le cas où c'est l'instabilité fracturaire qui induit une absence de consolidation de l'os, on parle de pseudarthrose hypertrophique.

Pour des patients âgés, l'alitement prolongé et la perte de mobilité mènent fréquemment à des complications, à une altération grave de la santé et à une augmentation du risque de décès (Brown et al., 2004). C'est pourquoi dans certains cas, les cliniciens font le choix de pratiquer une stabilisation autorisant un retour aux activités quotidiennes rapide. En parallèle, pour une population jeune la

priorité est parfois donnée à la minimisation de l'invasivité même si une convalescence plus longue est nécessaire. En effet, l'insertion et l'injection de matériaux non biologiques peuvent entrainer des complications à longs termes alors que l'os jeune possède une résistance et une capacité reconstruction supérieure aux personnes âgées.

L'enjeu de la modélisation numérique de la stabilisation et de la remise en charge des fractures du plateau tibial est de fournir des informations pour aider les cliniciens lors de la prise de décisions cliniques. Ces informations doivent faciliter la compréhension des comportements biomécaniques spécifiques associés à la stabilisation des fractures. Ainsi plusieurs scénarios de chirurgie et de traitement post-opératoire doivent pouvoir être investigués afin de quantifier leur influence sur la stabilité fracturaire et la stimulation osseuse.

V.2.3 État de l'art

Aujourd'hui, peu d'études proposent une modélisation patient-spécifique prenant en compte les géométries, les propriétés matériaux et les conditions limites propres au patient. Dans le chapitre II, nous avons fait un rappel des modélisations numériques des fractures du plateau tibial et de leur prise en charge chirurgicale. Nous avons pu voir que la modélisation par éléments finis a permis d'approfondir les connaissances biomécaniques et cliniques liées à la stabilisation des fractures du plateau tibial (Huang et al., 2015; Carrera et al., 2016, 2018; Belaid et al., 2017, 2018; Chen et al., 2017a; Dehoust et al., 2020; Ingrassia et al., 2020). Le Tableau V. 1 propose une synthèse des études modélisant par éléments finis la stabilisation des fractures du plateau tibial.

	Modèle de fracture (Schatzker)	Modélisation des fragments	Modélisation des propriétés mécaniques de l'os	Modélisation du filetage des vis	Modélisation des interactions entre les structures					Chargements
					Os-vis	Os-plaque	Plaque-vis	Inter-fragmentaire	Tibio-femorale	
Huang et al, 2015	IV	Découpe d'un tibia sain par des plans	Elastique linéaire: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Glissement avec frottement (0,3)	Glissement avec frottement (0,3)	Liée	?	Liée	Forces génériques : Plateau latéral: 1000 N Plateau médial: 1500 N
Carrera et al, 2016	I	Découpe d'un tibia sain par un plan	Elastique linéaire: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Liée	Liée	Glissement sans frottement	Liée	Force générique: 400 N
Chen et al, 2017	I	Découpe d'un tibia sain par un plan	Elastique linéaire: Distribution hétérogène en fonction de l'image de CT-Scan	Non	Liée	Liée	Liée	Glissement avec frottement (0,4)	-	Forces génériques (4 cas) : Plateau latéral: 40 N à 600 N Plateau médial: 60 N à 900 N
Belaid et al, 2017	II	Segmentation d'image volumique	Orthotrope: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Liée	Liée	?	-	Forces patient-spécifiques : Plateau latéral: 794,61 N Plateau médial: 971,19 N
Belaid et al, 2018	II	Segmentation d'une image volumique	Orthotrope: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Liée	Liée	?	-	Forces patient-spécifiques : Plateau latéral: 794,61 N Plateau médial: 971,19 N
Carrera et al, 2018	I	Découpe d'un tibia sain par un plan	Elastique linéaire: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Liée	Liée	Glissement sans frottement	Liée	Force générique : 400 N
Dehoust et al, 2020	V	Découpe d'un tibia sain par des plans	Elastique linéaire: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Glissement avec frottement (0,3)	Liée	Glissement avec frottement (0,3)	-	Forces génériques : Plateau latéral: 500 N Plateau médial: 1500 N
Ingrassia et al, 2020	I	Découpe d'un tibia sain par un plan	Orthotrope: Bi-matériaux (Trabéculaire et cortical)	Non	Liée	Glissement avec frottement (0,45)	Liée	Glissement avec frottement (0,3)	-	Déplacement générique : 0,5mm

Tableau V. 1 : Synthèse des études modélisant par éléments finis la stabilisation des fractures du plateau tibial

Dans leur guide à destination des cliniciens, Scott et al. (2020) identifie les quatre ingrédients qui doivent nécessairement être spécifiques au patient pour obtenir une modélisation patient-spécifique de l'os et du matériel chirurgical :

1) La géométrie de chaque structure
2) Les propriétés matériaux de chaque partie
3) L'interaction entre les différentes structures
4) Les chargements

La synthèse présentée dans le Tableau V. 1 permet d'identifier chaque ingrédient pour les différentes études présentées. On observe que la géométrie des fragments osseux est généralement déterminée à l'aide de plans découpant un tibia sain (Huang et al., 2015; Carrera et al., 2016, 2018; Chen et al., 2017; Dehoust et al., 2020; Ingrassia et al., 2020). À notre connaissance seuls Belaid et al. (2017 et 2018) exploitent des fragments osseux dont la géométrie est obtenue par segmentation d'une image volumique.

En ce qui concerne les propriétés matériaux, la majorité des études utilisent une définition isotrope linéaire avec différenciation de l'os cortical et de l'os spongieux. (Huang et al., 2015; Carrera et al., 2016, 2018; Dehoust et al., 2020). Certaines études utilisent une définition orthotrope (Belaid et al., 2017, 2018; Ingrassia et al., 2020). Une seule étude propose une définition hétérogène du comportement de l'os associée à la densité osseuse visible sur l'image de CT-scan (Chen et al., 2017a).

L'interaction entre les structures osseuses est particulièrement compliquée à définir même en laboratoire. Pour cette raison, des hypothèses sur les contacts sont généralement faites : sans frottement, avec frottement ou lié totalement. Alors que Carrera et al. (2018) ont montré que la fibula contribue à la stabilité mécanique du tibia stabilisé, nous pouvons remarquer que seules trois études modélisent la fibula (Huang et al., 2015; Carrera et al., 2016, 2018).

Enfin, nous pouvons observer que les chargements simulés ne sont pas nécessairement définis en accord avec la masse du patient dont les géométries sont extraites.

À notre connaissance, aucune étude ne propose un modèle éléments finis de fracture du plateau tibial pour lequel au moins trois des quatre ingrédients définis par Scott et al. (2020) sont patient-spécifiques.

La majorité des études s'intéressent à quantifier l'apport biomécanique des plaques de fixations au regard de l'utilisation de vis uniquement. En parallèle, Belaid et al., (2018) se sont intéressés à quantifier la répartition des contraintes dans l'os et le matériel chirurgical à différents stades du parcours clinique pour une stabilisation par plaque. D'après nos connaissances, aucune étude n'a été publiée au sujet de l'influence du type de stabilisation sur la répartition des contraintes et la stabilité de la fracture, à différents stades du remodelage osseux, pour une stabilisation par vis uniquement.

Dans les paragraphes suivants, nous présenterons et évaluerons une méthodologie visant à modéliser de manière patient-spécifique la stabilisation des fractures du plateau tibial. Avec le modèle produit, la stabilité fracturaire et la stimulation osseuse seront évaluées pour différents types de stabilisation et pour une remise en charge à différents états du remodelage osseux.

V.3 MODELISATION NUMERIQUE DE LA STABILISATION DES FRACTURES DU PLATEAU TIBIAL

V.3.1 Le cas clinique étudié

Le cas clinique que nous proposons d'étudier est un homme de 40 ans ayant subi une fracture du plateau tibial suite à un accident de la route. À partir des imageries pré-opératoires, la fracture a été classée type II selon la classification de Schatzker (Kfuri and Schatzker, 2018). Ce type de fracture correspond à la séparation et à l'enfoncement du plateau tibial latéral (Figure V. 1-a).

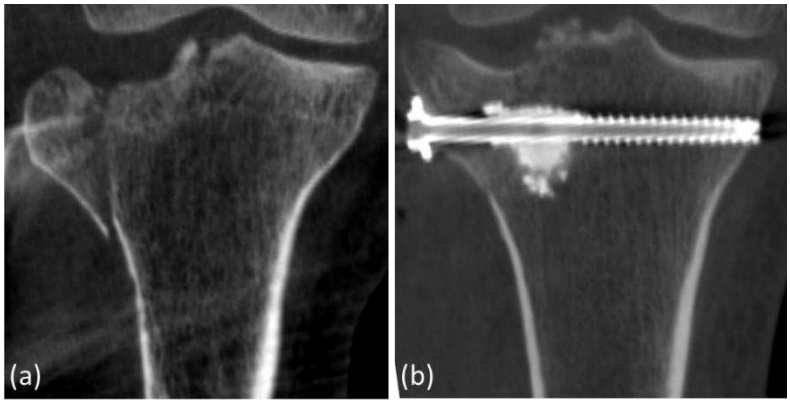


Figure V. 1 : Imageries du cas clinique étudié. La figure (a) correspond à une coupe coronale de l'imagerie pré-opératoire. La figure (b) correspond à une coupe coronale de l'imagerie post-opératoire contenant l'axe de la vis chirurgicale

Le patient a été traité au CHU de Poitiers par Tubéroplastie. Les chirurgiens étaient assistés par un système de navigation per-opératoire (StealthStation^{MC}, Medtronic) associé à un système d'imagerie volumique per-opératoire (O-arm^{MC}, Medtronic). La stabilisation choisie par les chirurgiens orthopédistes a consisté à l'insertion d'une vis bi-corticale et à l'injection de ciment PMMA (Figure V. 1-b). Pour ce patient, 3,31 cm^3 de ciment ont été injectés. L'espacement interfragmentaire post-opératoire mesuré était de 1,78 mm pour le fragment enfoncé et de 3,5 mm pour le fragment séparé.

V.3.2 Matériels et méthodes

V.3.2.1 Numérisation

Nous avons fait le choix d'exploiter une image volumique acquise au bloc opératoire quelques minutes après la chirurgie, par le système O-arm. En configuration 3D, les images reconstruites par le système d'imagerie correspondent à une matrice de 512 x 512 x 192 voxels avec une taille de voxel de 0,415 mm dans les directions radiales et 0,833 mm dans la direction axiale. Dans notre étude, la direction axiale correspond à l'axe distalo-proximal de la jambe du patient.

V.3.2.2 Segmentations et reconstructions géométriques

La segmentation des structures osseuses et du ciment a été réalisée à l'aide de la procédure présentée et évaluée dans le chapitre II. Pour ce cas clinique, deux segmentations ont été produites afin de modéliser diffèrent état de remodelage osseux. La première segmentation considère les fragments du plateau tibial distincts (Figure V. 2-a). La seconde segmentation considère le plateau tibial comme une géométrie unique pour laquelle les fragments sont fusionnés et les espaces interfragmentaires comblés (Figure V. 2-b). Cette seconde segmentation représente un état avancé du remodelage osseux.

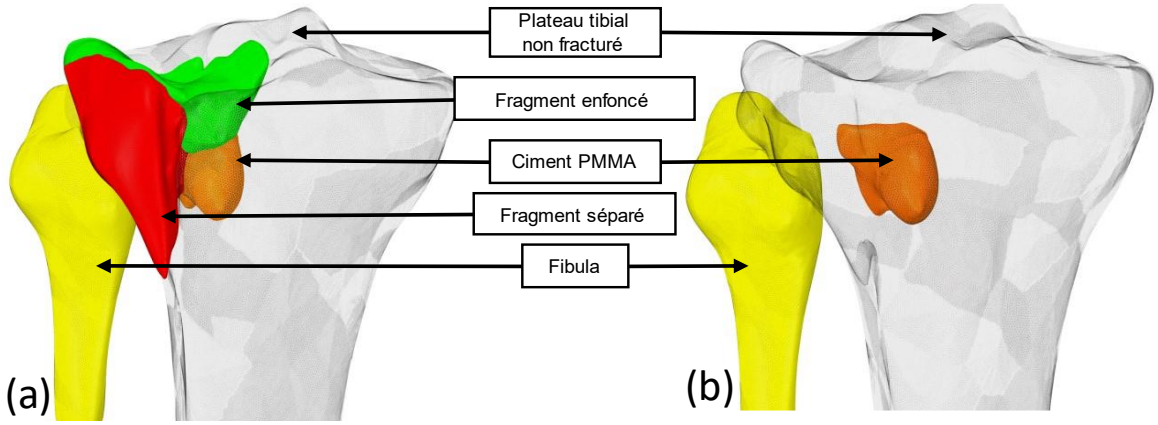


Figure V. 2 : Les géométries. La figure (a) montre la segmentation identifiant les fragments osseux. La figure (b) montre la segmentation considérant le plateau tibial comme une géométrie unique

V.3.2.3 Modélisation du matériel chirurgical

Pour ce cas clinique, le chirurgien a choisi d'utiliser une vis bi-corticale canulée (Asnis III, *Stryker*) dont les dimensions sont communiquées dans le Tableau V. 2. Nous avons fait le choix de modéliser la vis plutôt que de la segmenter afin d'assurer une meilleure définition du filetage. Une fois modélisée, la vis est intégrée aux modèles géométriques en accord avec son emplacement sur l'image de volumique post-opératoire. Associé à la vis, le chirurgien a également choisi d'injecter du ciment PMMA (Figure V. 4 -a).

	Diamètre	Longueur de la vis	Longueur du filetage	Illustration
Vis bi-corticale	6,5 mm	70 mm	40 mm	
Vis uni-corticale	6,5 mm	50 mm	20 mm	

Tableau V. 2 : Les dimensions des vis chirurgicales modélisées

En plus de la stabilisation choisie par le chirurgien, nous avons proposé de modéliser trois stabilisations supplémentaires. Dans la première stabilisation supplémentaire, la vis bi-corticale a été remplacée par une vis uni-corticale dont les dimensions sont présentées dans le Tableau V. 2 (Figure V. 4 -b). Pour les cliniciens, l'utilisation des vis uni-corticales montre un intérêt pratique face aux vis bi-corticales. En effet, déterminer la longueur de la vis à utiliser afin qu'elle traverse l'os complètement mais ne déborde pas dans les tissus mous peut s'avérer délicat. Lorsque la vis est trop longue, elle entre en contact avec les tissus mous environnants et peut les perforer. Cette situation mène généralement à des douleurs et des complications post-opératoires. La Figure V. 3 présente un cas clinique pour lequel la vis bi-corticale s'est révélée trop longue.

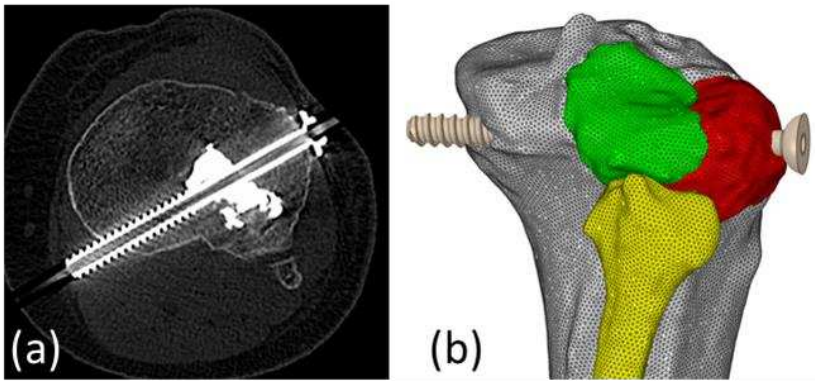


Figure V. 3 : Exemple d'un cas clinique pour lequel la vis bi-corticale utilisée s'est avérée trop longue. La figure (a) correspond à une coupe axiale de l'image volumique post-opératoire. La figure (b) est une reconstruction 3D du cas clinique à l'état post-opératoire

Dans la deuxième stabilisation supplémentaire, nous proposons de conserver la vis bi-corticale choisie par le chirurgien et de retirer le ciment PMMA du modèle (Figure V. 4 -c). Cette situation modélise une stabilisation sans injection de ciment. Dans ce cas, l'emplacement du ciment laisse place à une cavité. Bien que cette situation ne soit pas forcement pratiquée couramment, nous avons souhaité observer l'influence du ciment sur la stabilité de la fracture. Une fois injecté, le ciment PMMA n'est pas retirable et n'est pas résorbable. De plus, sa polymérisation engendre une réaction exothermique dont la température est d'environ 80 °C à cœur (Vendeuvre, 2019). Pour ces raisons et due au fait que le PMMA est un matériau non biologique, l'injection de ciment est associée à des risques per-opératoire et post-opératoire potentiels (Vaishya et al., 2013).

Enfin, la troisième stabilisation supplémentaire propose de remplacer la vis bi-corticale par une vis uni-corticale et de retirer le ciment PMMA du modèle (Figure V. 4 -d). Cette situation combine les deux précédentes. À l'issue de cette étape, huit modèles géométriques sont créés représentant deux états du remodelage osseux associés à quatre méthodes de stabilisations (Figure V. 4).

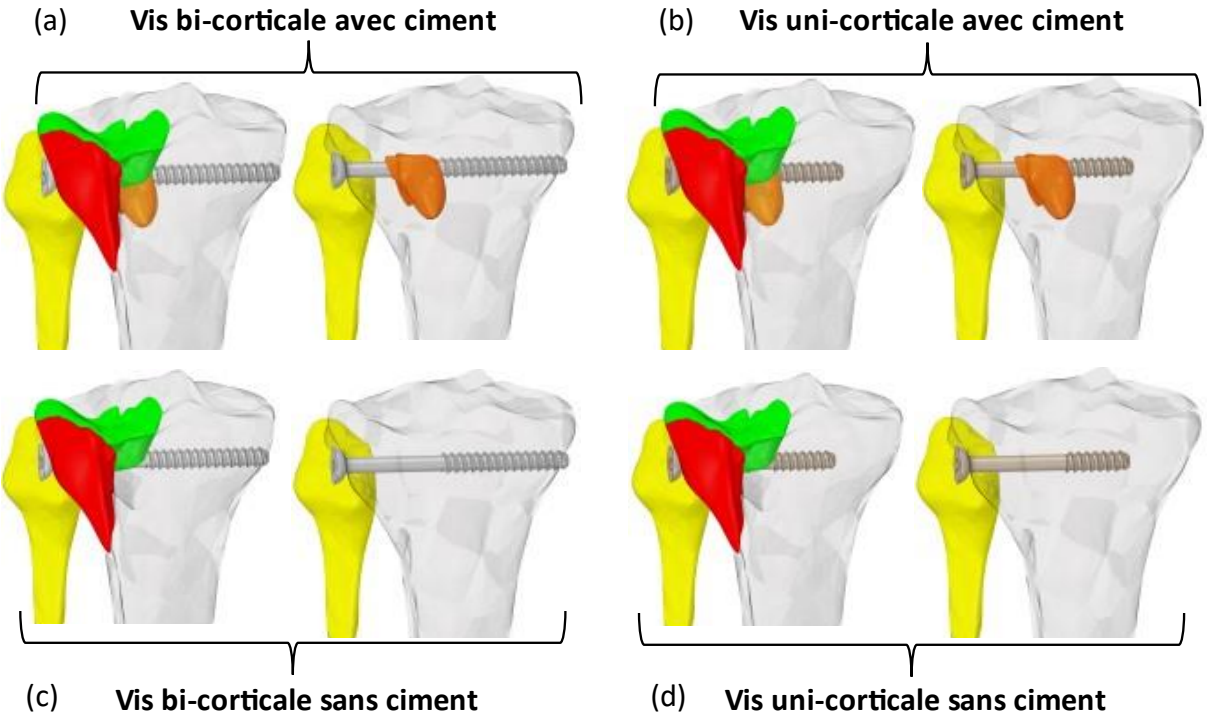


Figure V. 4 : Les huit modèles géométriques

V.3.2.4 Choix de la taille des éléments du maillage éléments finis

Les modèles éléments finis homogénéisés (h-EF) ont été présentés dans le chapitre II. Ce type de modèle consiste à discrétiser les structures osseuses en éléments finis et allouer au maillage une répartition hétérogène des propriétés matériaux. La nature hétérogène des modèles h-EF implique une dépendance entre la taille des éléments du maillage et les propriétés matériaux qui seront assignées au modèle numérique. C'est pourquoi, une étude de convergence du maillage classique par raffinement progressif affecte également les propriétés matériaux.

Cependant, évaluer l'influence de la taille des éléments sur la prédiction des champs mécaniques obtenus par le modèle numérique demeure indispensable. Ainsi, l'étude de convergence du maillage correspond à une phase de vérification du modèle numérique. Dans ce paragraphe, nous présenterons comment nous avons déterminé la taille des éléments du maillage offrant un compromis satisfaisant entre véracité du modèle numérique et temps de calcul.

Étude de convergence du maillage

Le modèle géométrique qui intègre une vis bi-corticale et la présence de ciment PMMA a été exploité pour l'analyse de convergence du maillage. Ce cas correspond à la stabilisation réalisée par le chirurgien. Parmi les huit modèles créés, ce modèle géométrique possède le plus de structures et le plus de surface d'interaction entre les structures. Théoriquement, ce modèle peut mener à plus de défauts de maillage que les sept autres modèles géométriques.

Le maillage a été réalisé à l'aide du logiciel Simpleware (Version 2019.09; *Synopsys).* La convergence du maillage a été réalisée pour deux types d'interpolation de la fonction de forme. Ainsi les géométries ont été maillées avec des éléments tétraédriques à interpolation linéaire à 4 nœuds et avec des éléments tétraédriques à interpolation quadratique à 10 nœuds. Pour l'étude, la taille minimum des éléments du maillage était de 0,5 mm pour les structures osseuses et le ciment et de 0,38 mm pour la vis chirurgicale. Quatre autres maillages plus grossiers ont été générés avec des tailles minimum du maillage allant jusqu'à 1,5 mm pour les structures osseuses et le ciment et 1,15 mm pour la vis chirurgicale.

Pour toutes les tailles de maillage évaluées, les contacts les conditions limites et la méthode d'allocation des propriétés matériaux étaient identiques. La convergence du maillage a été évaluée au regard du volume de matière dépassant le seuil de 3 MPa pour les structures osseuses et de 8 MPa pour la vis chirurgicale.

Résultats de l'étude de convergence du maillage

Avec le maillage le plus raffiné en interpolation quadratique, le volume d'os avec une contrainte supérieure à 3 MPa était de 657,9 mm^3. Le volume de la vis avec une contrainte supérieure à 8 MPa était de 118,12 mm^3 (Figure V. 5). Ce maillage a été utilisé comme référence, nous évaluons la convergence des résultats vers les valeurs obtenues avec le maillage de référence.

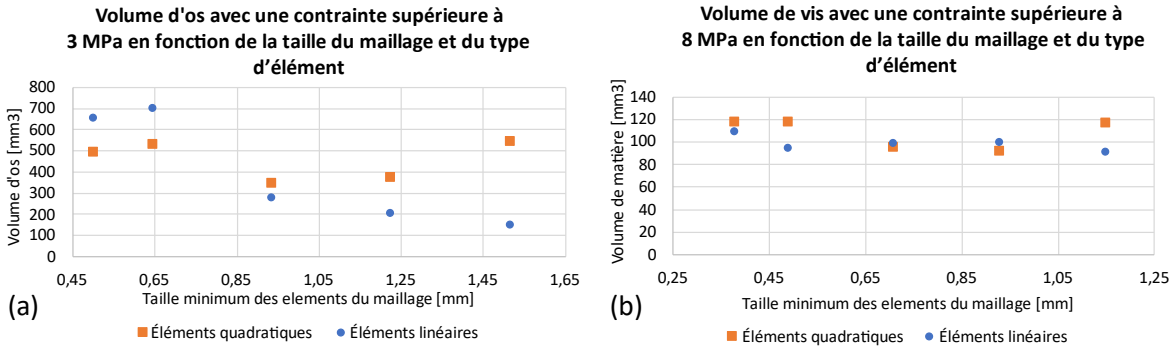


Figure V. 5 : (a) Évaluation du volume d'os avec une contrainte supérieure à 3 MPa en fonction de la taille du maillage et du type d'élément (b) Évaluation du volume de vis avec une contrainte supérieure à 8 MPa en fonction de la taille du maillage et du type d'élément.

La convergence du maillage est exprimée comme le pourcentage de similarité entre les valeurs de référence. La résolution des simulations numériques a été menée sur un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i5-8600 (3,10 GHz) et 32 Go de RAM.

Le Tableau V. 3 propose une synthèse des résultats obtenus lors de l'étude de convergence du maillage. Le nombre d'éléments et leur taille minimum et maximum sont communiqués pour chaque maillage. Le pourcentage de similarité avec la valeur de référence est donné ainsi que le temps de calcul.

	Taille des éléments du maillage des structures osseuses et du ciment		**Taille des éléments du maillage de la vis**		**Nombre d'éléments finis composant le maillage**	**Pourcentage de similarité avec la valeur de référence**		**Durée du calcul**
	Taille minimum [mm]	Taille maximum [mm]	Taille minimum [mm]	Taille maximum [mm]		Volume d'os avec une contrainte supérieure à 3MPa	Volume de vis avec une contrainte supérieure à 8MPa	
Linéaire	1,50	3,78	1,15	2,86	130266	30,66%	77,79%	42s
	1,22	3,03	0,93	2,30	156975	41,30%	84,69%	50s
	0,93	2,28	0,71	1,73	237111	55,96%	83,89%	1m 57s
	0,64	1,54	0,49	1,16	477629	58,48%	80,56%	2m 15s
	0,50	1,16	0,38	0,88	1010743	67,77%	92,75%	4m 37s
Quadratique	1,50	3,78	1,15	2,86	130266	89,78%	99,06%	47s
	1,22	3,03	0,93	2,30	156975	75,99%	77,94%	54s
	0,93	2,28	0,71	1,73	237111	70,37%	81,14%	1m 32s
	0,64	1,54	0,49	1,16	477629	92,97%	99,79%	2m 46s
	0,50	1,16	0,38	0,88	1010743	100,00%	100,00%	5m 21s

Tableau V. 3 : Converge du maillage : Synthèse des résultats obtenus lors de l'étude

Discussion de l'étude de convergence du maillage

L'objectif de l'étude de convergence est de choisir la taille de maillage pour notre modèle patient-spécifique de stabilisation de fracture du plateau tibial construit par une approche éléments finis homogénéisés.

À partir du Tableau V. 3, nous observons qu'entre le maillage le plus raffiné et le maillage le plus grossier, le nombre d'éléments est 7,75 fois plus faible. Cette augmentation du nombre d'éléments se répercute sur le temps de calcul qui est 6,59 fois plus élevé avec un maillage raffiné avec des éléments linéaires et 6,83 fois avec des éléments quadratiques. On peut également observer que le temps de calcul entre une modélisation par des éléments linéaires est équivalent à une modélisation avec des éléments quadratiques pour une même taille d'éléments. Ceci s'explique par l'absence de non-linéarité qui permet à la simulation se résoudre en quelques d'itérations. Dans le cas d'un modèle intégrant des non-linéarités liées au comportement des contacts ou des matériaux, la différence de temps de calcul entre l'utilisation d'éléments linéaires et l'utilisation d'éléments quadratiques serait bien plus visible.

Le volume d'os ayant dépassé le seuil 3 MPa est communiqué sur la Figure V. 5 -a. Sur cette figure, on observe qu'un maillage trop grossier avec des éléments linéaires a tendance à minimiser le volume d'os concerné. Avec le maillage le plus grossier, en éléments linéaires, le modèle n'identifie que 30,66 % du volume d'os ayant dépassé le seuil. Avec le maillage le plus raffiné composé d'éléments linéaires, le modèle parvient à identifier 67,77 % du volume d'os concerné (Tableau V. 3). Cette analyse permet de constater que l'utilisation d'éléments linéaires ne convient pas à notre étude au regard de la perte d'information observée pour une durée de calcul similaire.

Avec les éléments quadratiques, le pourcentage de similarité est supérieur à 70 % pour chaque taille de maillage évaluée. Le seuil de 90% de similarité est atteint dans le cas d'un maillage raffiné correspondant à une taille des éléments minimums de 0,64 mm pour les structures osseuses et le ciment et de 0,49 mm pour la vis. Pour ces mêmes conditions, la durée du calcul est divisée par 1,93 par rapport à la situation de référence.

Ainsi, le maillage sélectionné pour la construction du modèle patient-spécifique de stabilisation de fracture du plateau tibial sera composé d'éléments tétraédriques quadratiques à 10 nœuds avec une taille minimum de 0,64 mm pour les structures osseuses et le ciment et de 0,49 mm pour la vis chirurgicale. Ce choix est en accord avec les recommandations de Polgar et al. (2001) ayant comparé l'utilisation d'éléments tétraédriques linéaires avec leurs homologues quadratiques pour le maillage de fémur humain.

L'évaluation de la taille et du type d'éléments du maillage ne sont pas les seuls critères déterminant la qualité du maillage. En 2013, Burkhart et al. ont publié une liste de recommandations relatives à la modélisation des structures osseuses incluant les sources d'erreur liées au maillage. Le ratio de forme, la distorsion des éléments exprimée par les angles internes et le déterminant de la matrice jacobienne ont été évalués pour nos maillages et comparés aux critères énoncés par Burkhart et al. (2013). Le maillage retenu valide ces critères.

Les tailles du maillage retenues pour construire notre modèle patient-spécifique de stabilisation de fracture du plateau tibial sont du même ordre de grandeur que la taille des voxels de l'image volumique (0,415 mm radialement et 0,833 mm axialement). Ceci permet de notamment de garantir que l'hétérogénéité des structures osseuses visibles sur l'image volumique peut être répercutée lors de l'allocation des propriétés matériaux.

V.3.2.5 Propriétés matériaux

Pour modéliser les propriétés matériaux de la vis chirurgicale, nous avons fait le choix d'utiliser la définition élastique linéaire isotrope de l'alliage de titane implantable référencé « Ti6Al4V ». Le module d'Young associé à ce matériau est de 110 GPa et le coefficient de poisson est de 0,3. Le ciment PMMA

est également modélisé avec un comportement élastique linéaire isotrope. Le module Young associée au PMMA est de 2163 MPa et le coefficient de Poisson est de 0,375.

Les propriétés matériaux allouées à l'os sont modélisées par une distribution hétérogène. Pour chaque matériau de la distribution hétérogène, nous avons choisi d'utiliser une loi élasto-plastique isotrope intégrant un module d'élasticité (E_e), une limite d'élasticité (σ_e) et un module de plasticité (E_p) (Figure V. 6).

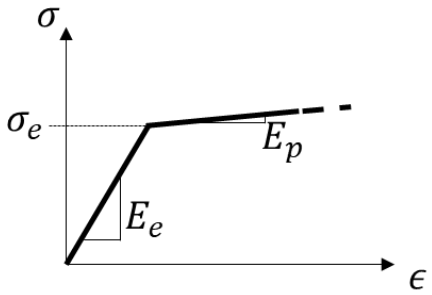


Figure V. 6 : Définition de la loi élasto-plastique

La répartition hétérogène des propriétés matériaux dans les structures osseuses s'appuie sur l'hétérogénéité des Unité Hounsfield de l'image volumique acquise avec le système d'imagerie O-arm (*Medtronic*).

La fonction liant les Unités Hounsfield et la densité osseuse locale est obtenue à l'aide du fantôme de calibration CIRS modèle 062M présenté dans le chapitre II. Pour le système O-arm, la fonction obtenue est :

$$\rho_{app}\,[g/cm^3] = 0{,}0005733 \times UH + 0{,}889$$

La relation entre la densité osseuse locale et les paramètres de la loi élasto-plastique est définie à partir de données issues de la littérature pour le plateau tibial humain. Le module d'élasticité de l'os trabéculaire ($E_{e_{trabecular}}$) a été défini en fonction de la densité osseuse telle que (Rho et al., 1995) :

$$E_{e_{trabéculire}}[MPa] = 6570 \times \rho_{app}^{1{,}37}\,[g/cm^3]$$

Le module d'élasticité de l'os cortical ($E_{e_{cortical}}$) est exprimé tel que (Snyder and Schneider, 1991) :

$$E_{e_{cortical}}[MPa] = 3890 \times \rho_{app}^{2{,}39}\,[g/cm^3]$$

La densité limite entre l'os trabéculaire et l'os cortical a été fixée à 1,68 g/cm^3. Cette valeur correspond à l'intersection entre la fonction définissant le module d'élasticité de l'os trabéculaire et la fonction définissant le module d'élasticité de l'os cortical. Le module d'élasticité associé à une densité de 1,68 g/cm^3 est de 13,44 GPa.

La limite d'élasticité (σ_e) a également été définie en fonction de la densité osseuse locale pour l'os trabéculaire (Cook et al., 2010) :

$$\log\left(\sigma_{e_{trabeculaire}}\right) = 1{,}38 + 1{,}91 \times \log\left(\rho_{app}\right)$$

Pour l'os cortical, la limite d'élasticité est fixée à 141,6 MPa (Havaldar et al., 2014).

Le module de plasticité (E_p) est défini par $E_p = E_e \times 0{,}1$ et le coefficient de Poisson par $\nu = 0{,}3$. Pour les stabilisations impliquant une vis uni-corticale, la densité de l'os remplaçant le bout de la vis bi-corticale est fixée à 0,94 g/cm^3. Cette valeur correspond à la densité la plus fréquente dans le plateau tibial du cas clinique.

Les propriétés matériaux de l'os définies par la loi élasto-plastique ont été allouées au maillage à l'aide du logiciel Simpleware (Version 2019.09; *Synopsys)* pour les modules d'élasticité (E_e) et à l'aide de scripts APDL personnalisés sur le logiciel Ansys Mechanical (Version 2019R2, *Ansys Inc.)* pour les limites d'élasticité (σ_e) et les modules de plasticité (E_p).

La Figure V. 7 présente la répartition hétérogène des modules d'élasticité dans les structures osseuses.

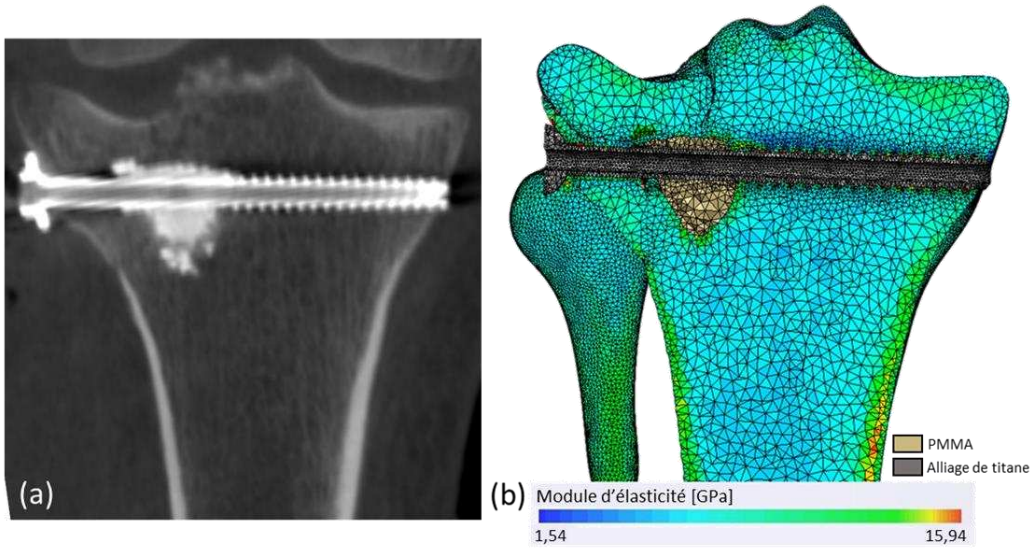


Figure V. 7 : (a) Coupe coronale de l'image volumique contenant l'axe de la vis. (b) Répartition hétérogène des modules d'élasticité dans les structures osseuses

V.3.2.6 Conditions aux limites et contacts

Les contacts et les conditions aux limites sont définis à l'aide du logiciel Ansys Mechanical (Version 2019R2, *Ansys Inc.).* Une condition de support fixe est appliquée à la partie distale du plateau tibial et de la fibula. Nous avons souhaité simuler l'effort maximum subi par le plateau tibial durant un cycle de marche. Celui-ci est défini comme équivalant à 2,59 fois le poids du corps réparti à 37 % sur le plateau tibial latéral et à 63 % sur le plateau tibial médian (Zhao et al., 2007b). Les aires des surfaces d'application des forces latérale et médiale étaient respectivement de 403 mm² et de 374 mm², ces valeurs correspondent aux surfaces de chargement sous méniscales observées par expérimentalement par Poh et al. (2012). L'interaction entre le tibia et la fibula est considérée rigidement liée.

Douze scénarios de remise en charge ont été simulés combinant quatre méthodes de stabilisation et trois états de reconstruction osseuse. Les états de reconstruction osseuse sont modélisés par différentes interactions entre les structures osseuses (Tableau V. 4).

L'interaction entre les structures osseuses « Mobiles sans frottement » modélise un état précoce du remodelage osseux, avant la formation du cal secondaire (cal osseux). Le cal secondaire apparait trois semaines après le traumatisme (Hofman et al., 2015). Cette interaction est modélisée numériquement par un contact sans frottement autorisant une séparation et un glissement des surfaces de contact. L'interpénétration entre les géométries est limitée par une définition Lagrange augmentée.

L'interaction entre les structures osseuses « Liées rigidement » modélise un état intermédiaire du remodelage osseux, durant la formation du cal osseux qui se termine 6 à 12 mois après le traumatisme (Hofman et al., 2015). Cette interaction est modélisée numériquement par un contact lié ne permettant aucune séparation et aucun déplacement relatif entre les surfaces de contacts.

Ces deux premières interactions font intervenir les modèles géométriques différenciant les fragments osseux (Figure V. 2 -a).

L'interaction entre les structures osseuses « Fusionnées en une seule structure » modélise un état avancé du remodelage osseux, un an ou plus après le traumatisme (Hofman et al., 2015). Cette interaction fait intervenir les modèles géométriques où le plateau tibial est considéré comme une géométrie unique, les fragments sont fusionnés et les espaces interfragmentaires sont comblés.

Les quatre scénarios modélisant un état avancé du remodelage osseux (n°3, n°6, n°9 et n°12), ont été déclinée pour simuler le retrait de la vis chirurgicale après consolidation de la fracture (n°3*, n°6*, n°9* et n°12*)(Tableau V. 4).

Pour tous les scénarios, les interactions entre le ciment et les structures osseuses, le ciment et la vis et entre la vis et les structures osseuses sont considérées « Liées rigidement ».

Méthodes de stabilisation		**Interactions entre les structures osseuses**	**Retrait de la vis**	**Identifiant du scénario**
Types de vis	**Injection de ciment**			
Bi-corticale	Oui	Mobiles sans frottement	-	1
		Liées rigidement	-	2
		Fusionnées en une seule structure	-	3
			Oui	3*
	Non	Mobiles sans frottement	-	4
		Liés rigidement	-	5
		Fusionnées en une seule structure	-	6
			Oui	6*
Uni-corticale	Oui	Mobiles sans frottement	-	7
		Liées rigidement	-	8
		Fusionnées en une seule structure	-	9
			Oui	9*
	Non	Mobiles sans frottement	-	10
		Liées rigidement	-	11
		Fusionnées en une seule structure	-	12
			Oui	12*

Tableau V. 4 : Les scénarios de remise en charge simulés

V.3.2.7 Simulation et traitement des données

Seize simulations ont été menées correspondant aux douze scénarios modélisés et leur déclinaisons (Tableau V. 4). La construction et la résolution du modèle mathématique sont réalisées à l'aide du logiciel Ansys Mechanical (Version 2019R2, Ansys Inc.) par une analyse de type « Structures statiques ». Le nombre minimum de sous états de chargement pour résoudre les simulations a été fixé à 20 afin de garantir le respect des non-linéarités associées au matériau élasto-plastique et aux contacts « mobiles sans frottement ». La résolution des simulations numériques a été menée sur un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i7-7820HQ (2,90 GHz) et 64 Go de RAM.

À partir des simulations, la distribution des champs de contraintes (Von-Mises) a été analysée traduisant la stimulation osseuse. La résistance mécanique a été évaluée par la mesure du volume d'os ayant une contrainte supérieure à la limite d'élasticité (σ_e) locale. La stabilité fracturaire a été quantifiée par l'analyse de la perte de réduction, des champs de déplacements totaux et des déformations interfragmentaires.

La perte de réduction est exprimée comme le déplacement directionnel maximum associé au fragment étudié. Ainsi, la perte de réduction associée au fragment enfoncé est exprimée par l'analyse des déplacements suivant la direction distalo-proximale. De même, la perte de réduction associée au

fragment séparé est exprimée par l'analyse des déplacements suivant la direction médiale-latérale. Les déformations inter-fragmentaires sont définies comme le mouvement interfragmentaire divisé par l'espacement interfragmentaire initial (Lacroix and Prendergast, 2002).

V.3.3 Résultats

Pour les scénarios simulés le temps de calcul était de 92 ± 132 minutes, les durées les plus élevée ayant été constatée pour les scénarios impliquant des interactions entres les structures osseuses « Mobiles sans frottement ». Pour chaque scénario simulé, les contraintes observées dans la vis et dans le ciment étaient inférieures à 20% de leur limite d'élasticité estimée à 930 MPa pour l'alliage de titane et 93 MPa pour le PMMA (Lee, 2005). Les contraintes maximales observées dans l'os sont présentées sur la Figure V. 8 pour chaque scénario de chirurgie simulé.

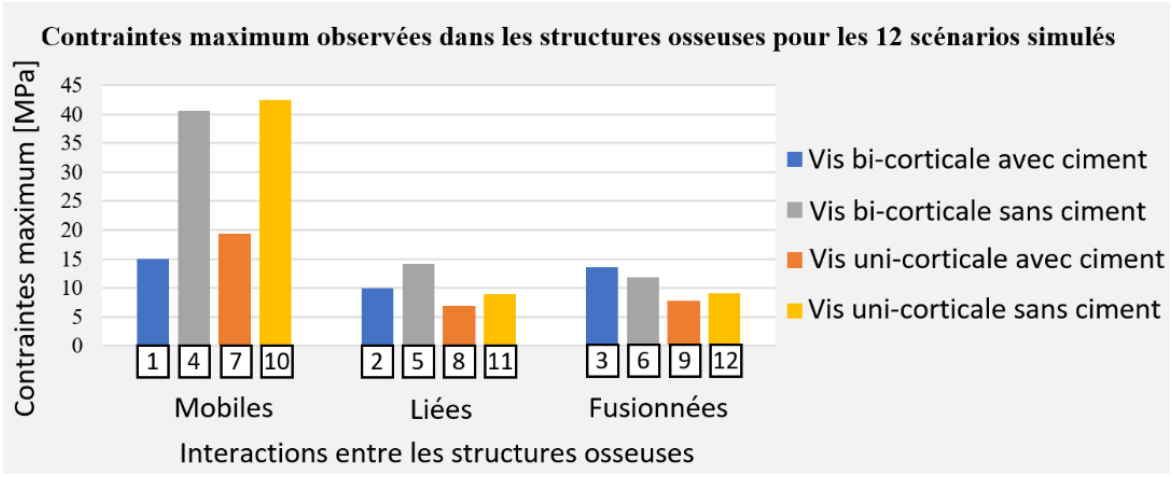


Figure V. 8 : Contraintes maximum observées dans les structures osseuses pour les douze scénarios simulés. Les nombres encadrés correspondent aux numéros de scénario (Tableau V. 4)

Les champs de contraintes dans la vis et dans l'os, sur une coupe coronale contenant l'axe de la vis, sont présentés sur les Figure V. 9 et Figure V. 10.

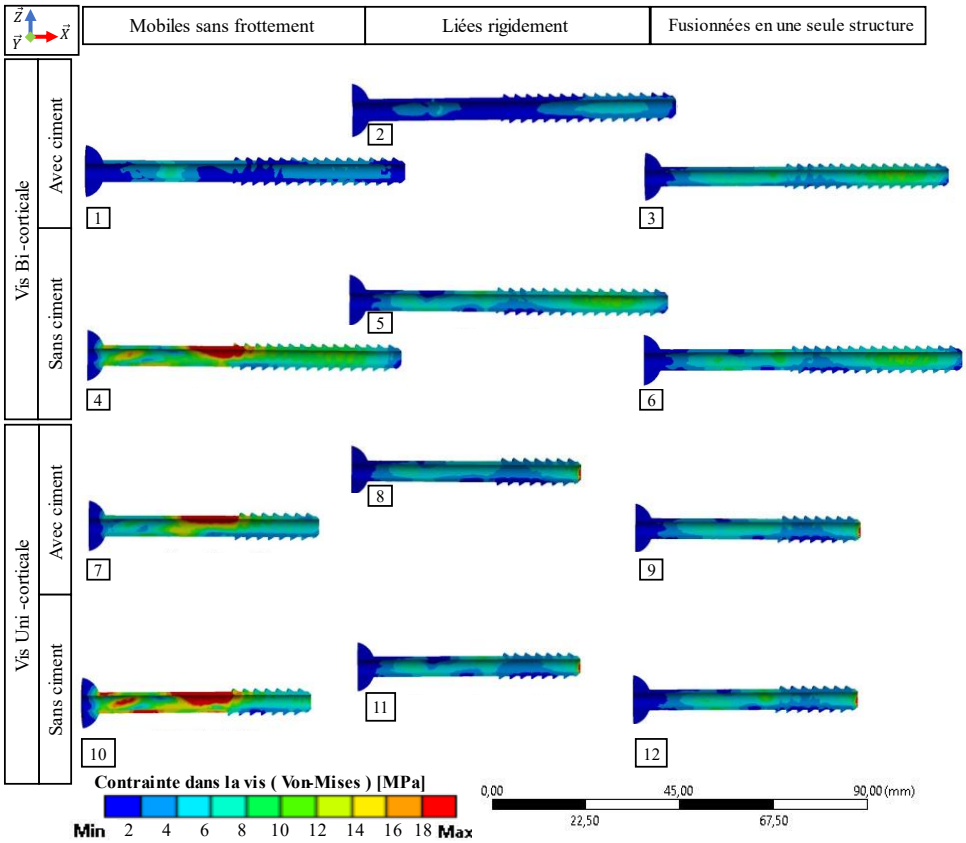


Figure V. 9 : Distribution des contraintes dans la vis pour les douze scénarios simulés

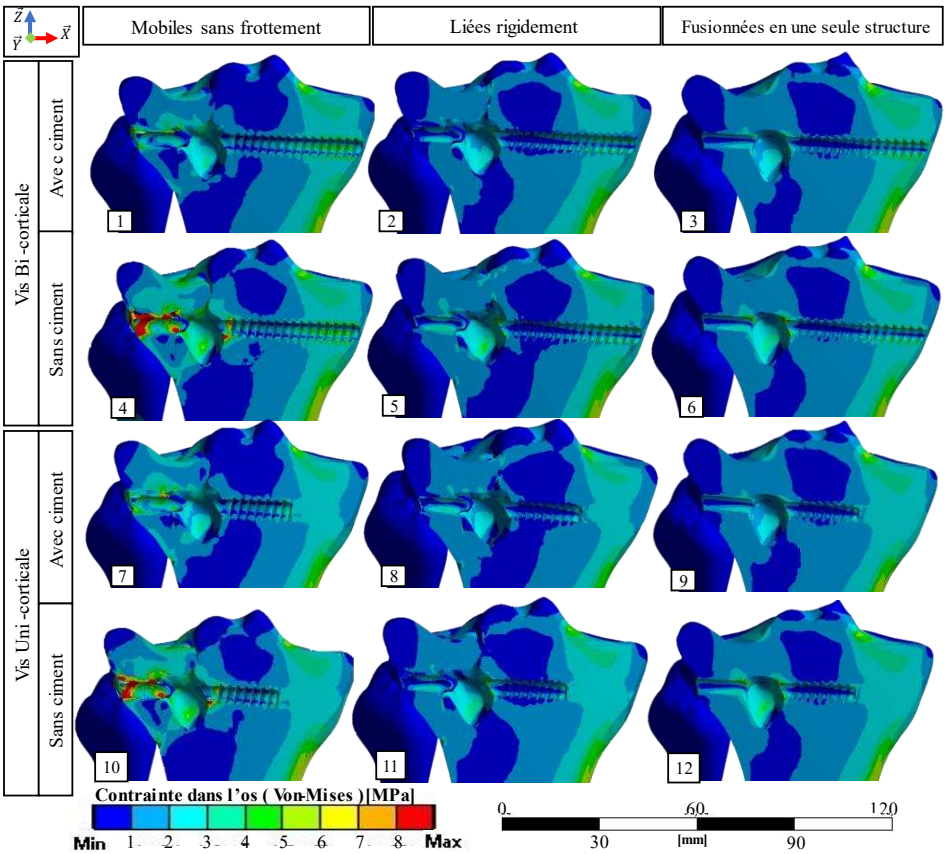


Figure V. 10: Distribution des contraintes dans l'os pour les douze scénarios simulés.

La perte de réduction observée sur le fragment enfoncé et sur le fragment séparé est exprimée sur la Figure V. 11 pour les scénarios possédants des fragments.

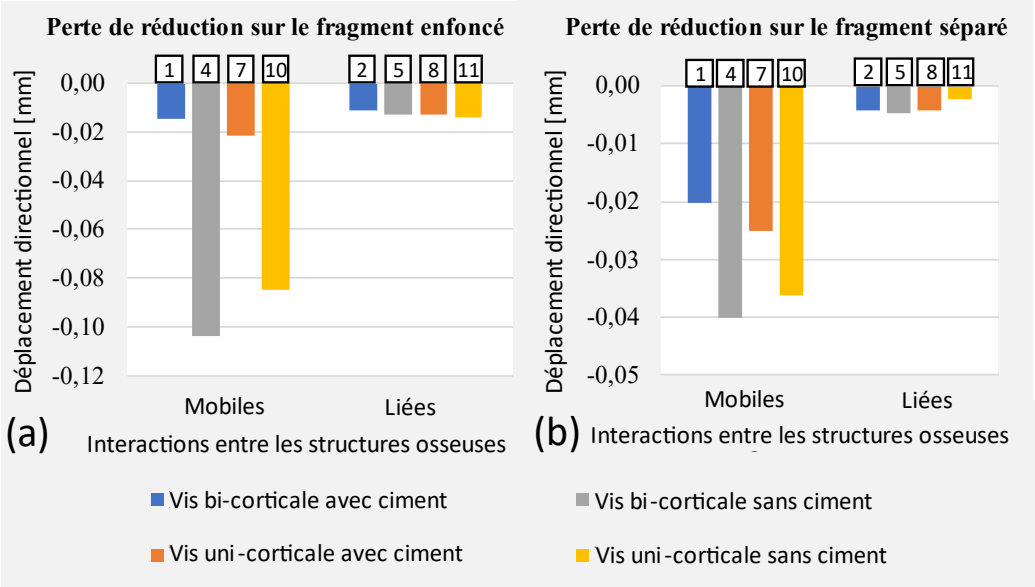


Figure V. 11 : (a) Perte de réduction évaluée sur le fragment enfoncé par le déplacement maximal dans la direction distalo-proximale. (b) Perte de réduction évaluée sur le fragment séparé par le déplacement maximal dans la direction médiale-latérale.

Les déformations interfragmentaires et le volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale sont communiqués dans le Tableau V. 5.

Méthodes de stabilisation		Interactions entre les structures osseuses	Identifiant du scénario	Déformation interfragmentaire maximum		Volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale [mm³]
Types de vis	Ciment			Fragment enfoncé	Fragment séparé	
Bi-corticale	Oui	Mobiles	1	0,84 %	0,58 %	0,00
		Liées	2	0,65 %	0,12 %	0,00
		Fusionnées	3	-	-	0,00
	Non	Mobiles	4	5,84 %	1,15 %	16,18
		Liées	5	0,74 %	0,13 %	0,00
		Fusionnées	6	-	-	0,00
Uni-corticale	Oui	Mobiles	7	1,22 %	0,72 %	0,04
		Liées	8	0,74 %	0,12 %	0,00
		Fusionnées	9	-	-	0,00
	Non	Mobiles	10	3,42 %	1,04 %	21,66
		Liées	11	0,78 %	0,07 %	0,00
		Fusionnées	12	-	-	0,00

Tableau V. 5 : Déformation interfragmentaire observée pour chaque fragment et chaque scénario. Volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale pour chaque scénario.

Les champs de déplacements observables sur la surface latérale du plateau tibial sont présentés sur la Figure V. 12. Le déplacement total le plus élevé est observé sur le fragment enfoncé du scénario n°4 avec une valeur de 0,11 mm.

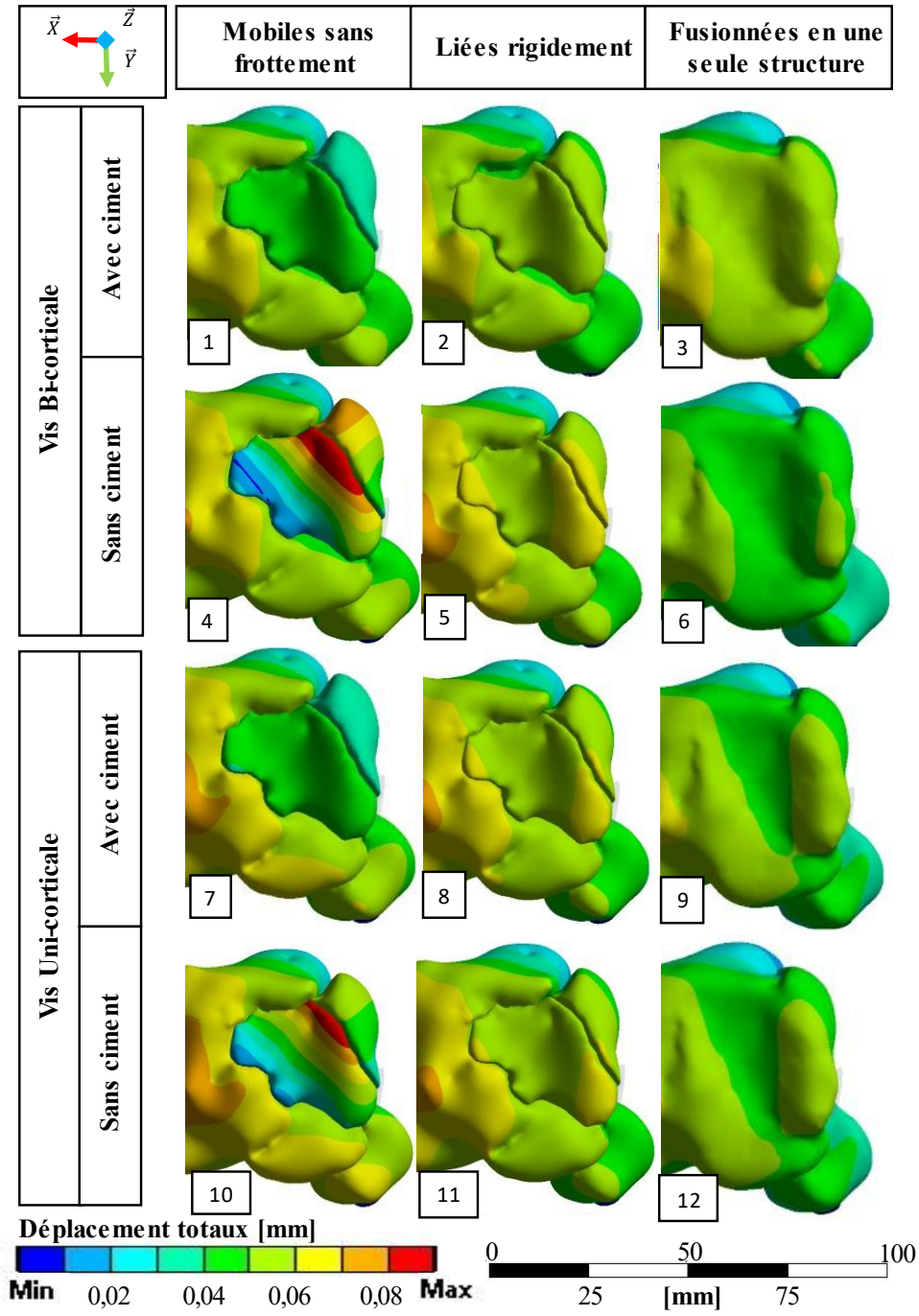


Figure V. 12 : Champs de déplacements observés sur le plateau latéral pour les douze scénarios simulés

La stabilisation réalisée par le chirurgien inclut une vis bi-corticale et du ciment (scénarios n°1, n°2 et n°3). Pour cette stabilisation, la contrainte maximum observée dans l'os est 1,5 fois plus élevée avec une interaction entre les structures osseuses « Mobiles » qu'avec une interaction « Liées ». Cependant, aucun volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale n'a été observé avec cette stabilisation (Tableau V. 5). De plus, l'analyse des déplacements montre une perte de réduction faible sur les deux fragments (Figure V. 11).

La stabilisation avec une vis uni-corticale et du ciment (scénarios n°7, 8, 9) n'a révélé aucun volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité pour les interactions « Liées » et « Fusionnées ». Un faible volume de 0,04 mm^3 est observé avec une interaction « Mobiles » (Tableau V. 5). Pour cette stabilisation, la contrainte maximum dans l'os est 2,83 fois plus élevée avec des interactions entre les structures osseuses « Mobiles » qu'avec des interactions « Liées » (Figure V. 8).

Pour les stabilisations sans ciment, des volumes d'os avec une contrainte supérieure à la limite élastique locale ont été trouvés lorsque les interactions entre les structures osseuses sont « Mobiles ». Dans ce cas, la stabilisation avec une vis bi-corticale sans ciment (scénario n°4) mène à un volume critique de 16,18 mm^3 et la stabilisation avec une vis uni-corticale sans ciment (scénario n°10) mène à un volume critique de 21,66 mm^3 (Tableau V. 5). Grâce à l'analyse des champs de contraintes, on observe que ces volumes critiques se situent au niveau des fragments osseux et proche de la vis. Ces deux scénarios (Scénarios n° 4 et n°10) montrent les pertes de réduction les plus élevées (Figure V. 11). Dans le cas d'interactions entre les structures osseuses « Liées » (Scénarios n°5 et n° 11), aucun volume d'os ne présente une contrainte supérieure à la limite élastique locale.

Les contraintes maximales observées dans l'os pour les déclinaisons simulant le retrait de la vis chirurgical après consolidation de la fracture (Scénarios n°3*, n°6*, n°9* et n°12*) sont présentées dans le Tableau V. 6 et illustrées par la Figure V. 13.

	Injection de ciment	Retrait de la vis après consolidation de la fracture	Identifiants de scénario	Contraintes maximum dans l'os [MPa]
Vis bi-corticale	Oui	Non	3	13,51
		Oui	3*	16,33
	Non	Non	6	11,78
		Oui	6*	17,37
Vis uni-corticale	Oui	Non	9	7,80
		Oui	9*	16,09
	Non	Non	12	9,05
		Oui	12*	17,62

Tableau V. 6 : Les contraintes maximales dans l'os pour les scénarios modélisant un état avancé de la consolidation de fracture et leur déclinaison simulant le retrait de la vis chirurgicale

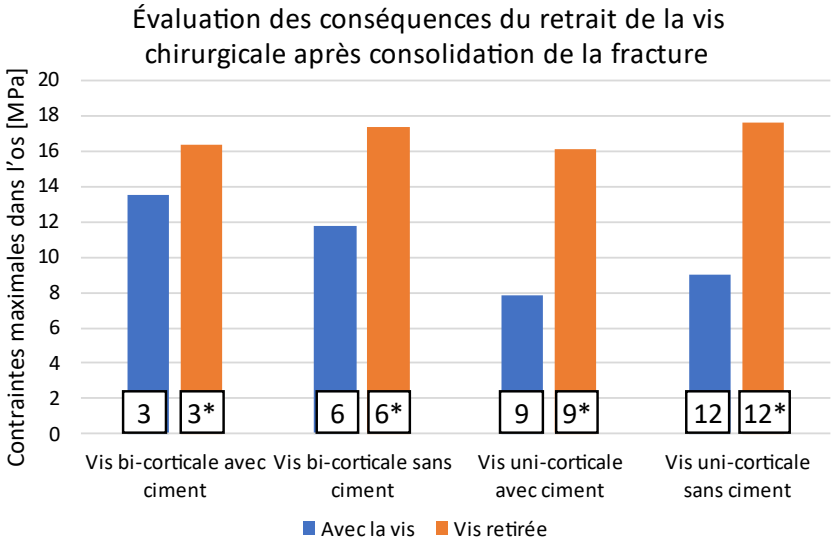


Figure V. 13 : Évaluation des conséquences du retrait de la vis chirurgicale après consolidation de la fracture

Les champs de contraintes dans un plan coronal contenant l'axe de la vis sont présentés sur la Figure V. 14.

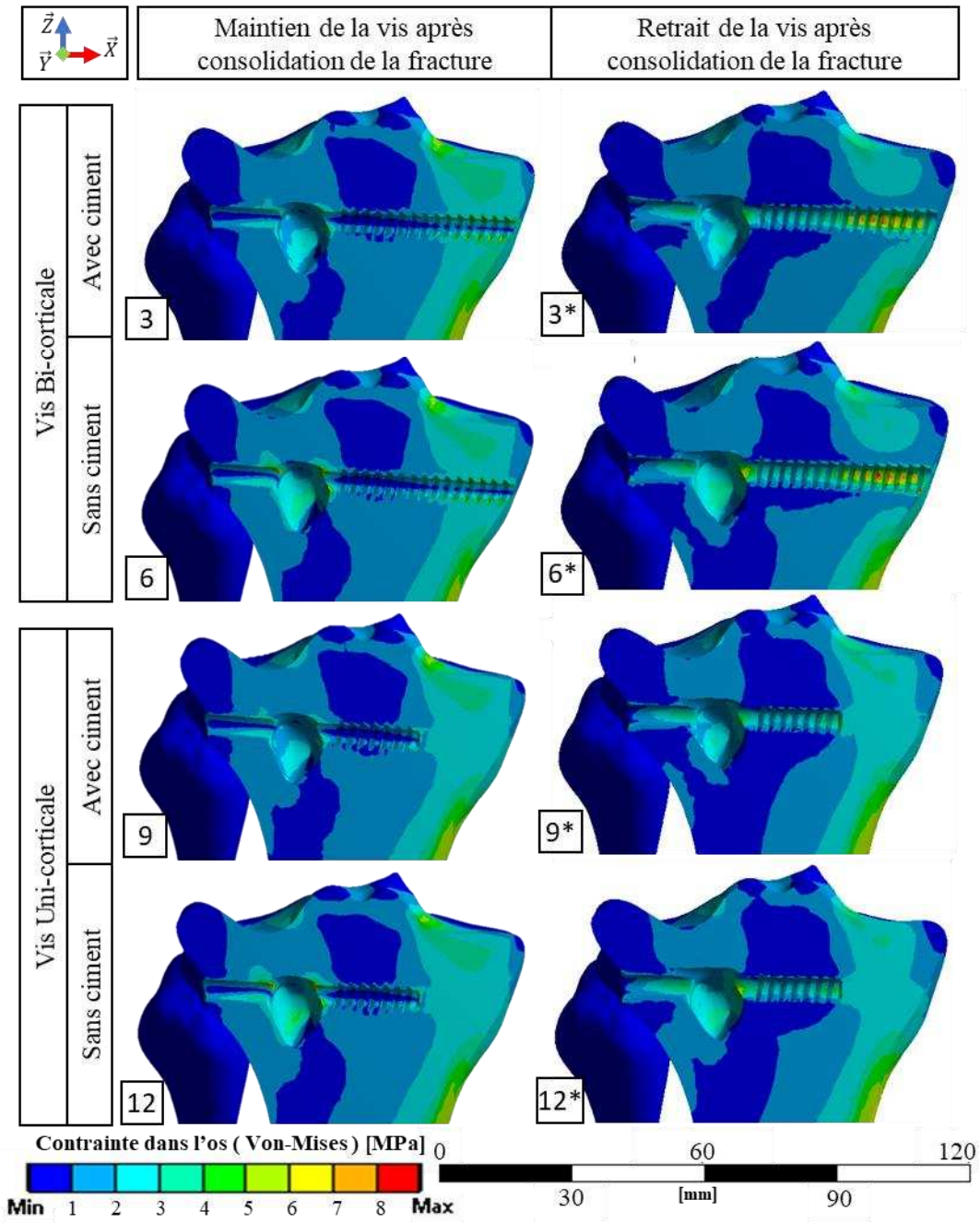


Figure V. 14 : Distribution des contraintes dans l'os pour les scénarios modélisant un état avancé de la consolidation de fracture et leur déclinaison simulant le retrait de la vis chirurgicale

V.3.4 Discussion

Cette étude présente une méthodologie pour la modélisation et la simulation par une approche éléments finis patient-spécifique pour évaluer différentes méthodes de stabilisation à différents états du remodelage osseux après fracture du plateau tibial. Cette méthodologie offre des modèles permettant de visualiser et quantifier les champs mécaniques associés à différentes stabilisations et différents traitements post-opératoires. La stabilité fracturaire et la stimulation osseuse peuvent être quantifiés.

La stabilité d'une fracture est évaluée par deux paramètres. En effet, dans leur définition du « Diamond Concept » du remodelage osseux, Giannoudis et al. (2007) expriment l'importance d'une stabilité relative et absolue de la fracture stabilisée. Pour assurer cette stabilité, ils indiquent que les déformations interfragmentaires doivent être maintenues en dessous de 10 %. Associée à ce premier paramètre, la stabilité fracturaire doit garantir qu'aucun risque de récidive fracturaire n'est présent lors de la remise en charge. Ce deuxième paramètre est évalué par le volume d'os ayant une contrainte supérieure à la limite d'élasticité du matériau.

Dans notre étude, les déformations interfragmentaires se sont révélées inférieures à 10 % dans chaque scénario simulé. L'évaluation du volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale a montré que trois scénarios simulés présentent des risques de récidive fracturaire lors de la remise en charge (Tableau V. 5).

V.3.4.1 La stabilisation réalisée par le chirurgien

La stabilisation réalisée par le chirurgien est composée d'une vis bi-corticale et de ciment PMMA. La simulation de cette méthode confirme la stabilité de la fracture pour des conditions d'interactions entre les structures osseuses « Mobiles », « Liées » et « Fusionnées ». Les déformations interfragmentaires sont maintenues en dessous de 10 % et aucun volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale n'a été identifié.

V.3.4.2 La remise en charge précoce

La remise en charge correspond à la première fois où le patient remarche après la chirurgie. Pour les fractures du plateau tibial du type Schatzker II (Kfuri and Schatzker, 2018), la fondation « AO - Orthopedic Trauma Association » (AO/OTA) recommande une remise en charge 10 à 12 semaines après la chirurgie (Ruedi and Murphy, 2000). Cependant, une étude incluant 111 chirurgiens orthopédistes allemands montre que 72 % d'entre eux ne suivent pas les recommandations de la fondation AO/OTA (Van Der Vusse et al., 2017).

Il est crucial pour les patients d'être capables de supporter leur poids et de retrouver leur mobilité rapidement notamment pour maintenir la densité osseuse et améliorer le processus de reconstruction osseuse (Smet et al., 2005; Giannoudis et al., 2007). En particulier, chez les personnes âgées la remise en charge précoce est d'autant plus décisive du fait de l'altération de la santé du patient induit par l'alitement prolongé (Brown et al., 2004). En parallèle, pour la population active, Kraus et al. (2018) ont montré l'impact négatif des fractures du plateau tibial sur la capacité des patients à reprendre une activité professionnelle rapidement.

D'après notre modèle, deux stabilisations pourraient permettre une remise en charge précoce pour le cas clinique étudié, elle inclut toutes les deux du ciment PMMA associé à une vis bi-corticale ou uni-corticale. En effet, le scénario n°1 présente un volume critique de 0 mm^3 et le scénario n°7 présente un volume critique négligeable de 0,04 mm^3 (Tableau V. 5).

V.3.4.3 L'injection de ciment PMMA et le type de vis

Pour les patients les plus jeunes, les chirurgiens doivent trouver le meilleur compromis entre la stabilité de la fracture et l'invasivité de la chirurgie. Alors que le ciment PMMA n'est pas retirable ni résorbable et que sa nocivité à long terme reste incertaine (Vaishya et al., 2013), déterminer l'influence du ciment sur la stabilité de la fracture parait nécessaire. Avec notre étude patient-spécifique, nous avons observé que l'absence de ciment augmente les contraintes dans les structures osseuses (Figure V. 8) et mène un risque supérieur de récidive fracturaire lors d'une remise en charge précoce (Tableau V. 5).

Nous avons inclus la longueur de la vis en tant que paramètre de notre étude afin de quantifier son impact sur le comportement biomécanique de la fracture stabilisée. Ce choix est motivé par le défi pré-opératoire consistant à trouver la longueur de vis satisfaisante qui garantirait un ancrage bi-corticale tout en limitant le risque de perforation des tissus mous environnants. Dougherty et al. (2008) ont comparé les propriétés biomécaniques associées à l'utilisation de vis bi-corticales comparées aux vis uni-corticales pour la stabilisation avec plaque de fracture de type Schatzker VI. Leur étude a été menée sur segments anatomiques (Figure V. 15).



Figure V. 15 : Image issue de l'étude de Dougherty et al., (2008). Cette étude identifie les propriétés biomécaniques associées à l'utilisation de vis uni-corticales comparée aux vis bi-corticales pour la stabilisation avec plaque de fracture de type Schatzker VI

Pour les fractures de type Schatzker VI, les vis uni-corticales se sont montrées moins performantes que les vis bi-corticales. Cependant, dans leur discussion, les auteurs ont souligné l'intérêt des vis uni-corticales qui permettent aux fabricants de réduire le nombre de tailles de vis à stocker. Ils expriment également que l'utilisation de vis uni-corticales autoriserait la modification du design des vis afin qu'elles soient auto-perforantes pour faciliter leur insertion.

Lors de notre étude, nous avons observé que la vis uni-corticale augmente légèrement les contraintes dans l'os et le ciment comparé à la vis bi-corticale. Cependant, cette caractéristique ne constitue pas un risque de récidive fracturaire lors de la remise en charge. De plus, l'intérêt de la vis bi-corticale comparé à la vis uni-corticale sur la stabilisation du fragment séparé s'est avéré négligeable (Figure V. 11 – b). D'après notre modèle, pour ce cas clinique de fracture du plateau tibial de type Schatzker II, l'ancrage bi-cortical n'était pas nécessaire dans la mesure où la vis uni-corticale simulée offre une stabilité équivalente.

V.3.4.4 Les scénarios d'une remise en charge à long terme

Les scénarios où les structures osseuses sont considérées fusionnées en une seule géométrie et les espaces interfragmentaires comblés modélisent une remise en charge à long terme. Pour ces scénarios (n°3, n°6, n°9 et n°12), la répartition et les valeurs maximales des contraintes observées dans la vis, le ciment et l'os étaient équivalentes. En particulier, la réparation des contraintes dans l'os n'a montré aucune discontinuité. Ainsi, le processus normal de remodelage osseux en accord avec la loi de Wolff est assuré (Wolff, 1986).

Dans certains cas, les chirurgiens font le choix de retirer la vis chirurgicale une fois la fracture consolidée, au plus tôt un an après l'opération. Cette nouvelle opération est pratiquée principalement

chez les patients jeunes et peut être motivée par un inconfort, une perte de mobilité ou un descellement.

Les simulations n°3*, n°6*, n°9* et n°12* modélisent le retrait de la vis chirurgicale une fois la fracture consolidée. L'analyse des contraintes maximales dans l'os montre une augmentation de celles-ci lors du retrait de la vis chirurgicale, quelle que soit la stabilisation initialement pratiquée (Figure V. 13). L'observation de la réparation des contraintes dans l'os permet de localiser des concentrations de contraintes dans la cavité résultant du retrait de la vis (Figure V. 14). Pour le cas clinique étudié aucun risque de récidive fracturaire n'a été identifiée. Néanmoins, les préconisations cliniques limitant les exercices intensifs comme la course ou le saut après le retrait de matériel chirurgical semblent justifiées, particulièrement dans le cas de patient présentant une densité et une résistance osseuse plus faibles.

V.3.4.5 Limitations et validité du modèle

Malgré la simulation de seize scénarios modélisant quatre méthodes de stabilisations, trois conditions de remodelage osseux et le retrait de la vis chirurgicale après consolidation de la fracture, un seul type de chargement a été simulé. Ce chargement correspond à la charge maximale observée pendant un cycle de marche. D'autres activités impliquant des efforts plus importants, comme le fait de s'asseoir ou de monter des escaliers pourraient être simulées. De plus, les effets dynamiques associés à la marche n'ont pas été simulés. Une autre limite de notre étude est l'absence de tissus mous. En effet, en raison de la constriction des tissus mous environnant la fracture, le déplacement du fragment séparé et du fragment enfoncé pourrait être inférieur à celui simulé. Dans les modèles présentés, les ménisques ne sont pas modélisés, ceci est motivé par l'exploitation des surfaces de contact observée par Poh et al. (2012). Dans leur étude *ex vivo*, les auteurs ont inséré des capteurs de cartographie de pression sous les ménisques afin de mesurer les pressions et les surfaces de chargement sous-méniscales lors du chargement axial de six genoux. Dans notre modèle, la répartition des efforts axiaux sur la surface du plateau tibial par les ménisques est représentée par les surfaces d'application du chargement. Nous devons également indiquer que le cartilage hyalin situé sur la surface du plateau tibial n'est pas modélisé alors que son comportement mécanique est différent des structures osseuses et qu'il modifie la morphologie de la surface du plateau tibial. L'intégration des tissus mous et du cartilage hyalin devrait être investiguée pour quantifier leurs influences. Le modèle numérique devrait alors s'appuyer sur la combinaison d'images volumiques issues de CT-scans et d'IRM. L'utilisation d'arthroscanner devrait aussi être envisagée.

Le remodelage osseux a été simulé avec seulement trois états. Une définition plus complexe incluant le remodelage osseux en fonction de la distribution des contraintes dans la structure osseuse pourrait être mise en œuvre en accord avec la loi de Wolff et les différentes études plus récentes reliant la contrainte au remodelage osseux (Wolff, 1986; Christen et al., 2014; Renault, 2019). Dans les scénarios avec des fragments osseux mobiles, le contact entre les structures osseuses est supposé sans frottement. Cette hypothèse est motivée par la difficulté de déterminer de façon réaliste un coefficient de friction. Cependant, les fragments osseux étant partiellement ou totalement immergés dans un mélange de sang et de liquide synovial, cette hypothèse pourrait être appropriée. La détermination d'un coefficient de friction interfragmentaire devrait être étudiée.

Étant donné le caractère patient-spécifique du modèle présenté, sa validation par confrontation simulation - expérimentation, avec les géométries et les propriétés matérielles spécifiques au patient ne peut être effectuée. Seule la méthode de modélisation peut être évaluée et validée. Cependant, avant d'aborder l'évaluation de la méthode de modélisation dans les paragraphes suivant, nous pouvons indiquer que les comportements mécaniques simulés avec des fragments mobiles

corroborent avec les études numériques et expérimentales précédemment publiées (Carrera et al., 2016, 2018; Belaid et al., 2018; Vendeuvre et al., 2018).

Une synthèse des études modélisant les fractures du plateau tibial et leur stabilisation par approche éléments finis est présentée au début de ce chapitre (Tableau V. 1). L'étude que nous proposons semble être la seule à modéliser le filetage de la vis chirurgicale. Récemment, une étude visant à caractériser l'intérêt de modéliser le filetage pour des vis pédiculaires en stabilisation du rachis a montré la sous-estimation des concentrations de contraintes à proximité du filetage lorsque celui-ci n'est pas modélisé (Sensale et al., 2021).

La méthodologie présentée dans ce chapitre parvient à modéliser de manière patient-spécifique trois des quatre ingrédients qui doivent nécessairement être spécifiques au patient pour obtenir une modélisation patient-spécifique de l'os et du matériel chirurgical d'après Scott et al. (2020). L'exception étant faite sur la surface d'application du chargement axiale non spécifique mais issue de mesures expérimentales établies par Poh et al. 2012. La géométrie des fragments osseuseux du cas clinique étudié sont identifiés par segmentation d'image volumique. La procédure de segmentation a été présentée et évaluée dans le chapitre II, les variabilités inter et intra opérateurs ont pu être identifiée et caractérisées. Dans des travaux futurs, l'impact de ces variabilités sur les champs mécaniques simulés devrait notamment être investigué.

V.3.5 Conclusion partielle

En conclusion, cette étude présente une approche patient-spécifique pour modéliser différentes méthodes de stabilisation pour la chirurgie des fractures du plateau tibial, à différents états de remodelage osseux. L'étude montre l'intérêt des jumeaux numériques pour fournir des informations quantitatives précieuses pour la prise de décisions cliniques. Des paramètres rationnels tels que la résistance mécanique, la repartions du chargement dans les structures osseuses et les déformations interfragmentaires ont permis d'évaluer la stabilité de la fracture pour différents scénarios de chirurgie. Les résultats ont confirmé la contribution mécanique de l'injection de ciment et ont montré un avantage pratique lié à l'utilisation d'une vis uni-corticale plutôt que bi-corticale.

Cette étude montre l'intérêt de la modélisation numérique patient spécifique pour mieux appréhender les solutions de stabilisation de fracture du plateau tibial. Néanmoins, une validation complète de la méthodologie proposée doit être obtenue avant tout exploitation pour la prise de décisions cliniques. Pour progresser vers cet objectif, les prochains paragraphes présenteront et discuteront l'évaluation de la méthode de modélisation numérique personnalisée de fracture du plateau tibial par une approche expérimentale.

V.4 ÉVALUATION DE LA METHODE DE MODELISATION

V.4.1 Vers la validation de modèles

Un modèle patient-spécifique fait intervenir les géométries, les propriétés matériaux, l'interaction entre les structures et les chargements spécifiques au patient. Dans ces conditions, évaluer et valider un modèle patient-spécifique en reprenant les paramètres spécifiques au patient s'avère particulièrement complexe. Pour ce type d'approche, seule la méthode de construction du modèle peut être évaluée et validée. Pour cela, les approches expérimentales faisant intervenir des segments issus du don du corps sont généralement envisagées. De cette manière, la méthode de modélisation patient-spécifique est évaluée par confrontation simulation – expérimentation afin de quantifier la prédictibilité des comportements mécaniques.

Plusieurs études se sont intéressées à l'évaluation de modèles numériques de plateau tibiaux. Pour déterminer les propriétés matériaux les plus appropriées à la modélisation de plateaux tibiaux sains, Nazemi et al. (2015) ont proposé de comparer les raideurs obtenues localement sur la surface du plateau par approche numérique et par approche expérimentale. À partir de treize tibias issus du don du corps, treize modèles numériques sujet-spécifiques ont été créés. Différentes fonctions extraites de la littérature ont été utilisées pour relier la densité osseuse aux propriétés matériaux des modèles. En confrontant les résultats expérimentaux avec les résultats numériques, les auteurs ont observé que les relations proposées par Goulet et al. (1994); Rho et al. (1995) et Snyder and Schneider (1991) sont les plus appropriées pour modéliser des plateaux tibiaux sains par éléments finis homogénéisés (h-EF).

Pour évaluer leur modèle de plateau tibial équipé d'une prothèse unicompartimentale, Scott et al. (2017) ont utilisé la corrélation d'images numériques (DIC : Digital Image Correlation) et l'émission acoustique. L'expérimentation a été menée sur un tibia synthétique possédant une masse volumique et une porosité contrôlée. Les déplacements et les déformations observées par DIC sur une portion de surface du modèle expérimental puis ont été comparés aux déplacements et déformations observées sur la même portion sur le modèle numérique (Figure V. 16). Cette approche par DIC permet de valider de façon partielle le comportement mécanique en surface de la structure, cependant, elle ne permet pas une comparaison de champs de déplacements et de déformations dans le volume.

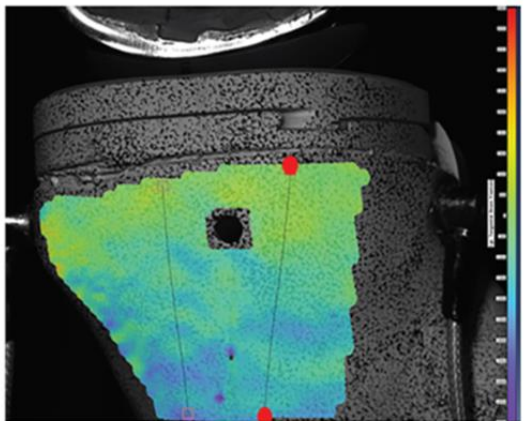


Figure V. 16 : Mesures du champ de déformation surfacique par stéréo-corrélation d'images numériques. La figure est issue de Scott et al. (2017)

L'approche expérimentale que nous avons mise en œuvre s'appuie sur la Corrélation d'Images Volumiques (DVC : Digital Volume Correlation). Cette méthode a déjà été utilisée pour la validation de modèle construit par approche micro-éléments finis (µ-EF) (Chen et al., 2017b; Costa et al., 2017; Oliviero et al., 2018; Ridzwan et al., 2018). À notre connaissance, seule l'étude de Ridzwan et al. (2018) ont proposé d'évaluer un modèle éléments finis homogénéisés (h-EF) par DVC, à partir d'image de CT-

scan clinique. Dans leur étude, les auteurs ont calculé les champs de déplacements et de déformations expérimentaux par DVC à l'aide du logiciel commercial DaVis (Version 8.1.6, *LaVision*) et à partir d'images volumiques obtenues durant l'expérimentation. Bien que l'étude ait montré des similarités locales satisfaisantes entre les champs simulés et expérimentaux (Figure V. 17), l'utilisation de la DVC avec des images de CT-scan cliniques n'a pas été évaluée.

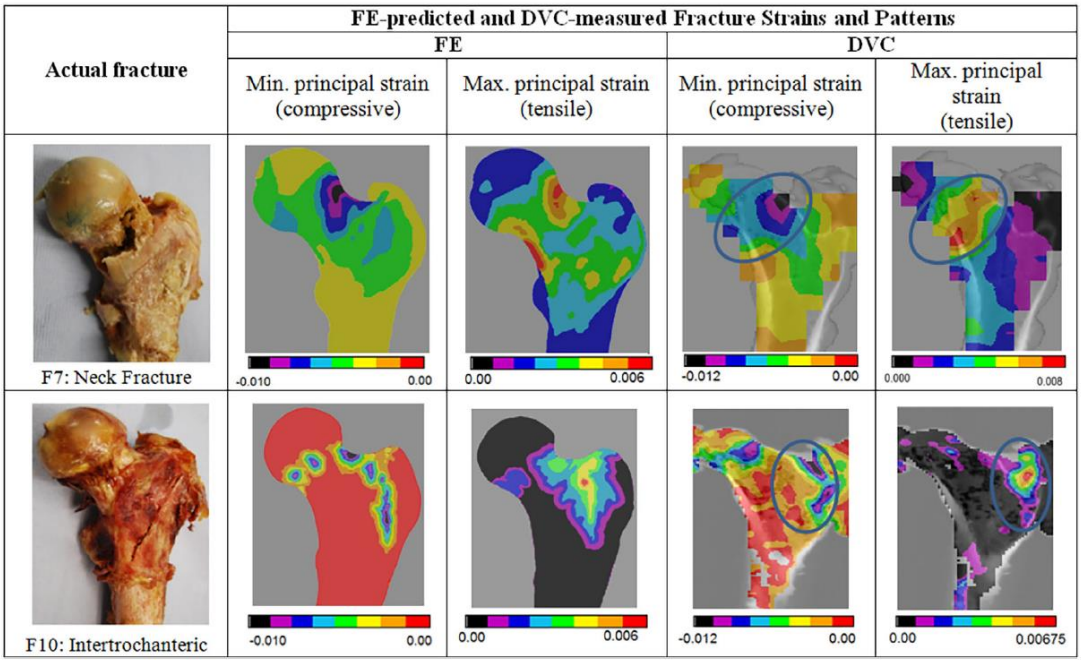


Figure V. 17 : Résultats obtenus par Ridzwan et al. (2018). La figure présente la comparaison entre la fracture observée expérimentalement, la fracture simulée par éléments finis et la mesure des déformations par DVC pour les deux fémurs proximaux étudiés. La figure est issue de Ridzwan et al. (2018)

La compatibilité des outils de DVC disponibles à l'Institut Pprime avec des images volumiques de CT-scan clinique a été évaluée dans le chapitre IV. Ainsi, l'utilisation de la DVC avec des CT-scans cliniques offre la possibilité de confronter des modèles éléments finis représentant des structures osseuses à l'échelle du segment. Dans les prochains paragraphes, la DVC sera utilisée pour une confrontation simulation – expérimentation visant à évaluer la méthode de modélisation décrite précédemment.

V.4.2 Matériels et méthodes

V.4.2.1 Les cas étudiés

L'évaluation de la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical s'appuie sur quatre spécimens représentant différents cas de stabilisation (Tableau V. 7). Les spécimens ont été disséqués à l'ABS Lab, le laboratoire d'anatomique de l'Université de Poitiers (numéro DC-2019-3704). Le tibia et la fibula ont été extraits des donneurs et tous les tissus mous ont été retirés à l'exception de la capsule tibio-fibulaire. Les parties distales du tibia et de la fibula ont été coulées dans un bloc de polyuréthane rigide (Allrane®, *Allrim*).

ID	Age	Sexe	Injection de ciment	Type de fracture	Type de vis
Sujet 1 - Droit	77	M	-	-	-
Sujet 2 - Gauche	?	?	Oui	-	-
Sujet 3 - Gauche	83	M	Oui	Schatzker III	-
Sujet 1 - Gauche	77	M	Oui	Schatzker III	Vis uni-corticale

Tableau V. 7 : Les quatre cas étudiés pour évaluer la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical

Pour les spécimens incluant une fracture, le protocole de fracturation décrit dans le chapitre IV pour les fractures de type Schatzker III a été mis en œuvre. La fracture obtenue correspond à un enfoncement du condyle latéral de 10 mm. La réduction et la stabilisation des spécimens a été réalisée par Tubéroplastie par des chirurgiens orthopédistes. Lors de la stabilisation, le ciment chirurgical était un PMMA implantable (KYPHON® Xpede™ Bone cement, *Medtronic*) et la vis chirurgicale était issue de la gamme *ZIMMER-BIOMET*.

V.4.2.2 Le système de chargement

Pour mettre en charge les cas étudiés, nous avons développé un banc de chargement spécifique compatible avec les CT-scans cliniques (Figure V. 18– a). Ce système est composé d'un capteur de force auto-alimenté d'une précision de $\pm 15\ N$. Le capteur de force est associé à un mors maintenant un fémur réalisé en impression 3D. Le fémur est obtenu par segmentation et est issu du « Sujet -1 Droit » (Tableau V. 7). L'impression est assurée par une imprimante 3D (Ultimaker S5, *Ultimaker*). Le matériau d'impression est un PLA et le taux de remplissage est de 60%.

Avant la mise en charge, chaque spécimen est placé face au fémur et mis en contact à l'aide du système de mise en position (Figure V. 18 -b). Ce système permet de contrôler les trois rotations et les deux translations radiales. La translation axiale est pilotée par le volant de chargement. Lors du chargement, les efforts sont repris et transmis au bâti à l'aide du cylindre en PMMA. En plus de transmettre les efforts, le cylindre en PMMA garantit l'acquisition du cas étudié par un CT-scan clinique.

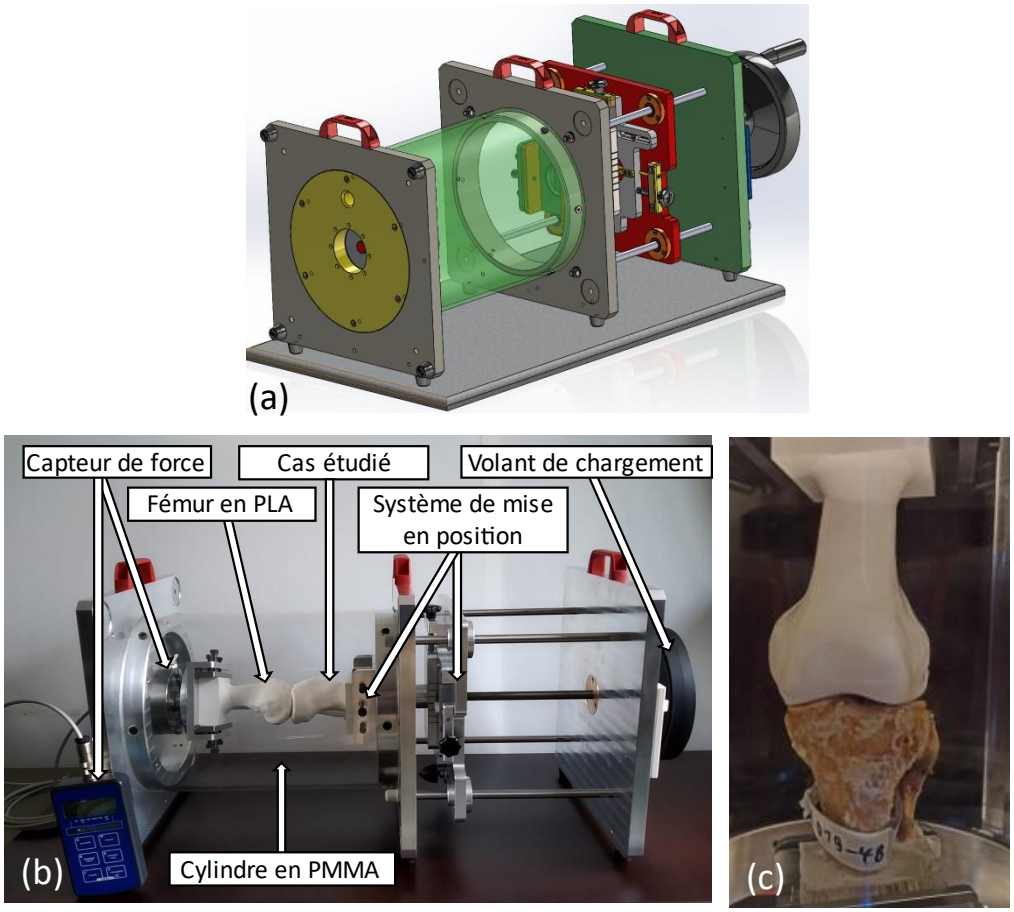


Figure V. 18 : (a,b) Système de chargement des cas étudiés. (c) Mise en charge d'un cas étudié avec le système de chargement

Les spécimens étudiés ont été mis en charge dans le CT-scan clinique avec le système de chargement. Une première acquisition de référence a été obtenue avec une précharge de 100 N, par la suite une acquisition a été réalisée à chaque incrément de 1000 N jusqu'à 6000 N.

La raideur globale expérimentale est exprimée par la force mesurée par le capteur de force divisée par le déplacement imposé à la partie distale du tibia et de la fibula.

V.4.2.3 Le système d'imagerie

Pour cette étude, les images volumiques étaient acquises avec le CT-scan clinique Aquilion ONE, GENESIS Edition de la marque Canon. Les images volumiques reconstruites par ce CT-scan clinique correspondaient à une matrice de 512 x 512 x 320 voxels avec une taille de voxel de 0,292 mm dans les directions radiales et 0,5 mm dans la direction axiale.

La relation liant les Unités Hounsfield et la densité osseuse locale est obtenue à l'aide du fantôme de calibration CIRS modèle 062M présenté dans le chapitre II. Pour le CT-scan clinique Aquilion ONE, GENESIS Edition, la relation obtenue est :

$$\rho_{app}\,[g/cm^3] = 0{,}0006872 \times UH + 1{,}0236$$

V.4.2.4 La corrélation d'images volumiques (DVC)

Les champs de déplacements directionnels volumiques expérimentaux associés à la mise en charge des spécimens ont été mesurés par DVC (Chapitre I, Chapitre IV).dans le repère du système d'imagerie. L'image de référence correspondait à un chargement de 100 N et l'image de l'état déformé correspondait à un chargement de 3000 N pour les spécimens 2019-48-D, 2016-32-G et 2020-19-G et de 1000 N pour le spécimen 2019-48-G (Tableau V. 7). La procédure de préparation des images pour la DVC a été explicitée dans le chapitre II et est rappelée au travers de la Figure V. 19. La DVC a été menée sur le logiciel X-DVCorrel et un ordinateur possédant un processeur Intel® Core™ i5-8600 (3,10 GHz) et 32 Go de RAM associés à deux cartes graphiques NVIDIA GTX 1080 Ti. La mesure de champs de déplacements est obtenue dans le masque de calcul, la taille du sous-volume est de $16 \times 16 \times 16\ voxels$ et le pas entre chaque sous-volume est de 1 voxel. Cette configuration correspond à un nombre de points de mesure par spécimen compris entre 4 263 709 et 5 025 280.

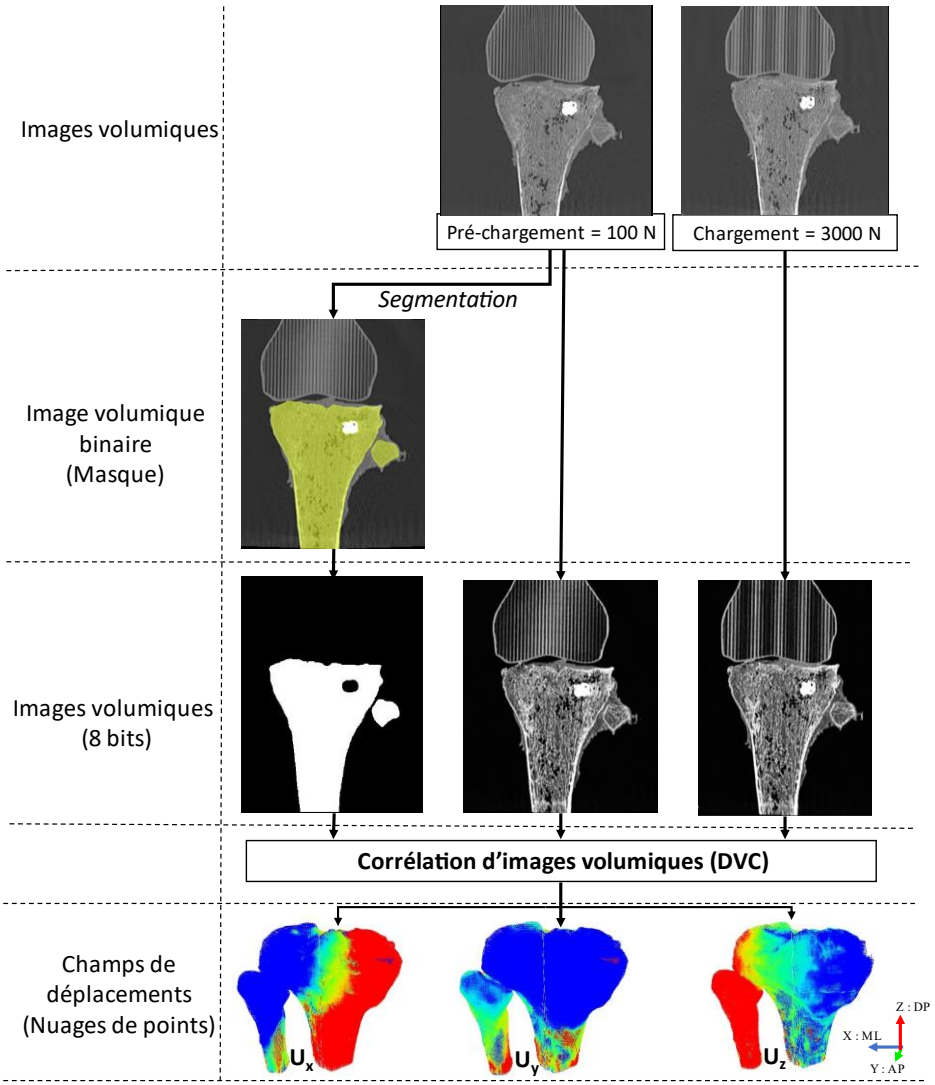


Figure V. 19 : Démarche pour la corrélation d'images volumiques (DVC) pour l'évaluation de la stabilisation de fractures

V.4.2.5 La modélisation numérique

La simulation numérique et le post traitement sont menés sur le logiciel Ansys Mechanical (Version 2020R2, *Ansys Inc.*). Les spécimens étudiés ont été modélisés en accord avec la méthodologie décrite dans le paragraphe V.3 *Modélisation numérique de la stabilisation des fractures du plateau tibial* (page 190). L'allocation des propriétés matériaux et la définition des conditions limites ont été adaptées afin de correspondre aux conditions de chargements expérimentales. Ainsi, un matériau élastique linéaire isotrope est alloué au fémur avec un module d'Young de 1,26 MPa et un coefficient de poisson de ν =0,3. Le module d'Young alloué au fémur correspondait à 60 % module de compression du PLA communiqué par le fournisseur. Seulement une fraction du module de compression est représentée afin d'être en accord avec le taux de remplissage du fémur. En ce qui concerne l'allocation des propriétés matériaux aux structures osseuses, nous avons exploité les relations liant la densité osseuse locale aux propriétés matériaux identifiées par Nazemi et al. (2015) comme adaptées à la modélisation de plateaux tibiaux sains (Carter, D.R. and Hayes, W.C., 1977; Goulet et al., 1994; Rho et al., 1995; Helgason et al., 2008; Nazemi et al., 2015).

$$E_{trab} = 6310 \times \left(\frac{\rho_{app}}{1{,}8}\right)^{2{,}1}$$

$$E_{cort} = 3891 \times (\rho_{app})^{2,39}$$

Avec E_{trab} le module d'Young de l'os trabéculaire en MPa, ρ_{app} la densité osseuse locale en g/cm^3 et E_{cort} le module d'Young de l'os cortical en MPa.

En ce qui concerne les conditions limites, la surface proximale du fémur est considérée fixe. Un déplacement axial, correspondant au déplacement expérimental, est imposé à la surface distale du tibia (Figure V. 20). L'interaction entre le tibia et la fibula est considérée liée et l'interaction entre le tibia et le fémur est considérée mobile sans frottement.

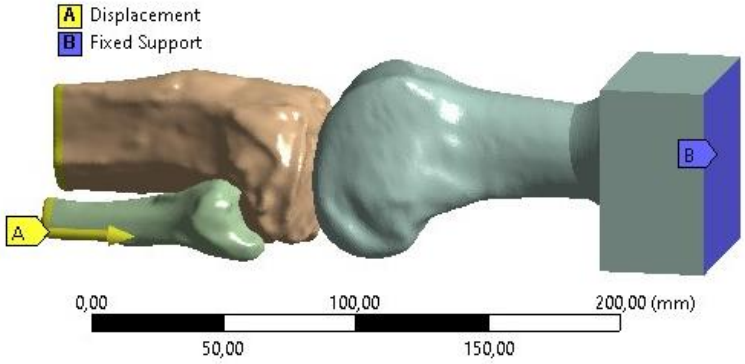


Figure V. 20 : Modélisation numérique du chargement expérimental

La raideur globale numérique est exprimée comme la force résultante observée sur la surface proximale du fémur divisée par le déplacement imposé à la surface distale du tibia et de la fibula.

Les champs de déplacements directionnels expérimentaux mesurés par DVC et ceux prédits par simulation numérique sont exprimés dans le repère du système d'imagerie.

V.4.3 Résultats

La raideur globale mesurée expérimentalement et numériquement est reportée pour chaque spécimen dans le Tableau V. 8. La prédictibilité de la raideur globale expérimentale par le modèle numérique est de 93,47%.

Spécimen	PMMA	Fracture	Vis	Raideur globale expérimentale [N/mm]	Raideur globale numérique [N/mm]
Sujet 1 - Droit				1333,33	1283,86
Sujet 2 - Gauche	X			1395,35	1213,41
Sujet 3 - Gauche	X	X		849,86	940,63
Sujet 1 - Gauche	X	X	X	864,55	752,98

Tableau V. 8 : La raideur globale mesurée expérimentalement et numériquement pour chacun des spécimens étudiés

Les figures suivantes présentent la confrontation entre les champs de déplacements obtenus par simulation numérique et les champs de déplacements mesurés expérimentalement par DVC, pour chaque spécimen, dans les trois directions de l'espace.

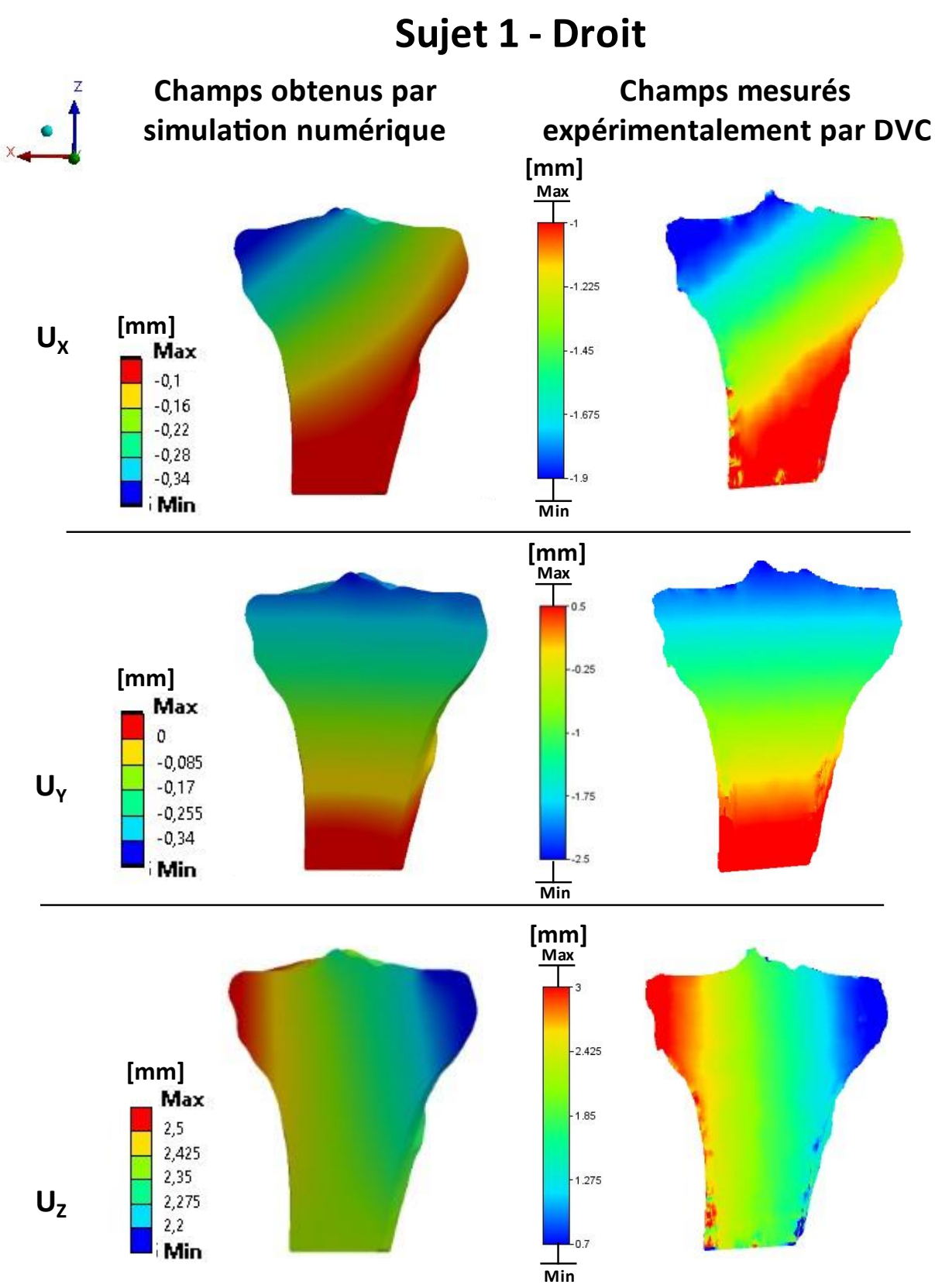


Figure V. 21 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 1 – Droit) est un tibia non fracturé.

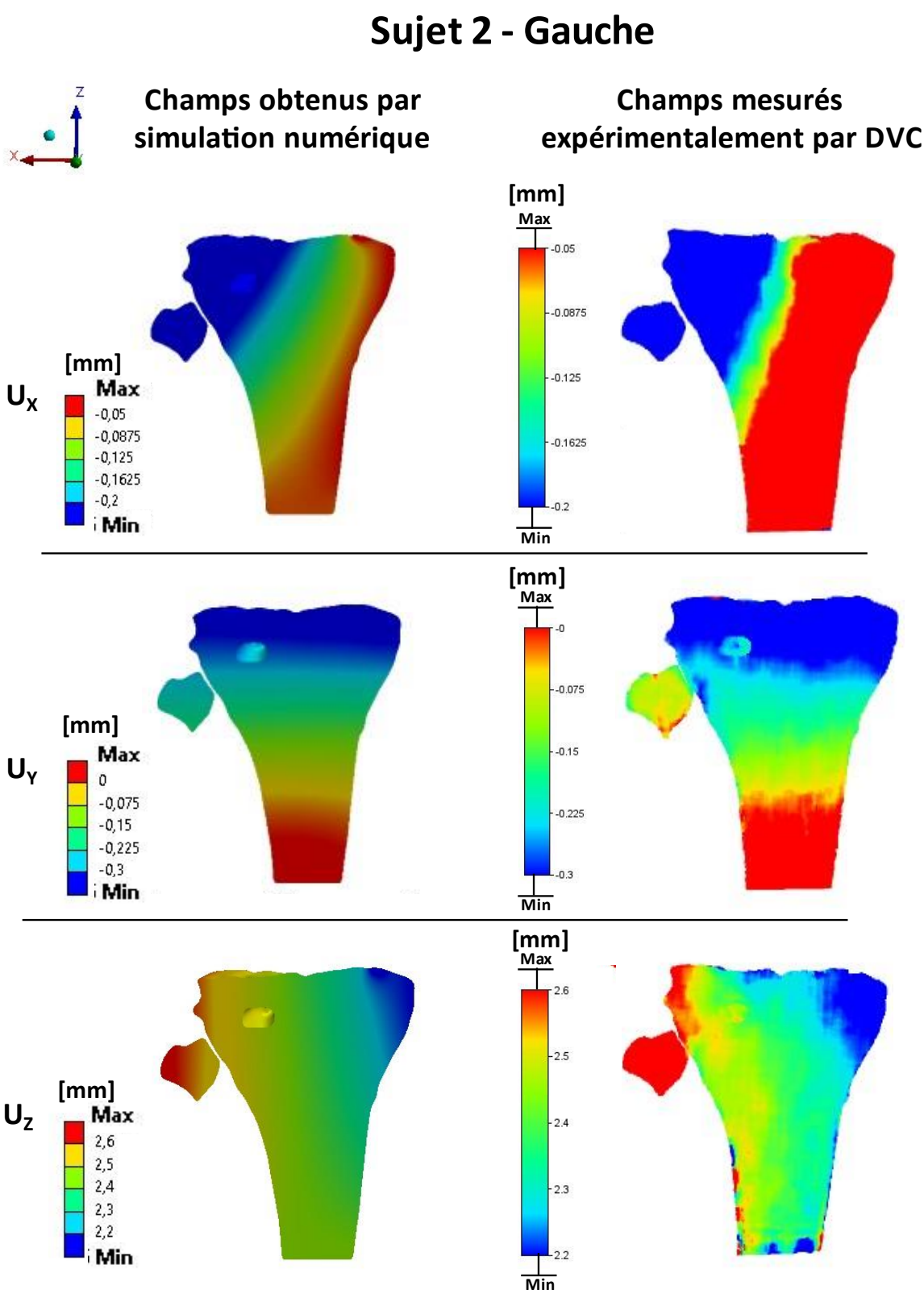


Figure V. 22 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 2 - Gauche) est un tibia non fracturé dans lequel une cavité a été créée puis du ciment injecté

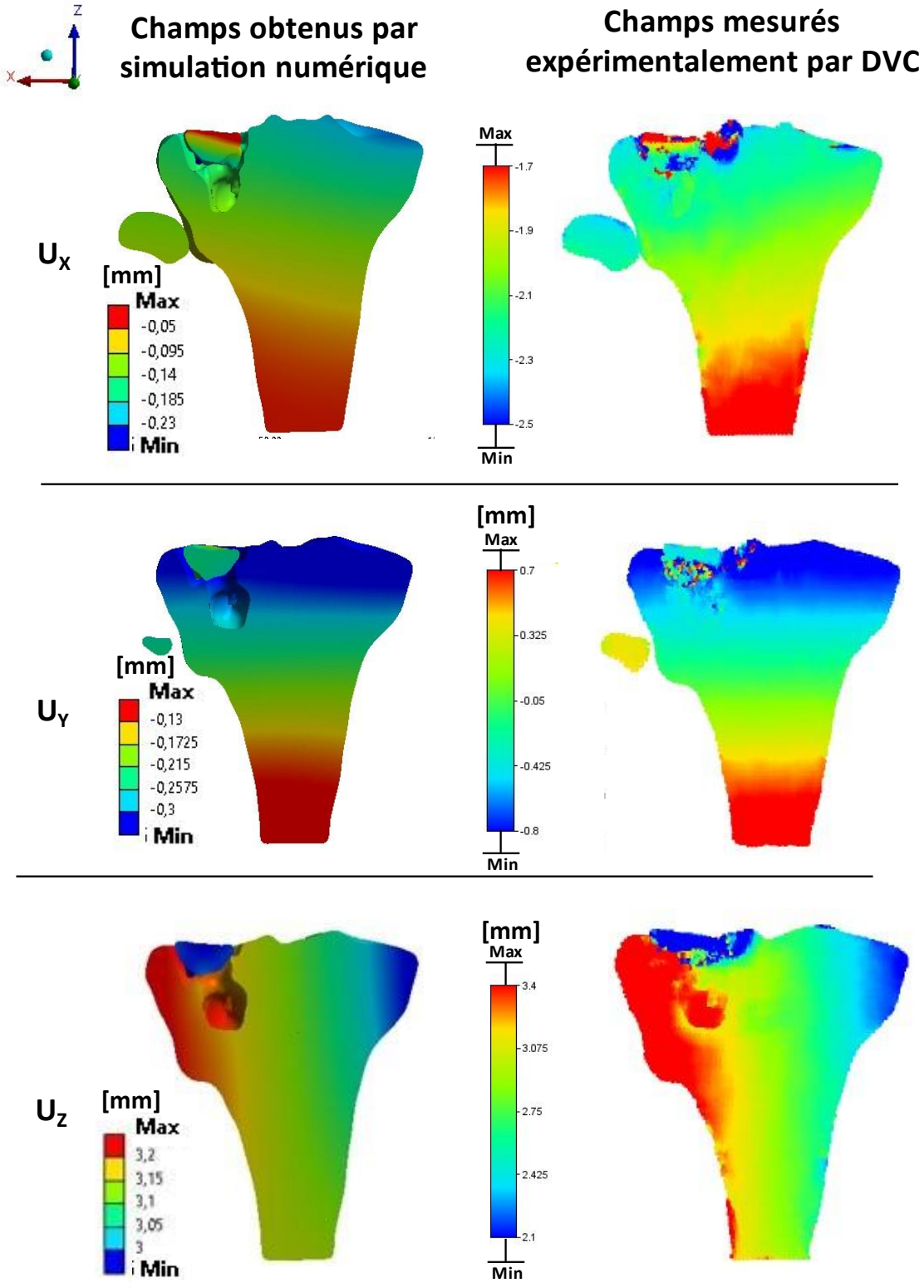


Figure V. 23 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 3 - Gauche) est un tibia fracturé selon un modèle Schatzker III stabilisé avec du ciment PMMA sans vis

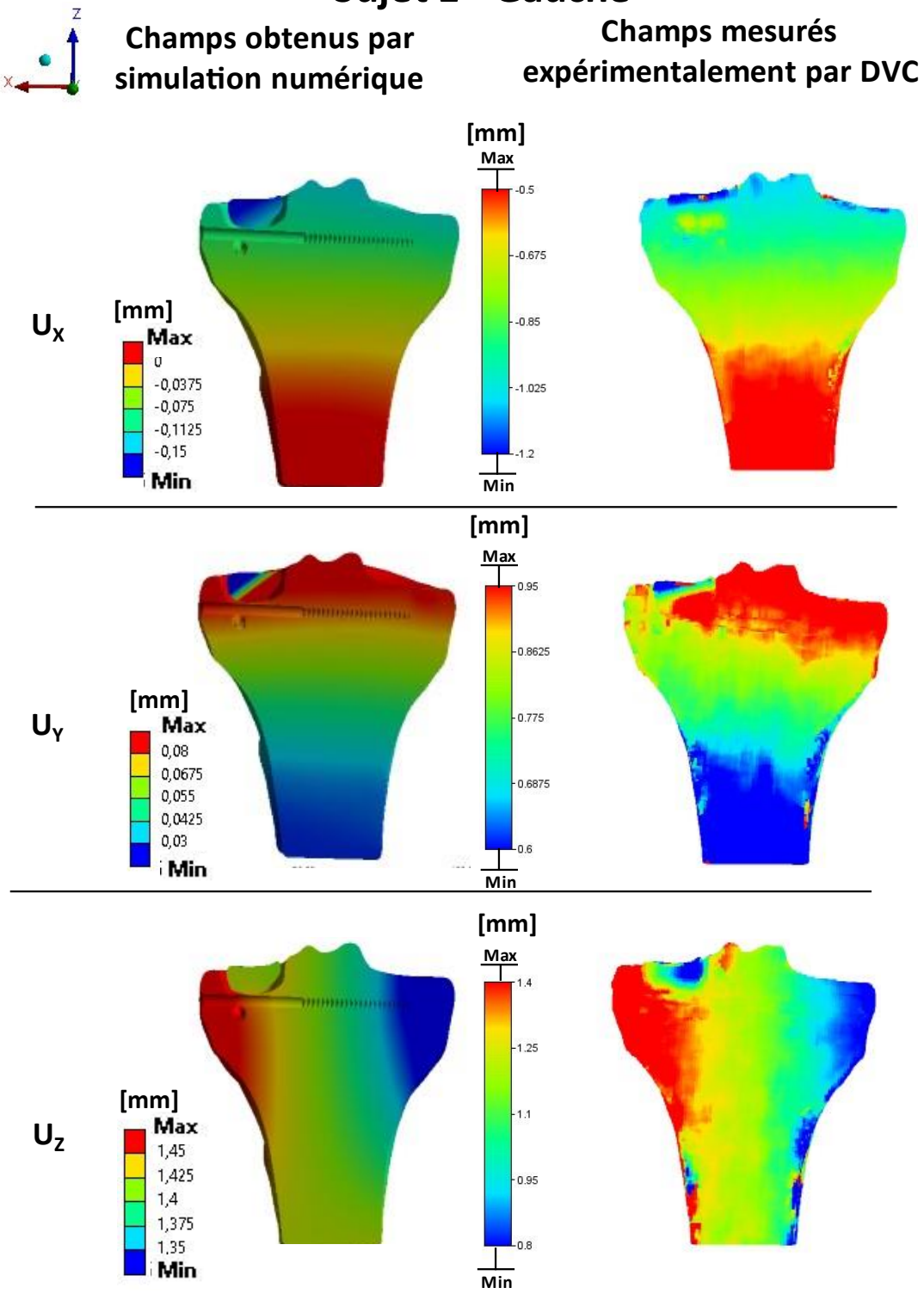


Figure V. 24 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 1000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 1 - Gauche) est un tibia fracturé selon un modèle Schatzker III stabilisé avec du ciment PMMA et une vis uni-corticale

V.4.4 Discussion

La confrontation entre les résultats obtenus expérimentalement et numériquement permet d'évaluer la véracité des simulations numériques. Le premier indicateur observable est la raideur globale exprimée comme la force de compression divisée par le déplacement imposé. Exprimer la raideur de cette manière équivaut à considérer le système comme des ressorts en série fournissant une raideur globale (K_g). La raideur globale du système est alors associable à la somme des raideurs des structures composant le système tel que :

$$\frac{1}{K_g} = \sum_{i=1}^{n} \frac{1}{K_i}$$

Avec K_i la raideur de la i ème structure du système.

Pour le modèle numérique, seule le spécimen étudié et le fémur composent le système. Pour l'expérimentation, le système est quant à lui composé du spécimen, du fémur, des pièces de maintien en aluminium et du cylindre en PMMA. La comparaison des raideurs globales numériques et expérimentales implique l'hypothèse d'une raideur infinie pour les pièces de maintien et le cylindre de PMMA.

Le Tableau V. 8 permet de comparer la raideur globale expérimentale et la raideur globale numérique pour chaque spécimen. La prédictibilité de la raideur globale expérimentale par le modèle numérique est alors de 93,47%. Le tableau montre également une raideur plus faible pour les spécimens fracturés ayant été réduits et stabilisés. Cependant, cette observation ne peut être généralisée du fait du faible nombre de cas étudiés pour chaque spécificité (Tableau V. 7).

L'observation de la raideur globale ne permet pas de quantifier correctement la véracité du modèle numérique pour la prédiction des champs mécaniques dans la structure osseuse. Pour cette raison, la DVC a été employée pour confronter les champs de déplacements volumiques. La procédure de DVC que nous employons a été validée dans le chapitre IV.

La comparaison des champs de déplacements directionnels numériques et expérimentaux montre une concordance de la distribution des déplacements avec des isolignes similaires pour tous les spécimens étudiés (Figure V. 21, Figure V. 22, Figure V. 23, Figure V. 24). La bonne répartition des chargements dans les structures osseuses semble vérifiée. Afin de totalement valider cet aspect, des travaux futurs pourraient s'intéresser à quantifier expérimentalement la répartition des contraintes dans les géométries osseuses. La photoélasticimétrie 3D permettant de visualiser expérimentalement les contraintes à l'intérieur d'un solide offrirait une confrontation simulation -expérimentation basée sur l'analyse des champs de contraintes.

Bien que la répartition des déplacements semble correcte, seul le spécimen « Sujet 2 – Gauche » présente des valeurs de déplacements numériques en accord avec les valeurs de déplacements expérimentaux. Pour les trois autres spécimens, les déplacements directionnels numériques sont inférieurs aux déplacements expérimentaux mesurés par DVC. Ce comportement est observé malgré l'emploi de la même méthode de construction des modèles numériques pour les quatre spécimens étudiés.

La méthode de modélisation numérique évaluée par confrontation simulation–expérimentation à l'aide de la DVC n'est donc pas validée du fait de la prédiction numérique erronée des valeurs de déplacements pour trois spécimens. La mesure des champs de déplacements volumiques

expérimentaux par DVC fournit de nouvelles données riches pour l'évaluation de modèles numériques soulignant qu'une analyse de la raideur globale ne permet pas une validation des modèles numériques.

Pour expliquer les erreurs de prédiction, une première hypothèse peut être associée à des imprécisions liées à la modélisation des chargements et des structures externes au plateau tibial. Le module d'Young associé au fémur imprimé en PLA est obtenu à partir des informations communiquées par le fournisseur pour une structure imprimée pleine. Bien que nous ayons appliqué un coefficient de 0,6 au module d'Young communiqué afin d'être en accord avec le taux de remplissage lors de l'impression (60%), une investigation de l'influence du taux de remplissage et de la trame interne d'impression sur le comportement mécanique de la géométrie imprimée devrait être menée. Néanmoins, l'analyse de la raideur globale numérique coïncide avec la raideur globale expérimentale, ceci y compris pour le spécimen « Sujet 2 - Gauche ». Une mauvaise définition du matériau associé au fémur en PLA ne peut, à elle seule, expliquer l'incohérence de prédiction numérique pour trois spécimens sur les quatre étudiés.

En ce qui concerne la modélisation des conditions limites, l'identification d'isolignes similaires entre les champs de déplacements simulés et expérimentaux indique une modélisation correcte de la direction du chargement. Le chargement simulé est un déplacement du tibia dans la direction distale-proximale (Z). La confrontation est établie pour une force résultante numérique similaire à la force mesurée lors de l'acquisition de l'image volumique exploitée pour la DVC. En pratique, une relaxation du système expérimental apparait au cours de l'acquisition de l'image volumique. Celle-ci ne peut cependant pas expliquer les erreurs de prédiction de l'amplitude du champ de déplacement.

Une seconde hypothèse pouvant expliquer les erreurs de prédiction que nous observons concerne la méthode utilisée pour définir le comportement des structures osseuses sur trois des quatre spécimens étudiés. La modélisation numérique par approche éléments finis homogénéisés induit l'utilisation de relations liant la densité osseuse apparente locale aux propriétés matériaux locales de l'os. Pour la modélisation par approche éléments finis homogénéisés (h-EF), les relations sont généralement issues de la littérature et ont été déterminées expérimentalement à partir d'échantillons osseux issus du don du corps (Snyder and Schneider, 1991; Anderson et al., 1992; Linde et al., 1992; Goulet et al., 1994; Keyak et al., 1994; Rho et al., 1995; Morgan et al., 2003; Zhu et al., 2016). La Figure V. 25 présentant les relations identifiées pour le tibia proximal montre une hétérogénéité des relations mathématiques et des intervalles de définitions limités. Comme l'indiquent Helgason et al. (2008) ayant proposé une revue de la littérature sur les relations liant la densité osseuse aux propriétés mécaniques de l'os, des différences substantielles existent entre les études, et elles ne peuvent être expliquées que partiellement par les différences méthodologiques entre les études.

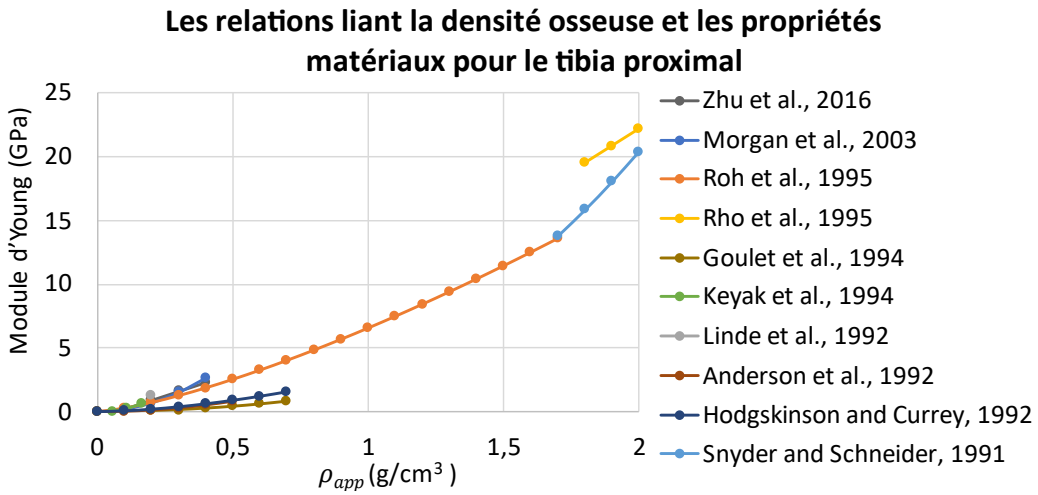


Figure V. 25 : Résumé graphique des relations mathématiques issues de la littérature liant la densité osseuse aux propriétés matériaux pour le tibia proximal. (Les relations sont explicitées dans le tableau II.2 du chapitre II)

Les relations employées pour l'allocation des propriétés matériaux que nous avons exploitées lors de de la confrontation simulation – expérimentation, ont été définies comme adaptées à la modélisation de plateaux tribaux sains par Nazemi et al. (2015) avec une erreur de prédiction moyenne estimée à -14 %. Dans leur étude, les auteurs ont proposé d'utiliser la macro-indentation sur la surface sous-chondrale de l'os pour confronter la raideur expérimentale à la raideur prédite numériquement.

Il apparait que la méthode d'allocation des propriétés matériaux que nous avons employée ne permet pas de modéliser fidèlement les valeurs du déplacement dans la structure osseuse. Pour notre étude, l'amplitude des champs de déplacements simulés est 4,88 ($\pm$ 2,59) fois inférieure à l'amplitude des champs de déplacements expérimentaux mesurés par DVC, toutes directions confondues (Figure V. 21, Figure V. 22, Figure V. 23, Figure V. 24). L'utilisation de la DVC couplée à la modélisation offre la possibilité d'identifier les propriétés mécaniques des matériaux en tenant compte de la variation de densité. La construction de modèles h-EF intégrant des propriétés matériaux orthotropes locales devrait également être investiguée. En effet, pour notre étude, alors que la différence entre l'amplitude des déplacements simulés et mesurés est pilotée par un facteur de 3,53 ($\pm$ 2,59) dans la direction X, dans les directions Y et Z, on observe des facteurs de 5,82 ($\pm$ 2,91) et de 5,29 ($\pm$ 2,55) respectivement.

La richesse des mesures des déplacements directionnels volumiques permises par la DVC devrait permettre de définir une nouvelle relation liant la densité osseuse aux propriétés matériaux dans le cas de plateaux tibiaux sains ou dans le contexte de chirurgie traumatologique.

Bien qu'actuellement seules des confrontations simulations – expérimentations sur segments *ex vivo* soient envisageables pour des raisons éthiques évidentes, le déploiement de CT-scans cliniques verticaux offrira bientôt la possibilité d'évaluer les modèles numériques *in vivo* avec des chargements physiologiques réels.

V.5 CONCLUSION DU CHAPITRE V

Dans ce dernier chapitre, une méthode de modélisation patient-spécifique de la stabilisation de fracture du plateau tibial par approche éléments finis homogénéisés (h-EF) a été présentée et évaluée. Dans une première partie, les enjeux cliniques associés à la stabilisation de fracture et au traitement post-opératoire ont été rappelés. Nous avons vu que pour les cliniciens, l'enjeu est de déterminer la stabilisation optimale répondant à des critères d'invasivité limitée, de maintien en position des fragments osseux de tenue mécanique et de la stimulation osseuse.

Dans une deuxième partie, une méthode de modélisation patient-spécifique de la stabilisation de fracture du plateau tibial par une approche h-EF a été présentée pour un cas clinique donné. La stabilité fracturaire et la stimulation osseuse ont été évaluées pour différents types de stabilisation et pour une remise en charge à différents états du remodelage osseux. Cette étude a montré l'intérêt de la modélisation éléments finis patient-spécifique pour fournir des données pertinentes pour le planning chirurgical.

L'évaluation de la méthodologie par confrontation simulation – expérimentation à l'aide de la corrélation d'images volumiques (DVC : Digital Volume Correlation) a permis de valider partiellement la méthode proposée. La nouvelle approche d'évaluation faisant appel à la DVC avec des images issues de CT-scans cliniques a montré son intérêt pour l'évaluation des modèles numériques de structures osseuses. Dans notre cas, l'analyse de la réparation des champs de déplacements a permis de valider l'application des conditions limites et la véracité des géométries obtenues par segmentation. Il apparaît que les relations mathématiques permettant l'allocation des propriétés matériaux semblent être la première voie d'investigation pour l'amélioration de nos modélisations.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Ce travail de thèse avait pour objectifs de développer des méthodes et des outils numériques permettant de fournir des informations pertinentes pour la planification de la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial, en intégrant les données morphologiques et comportementales spécifiques au patient. Pour cela, trois approches numériques ont été développées et une méthode de mesures expérimentales des champs de déplacements volumiques associés aux fragments osseux, lors de la réduction de fracture a été mise en œuvre et évaluée.

Dans un premier temps, la reconstruction numérique de plateaux tibiaux sains et fracturés a été étudiée. Nous avons vu que cette étape est le premier maillon des études numériques s'intéressant aux structures osseuses. Afin de faciliter ce processus et simplifier la prise en mains des outils de segmentation d'images volumiques, nous avons développé une procédure destinée à la reconstruction numérique des structures osseuses saines et fracturées. Cette procédure a été implémentée dans un module intégré au logiciel 3D Slicer à destination d'utilisateurs novices et expérimentés. La reconstruction numérique de structures osseuses étant une étape clé de modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical, nous avons proposé une évaluation de l'erreur liée à la segmentation d'images en estimant les variabilités inter et intra opérateurs. Pour cela, six participants plus ou moins expérimentés ont été inclus au protocole d'étude. Avec la mesure des variabilités inter-opérateurs, les différences de reconstruction d'une même structure osseuse par différents utilisateurs ont été évaluées. L'étude a montré que pour 95 % de la surface des géométries reconstruites, la variabilité inter-opérateurs est équivalente à la taille du voxel de l'image étudiée. Parmi les 5 % restants, la variabilité maximum a été mesurée à 1,77 ($\pm$ 0,99) mm pour les structures osseuses saines et 2,79 ($\pm$ 1,34) pour les structures fracturées. Les variabilités intra-opérateur mesurent quant à elles la répétabilité des reconstructions numériques par le même utilisateur, à une semaine d'intervalle. L'étude a montré que 95% de la surface des géométries reconstruites offrait une variabilité intra-opérateur inférieure à la taille du voxel de l'image. Parmi les 5% restants, les variabilités intra-opérateur maximum observées étaient de 1,66 ($\pm$ 1,14) mm pour les structures osseuses saines et 3,04 ($\pm$ 1,32) mm pour les structures osseuses fracturées. L'étude des variabilités inter et intra opérateurs montre une fiabilité et une répétabilité satisfaisante de la procédure de reconstruction de structures osseuses saines et fracturées.

Une fois la procédure de reconstruction de structures osseuses évaluée, la forme des plateaux tibiaux sains a été étudiée. Par analyse statistique de formes, un modèle de plateau tibial a été conçu à partir de dix-sept reconstructions numériques de plateaux tibiaux issus du don du corps. Le modèle statistique a permis de déterminer la forme moyenne issue de notre population et a permis de caractériser les variabilités morphologiques associées aux plateaux tibiaux. À l'aide des outils numériques d'analyse statistique, nous avons proposé le développement d'une approche numérique pour l'aide au planning chirurgical visant à prédire statistiquement la forme saine d'un plateau tibial fracturé. Pour cela, nous avons construit une bibliothèque de plateaux tibiaux avec la partie latérale tronquée afin de représenter une zone fracturée à reconstruire. L'erreur de reconstruction des plateaux tibiaux tronqués a été évaluée au regard de la géométrie saine réelle. Nous avons mesuré que 95% de la géométrie reconstruite offre une erreur de reconstruction inférieure à 1,20 ($\pm$ 0,38) mm. Parmi les 5% restants, l'erreur maximum de reconstitution était de 3,23 ($\pm$ 1,11) mm. L'approche numérique ainsi décrite a pu être mise en œuvre sur un cas réel de fracture du plateau tibial offrant une reconstruction statistique du plateau tibial avant sa fracture. L'affichage du plateau tibial reconstruit sur l'image volumique pré-opératoire du patient fournit des données visuelles particulièrement pertinentes pour l'aide au planning chirurgical.

Par la suite, une analyse biomécanique de la réduction de fracture du plateau tibial par Tubéroplastie a été menée. Durant la phase de réduction, ce geste chirurgical implique le gonflement d'un ballonnet sous les fragments osseux compressés afin de restaurer la surface articulaire. Avec l'objectif de développer un outil numérique destiné à la planification patient-spécifique de l'emplacement du ballonnet, nous avons étudié le développement d'approches numériques simulant la réduction de fracture par gonflement de ballonnet. À l'aide de la modélisation numérique par éléments finis, deux procédures de simulations numériques patient-spécifique ont été évaluées. La première modélisant le gonflement du ballonnet par déploiement de sa membrane, la seconde modélisant le gonflement du ballonnet par déformation de sa membrane. La deuxième approche nous a permis d'évaluer l'influence de la position du ballonnet sur la réduction de fracture d'un cas clinique. Pour cette approche, nous avons proposé de mettre en œuvre une confrontation simulation-expérimentation afin d'évaluer la véracité de la procédure de modélisation numérique proposée. Pour cette confrontation, un nouveau procédé de fracturation de plateaux tibiaux *ex vivo* a été développé afin d'obtenir des fractures standardisées de type Schatzker III, comportant uniquement un enfoncement du condyle latéral. La simulation numérique de la réduction d'un spécimen *ex vivo* fracturé a été confrontée à la réduction expérimentale obtenue par un chirurgien orthopédiste. Pour une même position du ballonnet et une réduction similaire, nous avons observé une différence de volume injecté dans le ballonnet de 0,4 cm^3 et une différence de pression de 0,33 MPa (46 PSI). Des confrontations simulations-expérimentations incluant plus de spécimens et des schémas variés de fracture devraient être mises en œuvre pour optimiser et valider la procédure de simulation numérique patient-spécifique de la réduction de fracture du plateau tibial par Tubéroplastie.

Dans le but d'aider les cliniciens à mieux appréhender la phase de réduction de fracture du plateau tibial, une analyse biomécanique expérimentale a été proposée. En utilisant le stéréo-suivi de marqueurs, la cinématique des fragments osseux associée à la phase de réduction de fracture a été analysée en surface sur deux plateaux tibiaux *ex vivo* possédant une fracture standardisée de type Schatzker II, correspondant à une séparation et un enfoncement du condyle latéral. Cette étude a permis de caractériser tridimensionnellement la restauration progressive de la surface articulaire lors du gonflement du ballonnet. L'étude de la cinématique du fragment séparé a souligné l'intérêt de la constriction des tissus mous et de l'utilisation d'un davier à pointe pour empêcher l'altération des structures osseuses par ouverture de la séparation durant le gonflement du ballonnet. Malgré une précision théorique de 0,025 pixel soit 0,001 mm dans notre cas d'étude, le stéréo-suivi de marqueurs reste une méthode de mesure délicate à mettre en œuvre, impliquant la dissection des tissus mous et ne mesure que le comportement en surface. Dans le but d'obtenir une évaluation des champs de déplacements dans la structure osseuse, sous la surface, et de permettre de réaliser des mesures malgré la présence de tissus mous, nous avons proposé la mise en œuvre et l'évaluation de la corrélation d'image volumique (DVC : Digital Volume Correlation) sur des images issues de CT-scans cliniques. La DVC étant principalement utilisée avec des images issues de microtomographie à rayons X, nous avons alors évalué sa précision avec des images issues de CT-scans cliniques. Une pré-étude a premièrement montré une précision satisfaisante dans le cas de micro-translations unidirectionnelles. Par la suite, la précision des champs de déplacements volumiques mesurés par DVC lors de la réduction de fracture du plateau tibial a été évaluée au regard de mesures obtenues par stéréo-suivi de marqueurs. À partir de 32 points de contrôle placés sur la surface du spécimen fracturé, les champs de déplacements ont montré une précision de mesure satisfaisante au regard des besoins cliniques établis à 0,5 mm au maximum. Cette étude a montré la faisabilité et l'intérêt des mesures par DVC en contexte clinique de réduction de fracture. Les données générées par les approches expérimentales couplées aux développements de modèles numériques pourraient permettre l'optimisation et la validation d'un outil numérique d'aide au planning chirurgical.

Enfin, une méthode de modélisation patient-spécifique de la stabilisation de fracture du plateau tibial par approche éléments finis homogénéisés a été présentée et évaluée. Appliquée à un cas clinique, la stabilité fracturaire et la stimulation osseuse ont été évaluées pour différents types de stabilisation et pour une remise en charge à différents états du remodelage osseux. Cette étude a montré l'intérêt de la modélisation éléments finis patient-spécifique pour fournir des données pertinentes aux cliniciens en contexte traumatologique. Notamment, l'analyse des champs mécaniques simulés a confirmé la contribution mécanique de l'injection de ciment et a montré l'avantage d'utiliser une vis uni-corticale plutôt qu'une vis bi-corticale pour le cas clinique étudié. Afin de proposer une évaluation de la procédure de modélisation, une confrontation simulation-expérimentation a été proposée. Un banc de chargement expérimental compatible avec les CT-scans cliniques a été développé. Deux plateaux tibiaux sains et deux plateaux tibiaux fracturés, réduits et stabilisés ont été chargés avec le dispositif expérimental dans un CT-scan clinique. Un modèle numérique de chaque spécimen a été développé et le chargement expérimental simulé. Puis, les champs de déplacements volumiques expérimentaux mesurés par DVC lors du chargement ont été comparés aux champs de déplacements volumiques simulés numériquement. Bien que cette évaluation ait montré la fiabilité de la méthode de modélisation pour estimer la répartition du champ de déplacements et du chargement, les valeurs de déplacement simulées se sont révélées inférieures aux déplacements expérimentaux. Il apparait néanmoins que la DVC offre de nouvelles données riches pour l'optimisation et l'évaluation des méthodes de modélisation numérique par approche éléments finis homogénéisés en contexte traumatologique.

Plusieurs perspectives peuvent être envisagées à partir des travaux présentés dans cette thèse. Tout d'abord, le protocole dédié à la reconstruction numérique de structures osseuses intégré à un module personnalisé permettra de répondre au besoin grandissant de géométries osseuses numériques notamment au sein de l'équipe de recherche PEM de l'Institut Pprime. La reconstruction numérique de structures osseuses étant le premier maillon de la chaine aboutissant à la simulation numérique de l'os et du geste chirurgical, une évaluation de l'impact des variabilités de reconstruction inter et intra opérateurs sur les champs mécaniques simulés devrait être menée.

Un modèle statistique de plateaux tibiaux a été obtenu par analyse statistique de formes. Ce modèle pourrait être employé pour générer une large population de plateaux tibiaux représentative des variabilités morphologiques réelles. En effet, l'accès à des imageries de structures osseuses réelles en grande quantité n'est pas toujours aisé. Des dispositifs médicaux implantables tels que des prothèses de genou pourraient être évalués au regard des variabilités morphologiques possibles, ceci d'un point de vue géométrique ou par analyse éléments finis. Dans des travaux futurs, un modèle statistique de plateaux tibiaux fracturés pourrait être envisagé afin de répondre à des problématiques propres à la simulation numérique de la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial. D'un point de vue clinique, les travaux présentés en analyse statistique de forme offrent la possibilité de fournir aux chirurgiens la surface articulaire qu'il est statistiquement souhaitable d'obtenir lors de la phase de réduction de fracture du plateau tibial. Cette approche appliquée au plateau tibial dans notre étude et à la scapula dans la littérature pourrait être étendue à d'autres structures osseuses pour l'aide au planning chirurgical.

La précision des mesures obtenues par DVC à partir d'images volumiques de CT-scan clinique a été évaluée en contexte traumatologique. D'un point de vue clinique, le déploiement de scanners à rayons X per-opératoire associé à la DVC pourrait fournir aux cliniciens une visualisation des champs de déplacements et de déformations des structures osseuses lors de la chirurgie. D'autre part, la publication récente d'études évaluant la DVC avec des images volumiques issues d'IRM pourrait

permettre de répondre à des problématiques cliniques associées aux tissus mous (Tavana et al., 2020b, 2020a). D'un point de vue industriel, la mesure de champs de déplacements et de déformations dans les structures osseuses pourrait fournir de nouvelles informations lors d'expérimentations *ex vivo* dédiées à l'évaluation de dispositifs médicaux implantables. Enfin, d'un point de vue de la recherche en biomécanique, nous avons vu que la DVC permet de mesurer les champs de déplacements volumiques lors de chargements expérimentaux. La DVC est utilisée pour évaluer des modèles éléments finis de structures osseuses à l'aide de µCT-scan sur des champs mécaniques complets et elle offre maintenant la possibilité de confronter des modèles éléments finis à l'échelle du segment.

La simulation numérique patient-spécifique de la stabilisation de fracture du plateau tibial a permis de caractériser l'impact du matériel chirurgical sur la stabilité fracturaire et la stimulation osseuse. Une définition du remodelage prenant en compte la stimulation osseuse pourrait permettre d'identifier pleinement les risques de pseudarthroses en fonction du type de stabilisation employé. La méthode de modélisation numérique de stabilisation de fracture nécessite d'être optimisée et complètement validée avant toute utilisation pour la prise de décision clinique. Par confrontation simulation – expérimentation s'appuyant sur la DVC, la répartition des chargements dans les structures osseuses. Afin de totalement valider cet aspect, des travaux futurs pourraient s'intéresser à quantifier expérimentalement la répartition des contraintes dans les géométries osseuses et les confronter avec les champs de contraintes issus de la simulation. La photoélasticimétrie 3D, qui est une technique qui permet de visualiser expérimentalement les contraintes à l'intérieur d'un solide, offrirait une confrontation simulation - expérimentation basée sur l'analyse des champs de contraintes. Par ailleurs, afin de produire un modèle numérique pleinement validé, il est apparu que la méthode d'allocation des propriétés matériaux se doit d'être investiguée et optimisée. Une nouvelle relation liant la densité osseuse aux propriétés matériaux pourrait être définie. Le couplage des champs de déformations dans la structure osseuse à l'aide de la DVC, avec l'analyse de la répartition des contraintes pour une même géométrie, par photoélasticimétrie 3D, fournirait des informations locales et globales particulièrement pertinentes pour l'étude des propriétés matériaux. Bien que seules des confrontations simulation – expérimentation sur segments *ex vivo* soient envisageables pour des raisons éthiques évidentes, le déploiement actuel de CT-scans cliniques verticaux offrira bientôt la possibilité d'évaluer les modèles numériques *in vivo* avec des chargements physiologiques réels. En couplant des images volumiques issues de CT-scan et d'IRM pour un même cas clinique, les insertions musculo-tendineuses pourraient être identifiées afin de concevoir un modèle musculosquelettique personnalisé. Ce dernier permettrait de définir les conditions limites patient-spécifiques associées à différentes activités.

Tout comme la procédure de simulation numérique de la stabilisation de fracture, la procédure de simulation numérique de réduction de fracture du plateau tibial par ballonnet nécessite d'être optimisée et validée avant d'être utilisée pour la prise de décision clinique. Les approches numériques développées dans ce travail de thèse pourraient mener à une simulation numérique complète du geste chirurgical. Historiquement en traumatologie, le planning chirurgical est effectué à partir d'images radiologiques. Initialement planaires (2D), ces images ont progressivement été remplacées par des images volumiques (3D) et des reconstructions numériques des structures osseuses. Aujourd'hui, il apparait que la chirurgie traumatologique pourrait s'orienter vers une planification pré-opératoire intégrant la simulation virtuelle du geste chirurgical sur le jumeau numérique du patient.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

Abler, D., Berger, S., Terrier, A., Becce, F., Farron, A., and Büchler, P. (2018). A statistical shape model to predict the premorbid glenoid cavity. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 27, 1800–1808. doi:10.1016/j.jse.2018.04.023.

Albrecht, T., and Vetter, T. (2012). Automatic Fracture Reduction. in *Mesh Processing in Medical Image Analysis 2012* Lecture Notes in Computer Science., eds. J. A. Levine, R. R. Paulsen, and Y. Zhang (Berlin, Heidelberg: Springer), 22–29. doi:10.1007/978-3-642-33463-4_3.

Albuquerque, R. P. e, Hara, R., Prado, J., Schiavo, L., Giordano, V., and do Amaral, N. P. (2013). Epidemiological study on tibial plateau fractures at a level I trauma center. *Acta Ortop Bras* 21, 109–115. doi:10.1590/S1413-78522013000200008.

Anderson, A. E., Ellis, B. J., and Weiss, J. A. (2007). Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10, 171–184. doi:10.1080/10255840601160484.

Anderson, F. C., and Pandy, M. G. (2001). Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 381–390. doi:10.1115/1.1392310.

Anderson, M. J., Keyak, J. H., and Skinner, H. B. (1992). Compressive mechanical properties of human cancellous bone after gamma irradiation. *JBJS* 74, 747–752.

Ansys Help Center (2021a). "Analysis Types," in *Ansys® Academic Research Mechanical, , Système d'aide, ANSYS, Inc*.

Ansys Help Center (2021b). "Chap 14 : Newton-Raphson Procedure," in *Ansys® Academic Research Mechanical, , Système d'aide, ANSYS, Inc*.

Aprovitola, A., and Gallo, L. (2016). Knee bone segmentation from MRI: A classification and literature review. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 36, 437–449. doi:10.1016/j.bbe.2015.12.007.

Arun, K. S., Huang, T. S., and Blostein, S. D. (1987). Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* PAMI-9, 698–700. doi:10.1109/TPAMI.1987.4767965.

Assink, N., Kraeima, J., Slump, C. H., ten Duis, K., de Vries, J. P. P. M., Meesters, A. M. L., et al. (2019). Quantitative 3D measurements of tibial plateau fractures. *Scientific Reports* 9, 14395. doi:10.1038/s41598-019-50887-6.

Bathe., K. J. (1996). *Finite element procedure*. Prentice hall, Upper Saddle River, New Jersey, USA.

Bay, B. K. (1995). Texture correlation: A method for the measurement of detailed strain distributions within trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research* 13, 258–267. doi:10.1002/jor.1100130214.

Bay, B. K., Smith, T. S., Fyhrie, D. P., and Saad, M. (1999). Digital volume correlation: Three-dimensional strain mapping using X-ray tomography. *Experimental Mechanics* 39, 217–226. doi:10.1007/BF02323555.

Belaid, D., Germaneau, A., Bouchoucha, A., Brémand, F., Brèque, C., Rigoard, P., et al. (2017). Finite element analysis of mechanical behavior of stabilization techniques for tibial plateau fractures. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 13–14. doi:10.1080/10255842.2017.1382837.

Belaid, D., Vendeuvre, T., Bouchoucha, A., Brémand, F., Brèque, C., Rigoard, P., et al. (2018). Utility of cement injection to stabilize split-depression tibial plateau fracture by minimally invasive methods: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 56, 27–35. doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.05.002.

Belkoff, S. M., Mathis, J. M., Deramond, H., and Jasper, L. E. (2001). An Ex Vivo Biomechanical Evaluation of a Hydroxyapatite Cement for Use with Kyphoplasty. *American Journal of Neuroradiology* 22, 1212–1216.

Berlinet, A., and Thomas-Agnan, C. (2011). *Reproducing Kernel Hilbert Spaces in Probability and Statistics*. Springer Science & Business Media.

Biffi, B., Bosi, G. M., Lintas, V., Jones, R., Tzamtzis, S., Burriesci, G., et al. (2016). Numerical model of a valvuloplasty balloon: in vitro validation in a rapid-prototyped phantom. *Biomed Eng Online* 15. doi:10.1186/s12938-016-0155-4.

Biswas, J. K., Roy, S., Rana, M., and Halder, S. (2019). A comparison of rigid, semi-rigid and flexible spinal stabilization devices: A finite element study. *Proc Inst Mech Eng H* 233, 1292–1298. doi:10.1177/0954411919880694.

Boisrenoult, P., Bricteux, S., Beaufils, P., and Hardy, P. (2000). Screws versus screw-plate fixation of type 2 Schatzker fractures of the lateral tibial plateau. Cadaver biomechanical study. Arthroscopy French Society. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 86, 707–711.

Bokam, P. (2020). Étude du comportement à la fracture de l'os et de l'interface os-PMMA ciment : Analyse expérimentale par méthodes de corrélation 2D, 3D et identification à partir de méthodes inverses par éléments finis.

Bokam, P., Germaneau, A., Rigoard, P., Vendeuvre, T., and Valle, V. (2020). Cancellous bone and PMMA cement interfacial fracture properties evaluation using heaviside digital image correlation/wedge splitting test method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, S38–S39. doi:10.1080/10255842.2020.1811506.

Boudissa, M., Oliveri, H., Chabanas, M., and Tonetti, J. (2018). Computer-assisted surgery in acetabular fractures: Virtual reduction of acetabular fracture using the first patient-specific biomechanical model simulator. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. doi:10.1016/j.otsr.2018.01.007.

Bouza, C., López, T., Magro, A., Navalpotro, L., and Amate, J. M. (2006). Efficacy and safety of balloon kyphoplasty in the treatment of vertebral compression fractures: a systematic review. *Eur Spine J* 15, 1050–1067. doi:10.1007/s00586-005-0048-x.

Bredbenner, T. L., Eliason, T. D., Potter, R. S., Mason, R. L., Havill, L. M., and Nicolella, D. P. (2010). Statistical shape modeling describes variation in tibia and femur surface geometry between Control and Incidence groups from the Osteoarthritis Initiative database. *J Biomech* 43, 1780–1786. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.02.015.

Brémand, F., Cottron, M., Doumalin, P., Dupré, J.-C., Germaneau, A., and Valle, V. (2011). Mesures en mécanique par méthodes optiques. 28.

Broome, B., Mauffrey, C., Statton, J., Voor, M., and Seligson, D. (2012). Inflation osteoplasty: in vitro evaluation of a new technique for reducing depressed intra-articular fractures of the tibial plateau and distal radius. *J Orthop Traumatol* 13, 89–95. doi:10.1007/s10195-012-0185-z.

Brown, C. J., Friedkin, R. J., and Inouye, S. K. (2004). Prevalence and Outcomes of Low Mobility in Hospitalized Older Patients. *Journal of the American Geriatrics Society* 52, 1263–1270. doi:10.1111/j.1532-5415.2004.52354.x.

Buckley, J. M., Loo, K., and Motherway, J. (2007). Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength. *Bone* 40, 767–774. doi:10.1016/j.bone.2006.10.025.

Buljac, A., Jailin, C., Mendoza, A., Neggers, J., TAILLANDIER-THOMAS, T., Bouterf, A., et al. (2018). Digital Volume Correlation: Review of progress and challenges. *Experimental Mechanics* 58, 661–708. doi:10.1007/s11340-018-0390-7.

Burkhart, T. A., Andrews, D. M., and Dunning, C. E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of Biomechanics* 46, 1477–1488. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.022.

Carrera, I., Gelber, P. E., Chary, G., Gomez Masdeu, M., González Ballester, M. A., Monllau, J. C., et al. (2018). An intact fibula may contribute to allow early weight bearing in surgically treated tibial plateau fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 26, 756–761. doi:10.1007/s00167-017-4428-7.

Carrera, I., Gelber, P. E., Chary, G., González-Ballester, M. A., Monllau, J. C., and Noailly, J. (2016). Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *International Orthopaedics (SICOT)* 40, 2163–2169. doi:10.1007/s00264-015-3106-y.

Carter, D.R. and Hayes, W.C. (1977). The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 59, 954-962.*

Caspari, R. B., Hutton, P. M. J., Whipple, T. L., and Meyers, J. F. (1985). The role of arthroscopy in the management of tibial plateau fractures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1, 76–82. doi:10.1016/S0749-8063(85)80035-9.

Champaney, L., and Trompette, P. "Méthode des Eléments Finis : Convergence et Erreurs," in Ensam.

Chen, F., Zhao, Z., Liu, J., Cui, X., Zhang, D., Su, X., et al. (2020a). Automatic estimation of morphological characteristics of proximal tibia for precise plate treatment using model matching. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 81, 101714. doi:10.1016/j.compmedimag.2020.101714.

Chen, G., Schmutz, B., Epari, D., Rathnayaka, K., Ibrahim, S., Schuetz, M. A., et al. (2010). A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models. *Journal of Biomechanics* 43, 1011–1015. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.040.

Chen, P., Lu, H., Shen, H., Wang, W., Ni, B., and Chen, J. (2017a). Newly designed anterolateral and posterolateral locking anatomic plates for lateral tibial plateau fractures: a finite element study. *J Orthop Surg Res* 12, 35. doi:10.1186/s13018-017-0531-1.

Chen, P., Shen, H., Wang, W., Ni, B., Fan, Z., and Lu, H. (2016). The morphological features of different Schatzker types of tibial plateau fractures: a three-dimensional computed tomography study. *J Orthop Surg Res* 11, 94. doi:10.1186/s13018-016-0427-5.

Chen, S., Zhang, K., Jia, X., Qiang, M., and Chen, Y. (2020b). Evaluation of the computer-assisted virtual surgical technology in preoperative planning for distal femoral fracture. *Injury* 51, 443–451. doi:10.1016/j.injury.2019.10.085.

Chen, Y., Dall'Ara, E., Sales, E., Manda, K., Wallace, R., Pankaj, P., et al. (2017b). Micro-CT based finite element models of cancellous bone predict accurately displacement once the boundary condition is well replicated: A validation study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65, 644–651. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.09.014.

Chen, Y., Qiang, M., Zhang, K., Li, H., and Dai, H. (2015). Novel computer-assisted preoperative planning system for humeral shaft fractures: report of 43 cases. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 11, 109–119. doi:10.1002/rcs.1604.

Chevalier, Y., Matsuura, M., Krüger, S., Fleege, C., Rickert, M., Rauschmann, M., et al. (2018). Micro-CT and micro-FE analysis of pedicle screw fixation under different loading conditions. *Journal of Biomechanics* 70, 204–211. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.12.023.

Christen, P., Ito, K., Ellouz, R., Boutroy, S., Sornay-Rendu, E., Chapurlat, R. D., et al. (2014). Bone remodelling in humans is load-driven but not lazy. *Nat Commun* 5, 4855. doi:10.1038/ncomms5855.

Chu, T. C., Ranson, W. F., and Sutton, M. A. (1985). Applications of digital-image-correlation techniques to experimental mechanics. *Experimental Mechanics* 25, 232–244. doi:10.1007/BF02325092.

Cifuentes, A. O., and Kalbag, A. (1992). A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis. *Finite Elements in Analysis and Design* 12, 313–318. doi:10.1016/0168-874X(92)90040-J.

Clogenson, M., Duff, J. M., Luethi, M., Levivier, M., Meuli, R., Baur, C., et al. (2015). A statistical shape model of the human second cervical vertebra. *Int J CARS* 10, 1097–1107. doi:10.1007/s11548-014-1121-x.

Clouthier, A. L., Smith, C. R., Vignos, M. F., Thelen, D. G., Deluzio, K. J., and Rainbow, M. J. (2019). The effect of articular geometry features identified using statistical shape modelling on knee biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, 9.

Cook, R. B., Curwen, C., Tasker, T., and Zioupos, P. (2010). Fracture toughness and compressive properties of cancellous bone at the head of the femur and relationships to non-invasive

skeletal assessment measurements. *Medical Engineering & Physics* 32, 991–997. doi:10.1016/j.medengphy.2010.06.014.

Costa, M. C. (2018). Prediction of the risk of vertebral fracture in patients with metastatic bone lesions as a toll for more effective patients' management.

Costa, M. C., Eltes, P., Lazary, A., Varga, P. P., Viceconti, M., and Dall'Ara, E. (2019). Biomechanical assessment of vertebrae with lytic metastases with subject-specific finite element models. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 98, 268–290. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.06.027.

Costa, M. C., Tozzi, G., Cristofolini, L., Danesi, V., Viceconti, M., and Dall'Ara, E. (2017). Micro Finite Element models of the vertebral body: Validation of local displacement predictions. *PLOS ONE* 12, e0180151. doi:10.1371/journal.pone.0180151.

Court-Brown, C. M., and Caesar, B. (2006). Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury* 37, 691–697. doi:10.1016/j.injury.2006.04.130.

Couvertier, M., Germaneau, A., Saget, M., Dupré, J.-C., Doumalin, P., Brémand, F., et al. (2017). Biomechanical analysis of the thoracolumbar spine under physiological loadings: Experimental motion data corridors for validation of finite element models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 231, 975–981. doi:10.1177/0954411917719740.

Cun, Y., Dou, C., Tian, S., Li, M., Zhu, Y., Cheng, X., et al. (2020). Traditional and bionic dynamic hip screw fixation for the treatment of intertrochanteric fracture: a finite element analysis. *International Orthopaedics (SICOT)* 44, 551–559. doi:10.1007/s00264-019-04478-9.

Curran, D., Maravic, M., Kiefer, P., Tochon, V., and Fardellone, P. (2010). Epidemiology of osteoporosis-related fractures in France: A literature review. *Joint Bone Spine* 77, 546–551. doi:10.1016/j.jbspin.2010.02.006.

Dall'Ara, E., Barber, D., and Viceconti, M. (2014). About the inevitable compromise between spatial resolution and accuracy of strain measurement for bone tissue: A 3D zero-strain study. *Journal of Biomechanics* 47, 2956–2963. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.019.

Dall'Ara, E., Schmidt, R., Pahr, D., Varga, P., Chevalier, Y., Patsch, J., et al. (2010). A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro. *Journal of Biomechanics* 43, 2374–2380. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.023.

Danese, I., Pankaj, P., and Scott, C. E. H. (2019). The effect of malalignment on proximal tibial strain in fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty. *Bone & Joint Research* 8, 55–64. doi:10.1302/2046-3758.82.BJR-2018-0186.R2.

David Chua, S. N., Mac Donald, B. J., and Hashmi, M. S. J. (2003). Finite element simulation of stent and balloon interaction. *Journal of Materials Processing Technology* 143–144, 591–597. doi:10.1016/S0924-0136(03)00435-7.

Davis, M. H., Khotanzad, A., Flamig, D. P., and Harms, S. E. (1995). Elastic body splines: a physics based approach to coordinate transformation in medical image matching. in *Proceedings Eighth IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems* (Lubbock, TX, USA: IEEE Comput. Soc. Press), 81–88. doi:10.1109/CBMS.1995.465443.

De Beule, M., Mortier, P., Carlier, S. G., Verhegghe, B., Van Impe, R., and Verdonck, P. (2008). Realistic finite element-based stent design: The impact of balloon folding. *Journal of Biomechanics* 41, 383–389. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.08.014.

De Campos, H., and Wolff, M. T. (1986). The Rule of Anthropophagy: Europe under the Sign of Devoration. *Latin American Literary Review* 14, 42–60.

Dehoust, J., Münch, M., Seide, K., Barth, T., and Frosch, K.-H. (2020). Biomechanical aspects of the posteromedial split in bicondylar tibial plateau fractures—a finite-element investigation. *Eur J Trauma Emerg Surg* 46, 1257–1266. doi:10.1007/s00068-020-01538-3.

Dinopoulos, H. T., and Giannoudis, P. V. (2006). Safety and efficacy of use of demineralised bone matrix in orthopaedic and trauma surgery. *Expert Opinion on Drug Safety* 5, 847–866. doi:10.1517/14740338.5.6.847.

Disney, C. M., Lee, P. D., Hoyland, J. A., Sherratt, M. J., and Bay, B. K. (2018). A review of techniques for visualising soft tissue microstructure deformation and quantifying strain *Ex Vivo*: Soft tissue microstructure deformation and quantifying strain. *Journal of Microscopy* 272, 165–179. doi:10.1111/jmi.12701.

D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Chien, S., and Colwell, C. W. (2007). In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics* 40, S11–S17. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.03.004.

D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Slamin, J. E., and Colwell, C. W. (2006). Tibial Forces Measured In Vivo After Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 21, 255–262. doi:10.1016/j.arth.2005.07.011.

D'Lima, D. D., Townsend, C. P., Arms, S. W., Morris, B. A., and Colwell, C. W. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of Biomechanics* 38, 299–304. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.011.

Dong, Y., Hu, G., Dong, Y., Hu, Y., and Xu, Q. (2014). The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 1452–1463. doi:10.1080/10255842.2012.753063.

Dougherty, P. J., Kim, D.-G., Meisterling, S., Wybo, C., and Yeni, Y. (2008). Biomechanical Comparison of Bicortical Versus Unicortical Screw Placement of Proximal Tibia Locking Plates: A Cadaveric Model: *Journal of Orthopaedic Trauma* 22, 399–403. doi:10.1097/BOT.0b013e318178417e.

Doumalin, P., and Bornert, M. (2000). Micromechanical Applications of Digital Image Correlation Techniques. in *Interferometry in Speckle Light*, eds. P. Jacquot and J.-M. Fournier (Berlin, Heidelberg: Springer), 67–74. doi:10.1007/978-3-642-57323-1_9.

Dubuisson, M.-P., and Jain, A. K. (1994). A modified Hausdorff distance for object matching. in *Proceedings of 12th International Conference on Pattern Recognition*, 566–568 vol.1. doi:10.1109/ICPR.1994.576361.

Duparc, J., and Ficat, P. (1960). Articular fractures of the upper end of the tibia. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 46, 399–486.

Durakbasa, M. O., Kose, O., Ermis, M. N., Demirtas, A., Gunday, S., and Islam, C. (2013). Measurement of lateral plateau depression and lateral plateau widening in a Schatzker type II fracture can predict a lateral meniscal injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 2141–2146. doi:10.1007/s00167-012-2195-z.

Duwelius, P., and Connolly, J. (1988). Closed reduction of tibial plateau fractures. A comparison of functional and roentgenographic end results. *Clin Orthop Relat Res*, 116–126.

Edwards, W. B., Schnitzer, T. J., and Troy, K. L. (2013). Torsional stiffness and strength of the proximal tibia are better predicted by finite element models than DXA or QCT. *Journal of Biomechanics* 46, 1655–1662. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.016.

Einhorn, T. A., and Gerstenfeld, L. C. (2015). Fracture healing: mechanisms and interventions. *Nat Rev Rheumatol* 11, 45–54. doi:10.1038/nrrheum.2014.164.

Elsoe, R., Larsen, P., Nielsen, N. P. H., Swenne, J., Rasmussen, S., and Ostgaard, S. E. (2015). Population-based epidemiology of tibial plateau fractures. *Orthopedics* 38, e780–e786. doi:10.3928/01477447-20150902-55.

El-Youssef, K., Poirier, L., Zaher, A., Pic, J.-B., Brèque, C., Rigoard, P., et al. (2019). The biomechanical differences in the treatment of posteromedial Tibial Plateau fractures (Moore I) between the use of screws compared to endobutton. A cadaveric study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, S149–S150. doi:10.1080/10255842.2020.1714221.

Enns-Bray, W. S., Owoc, J. S., Nishiyama, K. K., and Boyd, S. K. (2014). Mapping anisotropy of the proximal femur for enhanced image based finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 47, 3272–3278. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.08.020.

Erhart, J. C., Mündermann, A., Elspas, B., Giori, N. J., and Andriacchi, T. P. (2008). A variable-stiffness shoe lowers the knee adduction moment in subjects with symptoms of medial compartment

knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 41, 2720–2725. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.016.

Eshghi, N., Hojjati, M. H., Imani, M., and Goudarzi, A. M. (2011). Finite Element Analysis of Mechanical Behaviors of Coronary Stent. *Procedia Engineering* 10, 3056–3061. doi:10.1016/j.proeng.2011.04.506.

Evans, S. P., Parr, W. C. H., Clausen, P. D., Jones, A., and Wroe, S. (2012). Finite element analysis of a micromechanical model of bone and a new 3D approach to validation. *Journal of Biomechanics* 45, 2702–2705. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.08.003.

Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., et al. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging* 30, 1323–1341. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001.

Fischer, L., Guyot, J., Gonon, G., Carret, J., Courcelles, P., and Dahhan, P. (1978). Du rôle des muscles et des ligaments dans le contrôle de la stabilité du genou. *Anatomia clinica* 1, 43–53.

Fletcher, R. (2013). *Practical Methods of Optimization*. John Wiley & Sons.

Fornaro, J., Harders, M., Keel, M., Marincek, B., Trentz, O., Szekely, G., et al. (2008). Interactive visuo-haptic surgical planning tool for pelvic and acetabular fractures. *Stud Health Technol Inform* 132, 123–125.

Fornaro, J., Keel, M., Harders, M., Marincek, B., Székely, G., and Frauenfelder, T. (2010a). An interactive surgical planning tool for acetabular fractures: initial results. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 5, 50. doi:10.1186/1749-799X-5-50.

Fornaro, J., Székely, G., and Harders, M. (2010b). "Semi-automatic Segmentation of Fractured Pelvic Bones for Surgical Planning," in *Biomedical Simulation*, eds. F. Bello and S. Cotin (Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg), 82–89. doi:10.1007/978-3-642-11615-5_9.

Forster, H., and Fisher, J. (1999). The influence of continuous sliding and subsequent surface wear on the friction of articular cartilage. *Proc Inst Mech Eng H* 213, 329–345. doi:10.1243/0954411991535167.

Fregly, B. J., D'Lima, D. D., and Colwell, C. W. (2009). Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee. *J. Orthop. Res.* 27, 1016–1021. doi:10.1002/jor.20843.

Fukubayashi, T., and Kurosawa, H. (1980). The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 51, 871–879. doi:10.3109/17453678008990887.

Fürnstahl, P., Székely, G., Gerber, C., Hodler, J., Snedeker, J. G., and Harders, M. (2012). Computer assisted reconstruction of complex proximal humerus fractures for preoperative planning. *Medical Image Analysis* 16, 704–720. doi:10.1016/j.media.2010.07.012.

Germaneau, A. (2007). Développement de techniques de mesure dans le volume: photoélasticimétrie 3D par découpage optique et corrélation volumique par tomographie optique et rayons X. Application à l'étude des effets mécaniques 3D dans les structures et les biomatériaux.

Germaneau, A., and Doumalin, P. (2009). Analyse 3D du comportement mécanique de l'os pour l'étude de fixations occipito-cervicales. 6.

Germaneau, A., Doumalin, P., and Dupré, J. C. (2007a). 3D Strain Field Measurement by Correlation of Volume Images Using Scattered Light: Recording of Images and Choice of Marks. *Strain* 43, 207–218. doi:https://doi.org/10.1111/j.1475-1305.2007.00340.x.

Germaneau, A., Doumalin, P., and Dupré, J. C. (2007b). Full 3D Measurement of Strain Field by Scattered Light for Analysis of Structures. *Exp Mech* 47, 523–532. doi:10.1007/s11340-006-9029-1.

Germaneau, A., Doumalin, P., and Dupré, J.-C. (2008). Comparison between X-ray micro-computed tomography and optical scanning tomography for full 3D strain measurement by digital volume correlation. *NDT & E International* 41, 407–415. doi:10.1016/j.ndteint.2008.04.001.

Germaneau, A., Vendeuvre, T., Delmotte, A., D'Houtaud, S., Brèque, C., Petureau, L., et al. (2020). Should we recommend occipital plate fixation using bicortical screws or inverted occipital hooks to optimize occipito-cervical junction fusion? A biomechanical study combining an

experimental and analytical approach. *Clinical Biomechanics* 80, 105173. doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105173.

Gervaso, F., Capelli, C., Petrini, L., Lattanzio, S., Di Virgilio, L., and Migliavacca, F. (2008). On the effects of different strategies in modelling balloon-expandable stenting by means of finite element method. *Journal of Biomechanics* 41, 1206–1212. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.01.027.

Giannoudis, P. V., Einhorn, T. A., and Marsh, D. (2007). Fracture healing: The diamond concept. *Injury* 38, S3–S6. doi:10.1016/S0020-1383(08)70003-2.

Giannoudis, P. V., Tzioupis, C., Papathanassopoulos, A., Obakponovwe, O., and Roberts, C. (2010). Articular step-off and risk of post-traumatic osteoarthritis. Evidence today. *Injury* 41, 986–995. doi:10.1016/j.injury.2010.08.003.

Gilbert, S., Chen, T., Hutchinson, I. D., Choi, D., Voigt, C., Warren, R. F., et al. (2014). Dynamic Contact Mechanics on the Tibial Plateau of the Human Knee During Activities of Daily Living. *J Biomech* 47, 2006–2012. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.003.

Gillard, F., Boardman, R., Mavrogordato, M., Hollis, D., Sinclair, I., Pierron, F., et al. (2014). The application of Digital Volume Correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 29, 480–499. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.09.014.

Girod, S., Schvartzman, Gaudilliere, D., Salisbury, K., and Silva, R. (2016). Haptic feedback improves surgeons' user experience and fracture reduction in facial trauma simulation. *J Rehabil Res Dev* 53, 561–570. doi:10.1682/JRRD.2015.03.0043.

Goodall, C. (1991). Procrustes Methods in the Statistical Analysis of Shape. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)* 53, 285–339.

Goulet, R. W., Goldstein, S. A., Ciarelli, M. J., Kuhn, J. L., Brown, M. B., and Feldkamp, L. A. (1994). The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 27, 375–389. doi:10.1016/0021-9290(94)90014-0.

Gower, J. C. (1975). Generalized procrustes analysis. *Psychometrika* 40, 33–51. doi:10.1007/bf02291478.

Gray, H. A., Taddei, F., Zavatsky, A. B., Cristofolini, L., and Gill, H. S. (2008). Experimental Validation of a Finite Element Model of a Human Cadaveric Tibia. *Journal of Biomechanical Engineering* 130. doi:10.1115/1.2913335.

Gray, S. D., Kaplan, P. A., and Dussault, R. G. (1997). IMAGING OF THE KNEE: Current Status. *Orthopedic Clinics* 28, 643–658. doi:10.1016/S0030-5898(05)70311-4.

Guo, Y., Zhang, X., and Chen, W. (2009). Three-Dimensional Finite Element Simulation of Total Knee Joint in Gait Cycle. *Acta Mechanica Solida Sinica* 22, 347–351. doi:10.1016/S0894-9166(09)60283-4.

Haller, J. M., O'Toole, R., Graves, M., Barei, D., Gardner, M., Kubiak, E., et al. (2015). How much articular displacement can be detected using fluoroscopy for tibial plateau fractures? *Injury* 46, 2243–2247. doi:10.1016/j.injury.2015.06.043.

Haller, J. M., Potter, M. Q., and Kubiak, E. N. (2013). Weight Bearing After a Periarticular Fracture: What is the Evidence? *Orthopedic Clinics* 44, 509–519. doi:10.1016/j.ocl.2013.06.005.

Hardinge, M. (1949). Determination of the strength of the cancellous bone in the head and neck of the femur. *Surg Gynecol Obstet* 89, 439–441.

Harner, C. D., Xerogeanes, J. W., Livesay, G. A., Carlin, G. J., Smith, B. A., Kusayama, T., et al. (1995). The Human Posterior Cruciate Ligament Complex: An Interdisciplinary Study: Ligament Morphology and Biomechanical Evaluation. *Am J Sports Med* 23, 736–745. doi:10.1177/036354659502300617.

Härtl, R., Lam, K. S., Wang, J., Korge, A., Kandziora, F., and Audigé, L. (2013). Worldwide Survey on the Use of Navigation in Spine Surgery. *World Neurosurgery* 79, 162–172. doi:10.1016/j.wneu.2012.03.011.

Hashemi, J., Chandrashekar, N., Gill, B., Beynnon, B. D., Slauterbeck, J. R., Schutt, R. C., et al. (2008). The Geometry of the Tibial Plateau and Its Influence on the Biomechanics of the Tibiofemoral Joint. *J Bone Joint Surg Am* 90, 2724–2734. doi:10.2106/JBJS.G.01358.

Hauser, N. H., Hoechel, S., Toranelli, M., Klaws, J., and Müller-Gerbl, M. (2015). Functional and Structural Details about the Fabella: What the Important Stabilizer Looks Like in the Central European Population. *BioMed Research International* 2015, e343728. doi:https://doi.org/10.1155/2015/343728.

Haut Donahue, T. L., Hull, M. L., Rashid, M. M., and Jacobs, C. R. (2002). A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact. *Journal of Biomechanical Engineering* 124, 273–280. doi:10.1115/1.1470171.

Havaldar, R., Pilli, S. C., and Putti, B. B. (2014). Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. *Adv Biomed Res* 3. doi:10.4103/2277-9175.129375.

Heimann, T., and Meinzer, H.-P. (2009). Statistical shape models for 3D medical image segmentation: A review. *Medical Image Analysis* 13, 543–563. doi:10.1016/j.media.2009.05.004.

Heiney, J. P., Kursa, K., Schmidt, A. H., and Stannard, J. P. (2014). Reduction and Stabilization of Depressed Articular Tibial Plateau Fractures: Comparison of Inflatable and Conventional Bone Tamps: Study of a Cadaver Model. *JBJS* 96, 1273–1279. doi:10.2106/JBJS.L.01507.

Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A. M., et al. (2009). ESB clinical biomechanics award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6–10 months. *Clinical Biomechanics* 24, 315–326. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.01.011.

Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S., and Viceconti, M. (2008). Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics* 23, 135–146. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.024.

Hofman, M., Koopmans, G., Kobbe, P., Poeze, M., Andruszkow, H., Brink, P. R. G., et al. (2015). Improved Fracture Healing in Patients with Concomitant Traumatic Brain Injury: Proven or Not? *Mediators of Inflammation* 2015, e204842. doi:https://doi.org/10.1155/2015/204842.

Honkonen, S. E. (1994). Indications for surgical treatment of tibial condyle fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 199–205.

Hou, F. J., Lang, S. M., Hoshaw, S. J., Reimann, D. A., and Fyhrie, D. P. (1998). Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 31, 1009–1015. doi:10.1016/s0021-9290(98)00110-9.

Hu, J., Xin, H., Chen, Z., Zhang, Q., Peng, Y., and Jin, Z. (2019). The role of menisci in knee contact mechanics and secondary kinematics during human walking. *Clinical Biomechanics* 61, 58–63. doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.11.009.

Hu, Y., Li, H., Qiao, G., Liu, H., Ji, A., and Ye, F. (2011). Computer-assisted virtual surgical procedure for acetabular fractures based on real CT data. *Injury* 42, 1121–1124. doi:10.1016/j.injury.2011.01.014.

Huang, X., Zhi, Z., Yu, B., and Chen, F. (2015). Stress and stability of plate-screw fixation and screw fixation in the treatment of Schatzker type IV medial tibial plateau fracture: a comparative finite element study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 10, 182. doi:10.1186/s13018-015-0325-2.

Huijs, S., Huysmans, T., de Jong, A., Arnout, N., Sijbers, J., and Bellemans, J. (2018). Principal component analysis as a tool for determining optimal tibial baseplate geometry in modern TKA design. *Acta Orthop. Belg*.

Hull, M. L. (2002). A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact. *J Biomech Eng* 124, 273. doi:10.1115/1.1470171.

Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., and Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics* 31, 681–687. doi:10.1016/j.medengphy.2009.01.003.

Hussein, A. I., Barbone, P. E., and Morgan, E. F. (2012). Digital Volume Correlation for study of the mechanics of whole bones. *Procedia IUTAM* 4, 116–125. doi:10.1016/j.piutam.2012.05.013.

Ingrassia, T., Nigrelli, V., Pecorella, D., Bragonzoni, L., and Ricotta, V. (2020). Influence of the Screw Positioning on the Stability of Locking Plate for Proximal Tibial Fractures: A Numerical Approach. *Applied Sciences* 10, 4941. doi:10.3390/app10144941.

Jackman, T. M., DelMonaco, A. M., and Morgan, E. F. (2016). Accuracy of finite element analyses of CT scans in predictions of vertebral failure patterns under axial compression and anterior flexion. *J Biomech* 49, 267–275. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.12.004.

Jiménez-Delgado, J. J., Paulano-Godino, F., PulidoRam-Ramírez, R., and Jiménez-Pérez, J. R. (2016). Computer assisted preoperative planning of bone fracture reduction: Simulation techniques and new trends. *Medical Image Analysis* 30, 30–45. doi:10.1016/j.media.2015.12.005.

Jolliffe, I. T., and Cadima, J. (2016). Principal component analysis: a review and recent developments. *Phil. Trans. R. Soc. A.* 374, 20150202. doi:10.1098/rsta.2015.0202.

Kalmet, P. H. S., Van Horn, Y. Y., Sanduleanu, S., Seelen, H. A. M., Brink, P. R. G., and Poeze, M. (2019). Patient-reported quality of life and pain after permissive weight bearing in surgically treated trauma patients with tibial plateau fractures: a retrospective cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg* 139, 483–488. doi:10.1007/s00402-018-3088-5.

Kato, Z. (2013). A Unifying Framework for Correspondence-Less Shape Alignment and Its Medical Applications. in *Intelligent Interactive Technologies and Multimedia* Communications in Computer and Information Science., eds. A. Agrawal, R. C. Tripathi, E. Y.-L. Do, and M. D. Tiwari (Berlin, Heidelberg: Springer), 40–52. doi:10.1007/978-3-642-37463-0_4.

Keyak, J. H., Lee, I. Y., and Skinner, H. B. (1994). Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research* 28, 1329–1336. doi:https://doi.org/10.1002/jbm.820281111.

Kfuri, M., and Schatzker, J. (2018). Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury* 49, 2252–2263. doi:10.1016/j.injury.2018.11.010.

Khan, M., and Kushchayev, S. V. (2019). Percutaneous Vertebral Body Augmentations: The State of Art. *Neuroimaging Clinics* 29, 495–513. doi:10.1016/j.nic.2019.07.002.

Kim, T. K., Phillips, M., Bhandari, M., Watson, J., and Malhotra, R. (2017). What Differences in Morphologic Features of the Knee Exist Among Patients of Various Races? A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res* 475, 170–182. doi:10.1007/s11999-016-5097-4.

Kiousis, D. E., Wulff, A. R., and Holzapfel, G. A. (2009). Experimental Studies and Numerical Analysis of the Inflation and Interaction of Vascular Balloon Catheter-Stent Systems. *Annals of Biomedical Engineering* 37, 315–330. doi:10.1007/s10439-008-9606-9.

Klein, A., Warszawski, J., Hillengaß, J., and Maier-Hein, K. H. (2019). Automatic bone segmentation in whole-body CT images. *Int J CARS* 14, 21–29. doi:10.1007/s11548-018-1883-7.

Knowles, N. K., Reeves, J. M., and Ferreira, L. M. (2016). Quantitative Computed Tomography (QCT) derived Bone Mineral Density (BMD) in finite element studies: a review of the literature. *J Exp Orthop* 3. doi:10.1186/s40634-016-0072-2.

Knupp, P. M. (2001). Algebraic Mesh Quality Metrics. *SIAM J. Sci. Comput.* 23, 193–218. doi:10.1137/S1064827500371499.

Kopperdahl, D. L., Aspelund, T., Hoffmann, P. F., Sigurdsson, S., Siggeirsdottir, K., Harris, T. B., et al. (2014). Assessment of incident spine and hip fractures in women and men using finite element analysis of CT scans. *Journal of Bone and Mineral Research* 29, 570–580. doi:https://doi.org/10.1002/jbmr.2069.

Kraus, T. M., Abele, C., Freude, T., Ateschrang, A., Stöckle, U., Stuby, F. M., et al. (2018). Duration of incapacity of work after tibial plateau fracture is affected by work intensity. *BMC Musculoskelet Disord* 19, 281. doi:10.1186/s12891-018-2209-1.

Kubicek, J., Tomanec, F., Cerny, M., Vilimek, D., Kalova, M., and Oczka, D. (2019). Recent Trends, Technical Concepts and Components of Computer-Assisted Orthopedic Surgery Systems: A Comprehensive Review. *Sensors* 19, 5199. doi:10.3390/s19235199.

Kuster, M. S., Wood, G. A., Stachowiak, G. W., and Gächter, A. (1997). Joint load considerations in total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 79-B, 109–113. doi:10.1302/0301-620X.79B1.0790109.

Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., et al. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics* 43, 2164–2173. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.046.

Kybic, J., and Unser, M. (2003). Fast parametric elastic image registration. *IEEE Trans. on Image Process.* 12, 1427–1442. doi:10.1109/TIP.2003.813139.

Lacroix, D., and Prendergast, P. J. (2002). A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics* 35, 1163–1171. doi:10.1016/S0021-9290(02)00086-6.

Ladd, A. J., Kinney, J. H., Haupt, D. L., and Goldstein, S. A. (1998). Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Orthop Res* 16, 622–628. doi:10.1002/jor.1100160516.

Lee, C. (2005). "The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement," in *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*, eds. S. Breusch and H. Malchau (Berlin, Heidelberg: Springer), 60–66. doi:10.1007/3-540-28924-0_6.

Lee, D. C., Hoffmann, P. F., Kopperdahl, D. L., and Keaveny, T. M. (2017). Phantomless calibration of CT scans for measurement of BMD and bone strength—Inter-operator reanalysis precision. *Bone* 103, 325–333. doi:10.1016/j.bone.2017.07.029.

Lee, E. C. S., Roach, N. T., Clouthier, A. L., Bicknell, R. T., Bey, M. J., Young, N. M., et al. (2020). Three-dimensional scapular morphology is associated with rotator cuff tears and alters the abduction moment arm of the supraspinatus. *Clinical Biomechanics* 78, 105091. doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105091.

Lee, Y., Ogihara, N., and Lee, T. (2019). Assessment of finite element models for prediction of osteoporotic fracture. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 97, 312–320. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.05.018.

Leung, S. Y., New, A. M., and Browne, M. (2009). The use of complementary non-destructive evaluation methods to evaluate the integrity of the cement—bone interface. *Proc Inst Mech Eng H* 223, 75–86. doi:10.1243/09544119JEIM465.

Lewis, G. (1997). Properties of acrylic bone cement: State of the art review. Journal of Biomedical Materials Research, 29. doi:10.1002/(sici)1097-4636(199722)38:2<155::aid-jbm10>3.0.co;2-c.

Lewis, G. (2011). Viscoelastic properties of injectable bone cements for orthopaedic applications: State-of-the-art review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 98B, 171–191. doi:https://doi.org/10.1002/jbm.b.31835.

Liebschner, M. A. K., Kopperdahl, D. L., Rosenberg, W. S., and Keaveny, T. M. (2003). Finite Element Modeling of the Human Thoracolumbar Spine. *Spine* 28, 559–565. doi:10.1097/01.BRS.0000049923.27694.47.

Linde, F., Hvid, I., and Madsen, F. (1992). The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 25, 359–368. doi:10.1016/0021-9290(92)90255-Y.

Liu, L., and Morgan, E. F. (2007). Accuracy and precision of digital volume correlation in quantifying displacements and strains in trabecular bone. *J Biomech* 40, 3516–3520. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.04.019.

Loenen, A. C. Y. (2020). Misaligned spinal rods can induce high internal forces consistent with those observed to cause screw pullout and disc degeneration. *The Spine Journal*, 10.

Lorensen, W. E., and Cline, H. E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.* 21, 163–169. doi:10.1145/37402.37422.

Lorusso, A., Eggert, D. W., and Fisher, R. B. (1995). A comparison of four algorithms for estimating 3-D rigid transformations. *University of Edinburgh, Department of Artificial Intelligence*, 10.

Lüthi, M., Gerig, T., Jud, C., and Vetter, T. (2018). Gaussian Process Morphable Models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 40, 1860–1873. doi:10.1109/TPAMI.2017.2739743.

Marchandise, E., Compère, G., Willemet, M., Bricteux, G., Geuzaine, C., and Remacle, J.-F. (2010). Quality meshing based on STL triangulations for biomedical simulations. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 26, 876–889. doi:10.1002/cnm.1388.

Marieb, E., and Hoehn, K. (2014). *Anatomie et physiologie humaines: Livre + eText + plateforme numérique MonLab - Licence étudiant 60 mois*. Pearson Education France.

Martin, D., and Boyle, F. (2013). Finite element analysis of balloon-expandable coronary stent deployment: Influence of angioplasty balloon configuration. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 29, 1161–1175. doi:10.1002/cnm.2557.

Mayya, M., Poltaretskyi, S., Hamitouche, C., and Chaoui, J. (2013). Scapula Statistical Shape Model construction based on watershed segmentation and elastic registration. in *2013 IEEE 10th International Symposium on Biomedical Imaging* (San Francisco, CA, USA: IEEE), 101–104. doi:10.1109/ISBI.2013.6556422.

McCormick, M. M., Liu, X., Ibanez, L., Jomier, J., and Marion, C. (2014). ITK: enabling reproducible research and open science. *Front. Neuroinform.* 8. doi:10.3389/fninf.2014.00013.

McCutchen, C. W. (1962). The frictional properties of animal joints. *Wear* 5, 1–17. doi:10.1016/0043-1648(62)90176-X.

McErlain, D. D., Milner, J. S., Ivanov, T. G., Jencikova-Celerin, L., Pollmann, S. I., and Holdsworth, D. W. (2011). Subchondral cysts create increased intra-osseous stress in early knee OA: A finite element analysis using simulated lesions. *Bone* 48, 639–646. doi:10.1016/j.bone.2010.11.010.

Meinberg, E., Agel, J., Roberts, C., Karam, M., and Kellam, J. (2018). Fracture and Dislocation Classification Compendium—2018. *Journal of Orthopaedic Trauma* 32, S1–S10. doi:10.1097/BOT.0000000000001063.

Meulenkamp, B., Martin, R., Desy, N. M., Duffy, P., Korley, R., Puloski, S., et al. (2017). Incidence, Risk Factors, and Location of Articular Malreductions of the Tibial Plateau. *Journal of Orthopaedic Trauma* 31, 146–150. doi:10.1097/BOT.0000000000000735.

Migaud, H., Cortet, B., Assaker, R., Fontaine, C., Kulik, J. F., and Duquennoy, A. (1997). [Value of a synthetic osseous model obtained by stereo-lithography for preoperative planning. Correction of a complex femoral deformity caused by fibrous dysplasia]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 83, 156–159.

Millar, S. C., Arnold, J. B., Thewlis, D., Fraysse, F., and Solomon, L. B. (2018). A systematic literature review of tibial plateau fractures: What classifications are used and how reliable and useful are they? *Injury* 49, 473–490. doi:10.1016/j.injury.2018.01.025.

Moldovan, F., Gligor, A., and Bataga, T. (2020). Integration of Three-dimensional Technologies in Orthopedics: A Tool for Preoperative Planning of Tibial Plateau Fractures. *Acta Inform Med* 28, 278–282. doi:10.5455/aim.2020.28.278-282.

Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., and Keaveny, T. M. (2003). Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 36, 897–904. doi:10.1016/S0021-9290(03)00071-X.

Mthethwa, J., and Chikate, A. (2018). A review of the management of tibial plateau fractures. *Musculoskelet Surg* 102, 119–127. doi:10.1007/s12306-017-0514-8.

Mündermann, A., Dyrby, C. O., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., and Andriacchi, T. P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research* 26, 1167–1172. doi:https://doi.org/10.1002/jor.20655.

Nazarian, S. (2005). "Épidémiologie, mécanisme, variétés anatomiques et classification des fractures des plateaux tibiaux," in *Fractures du genou* Orthopedie-Traumatologie. (Paris: Springer-Verlag), 157–170. doi:10.1007/2-287-28278-5_16.

Nazemi, S. M., Amini, M., Kontulainen, S. A., Milner, J. S., Holdsworth, D. W., Masri, B. A., et al. (2015). Prediction of local proximal tibial subchondral bone structural stiffness using subject-specific

finite element modeling: Effect of selected density–modulus relationship. *Clinical Biomechanics* 30, 703–712. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.05.002.

Nazemi, S. M., Kalajahi, S. M. H., Cooper, D. M. L., Kontulainen, S. A., Holdsworth, D. W., Masri, B. A., et al. (2017). Accounting for spatial variation of trabecular anisotropy with subject-specific finite element modeling moderately improves predictions of local subchondral bone stiffness at the proximal tibia. *Journal of Biomechanics* 59, 101–108. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.05.018.

Neubert, A., Wilson, K. J., Engstrom, C., Surowiec, R. K., Paproki, A., Johnson, N., et al. (2017). Comparison of 3D bone models of the knee joint derived from CT and 3T MR imaging. *European Journal of Radiology* 93, 178–184. doi:10.1016/j.ejrad.2017.05.042.

Nie, W., Gu, F., Wang, Z., Wu, R., Yue, Y., and Shao, A. (2019). Preliminary application of three-dimension printing technology in surgical management of bicondylar tibial plateau fractures. *Injury* 50, 476–483. doi:10.1016/j.injury.2018.12.019.

Oftadeh, R., Perez-Viloria, M., Villa-Camacho, J. C., Vaziri, A., and Nazarian, A. (2015). Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *J Biomech Eng* 137, 0108021–01080215. doi:10.1115/1.4029176.

Ohdera, T., Tokunaga, M., Hiroshima, S., Yoshimoto, E., Tokunaga, J., and Kobayashi, A. (2003). Arthroscopic management of tibial plateau fractures—comparison with open reduction method. *Arch Orthop Trauma Surg* 123, 489–493. doi:10.1007/s00402-003-0510-3.

Oliviero, S., Giorgi, M., and Dall'Ara, E. (2018). Validation of finite element models of the mouse tibia using digital volume correlation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 86, 172–184. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.06.022.

Ollivier, M., Turati, M., Munier, M., Lunebourg, A., Argenson, J.-N., and Parratte, S. (2016). Balloon tibioplasty for reduction of depressed tibial plateau fractures: Preliminary radiographic and clinical results. *International Orthopaedics (SICOT)* 40, 1961–1966. doi:10.1007/s00264-015-3047-5.

Ozturk, A. M., Suer, O., Derin, O., Ozer, M. A., Govsa, F., and Aktuglu, K. (2020). Surgical advantages of using 3D patient-specific models in high-energy tibial plateau fractures. *Eur J Trauma Emerg Surg*. doi:10.1007/s00068-020-01378-1.

Pahr, D. H., Dall'Ara, E., Varga, P., and Zysset, P. K. (2012). HR-pQCT-based homogenised finite element models provide quantitative predictions of experimental vertebral body stiffness and strength with the same accuracy as µFE models. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 15, 711–720. doi:10.1080/10255842.2011.556627.

Pahr, D. H., Schwiedrzik, J., Dall'Ara, E., and Zysset, P. K. (2014). Clinical versus pre-clinical FE models for vertebral body strength predictions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 33, 76–83. doi:10.1016/j.jmbbm.2012.11.018.

Palmer, I. (1951). Fractures of the upper end of the tibia. *J Bone Joint Surg Br* 33B, 160–166.

Palombi, A., Bosi, G. M., Giuseppe, S. D., De Momi, E., Homer-Vanniasinkam, S., Burriesci, G., et al. (2019). Sizing the aortic annulus with a robotised, commercially available soft balloon catheter: in vitro study on idealised phantoms. in *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* (Montreal, QC, Canada: IEEE), 6230–6236. doi:10.1109/ICRA.2019.8794041.

Papagelopoulos, P. J., Partsinevelos, A. A., Themistocleous, G. S., Mavrogenis, A. F., Korres, D. S., and Soucacos, P. N. (2006). Complications after tibia plateau fracture surgery. *Injury* 37, 475–484. doi:10.1016/j.injury.2005.06.035.

Paulano, F., Jiménez, J. J., and Pulido, R. (2014). 3D segmentation and labeling of fractured bone from CT images. *Vis Comput* 30, 939–948. doi:10.1007/s00371-014-0963-0.

Payan, Y. (2014). Biomécanique pour les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. *Ref : TIP597WEB - "Technologies biomédicales."* Available at: https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-et-biomecanique-42606210/biomecanique-pour-les-gestes-medico-chirurgicaux-assistes-par-ordinateur-med8200/ [Accessed July 5, 2018].

Pei, G.-X., and Yan, Y.-B. (2014). Current status and progress of digital orthopaedics in China. *Journal of Orthopaedic Translation* 2, 107–117. doi:10.1016/j.jot.2014.05.001.

Peng, M. J.-Q., Xu, H., Chen, H.-Y., Lin, Z., Li, X., Shen, C., et al. (2020). Biomechanical analysis for five fixation techniques of Pauwels-III fracture by finite element modeling. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 193, 105491. doi:10.1016/j.cmpb.2020.105491.

Perey, O. (1952). Depression fractures of the lateral tibial condyle. *Acta Chir Scand* 103, 154–157.

Pizanis, A., Garcia, P., Pohlemann, T., and Burkhardt, M. (2012). Balloon Tibioplasty: A Useful Tool for Reduction of Tibial Plateau Depression Fractures. *J Orthop Trauma* 26, 6.

Plessers, K., Vanden Berghe, P., Van Dijck, C., Wirix-Speetjens, R., Debeer, P., Jonkers, I., et al. (2018). Virtual reconstruction of glenoid bone defects using a statistical shape model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 27, 160–166. doi:10.1016/j.jse.2017.07.026.

Poh, S.-Y., Yew, K.-S. A., Wong, P.-L. K., Koh, S.-B. J., Chia, S.-L., Fook-Chong, S., et al. (2012). Role of the anterior intermeniscal ligament in tibiofemoral contact mechanics during axial joint loading. *The Knee* 19, 135–139. doi:10.1016/j.knee.2010.12.008.

Polgar, K., Viceconti, M., and Connor, J. J. (2001). A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur. *Proc Inst Mech Eng H* 215, 85–94. doi:10.1243/0954411011533562.

Poltaretskyi, S., Chaoui, J., Mayya, M., Hamitouche, C., Bercik, M. J., Boileau, P., et al. (2017). Prediction of the pre-morbid 3D anatomy of the proximal humerus based on statistical shape modelling. *The Bone & Joint Journal* 99-B, 927–933. doi:10.1302/0301-620X.99B7.BJJ-2017-0014.

Prat-Fabregat, S., and Camacho-Carrasco, P. (2016). Treatment strategy for tibial plateau fractures: an update. *EFORT Open Reviews* 1, 225–232. doi:10.1302/2058-5241.1.000031.

Qasim, M., Farinella, G., Zhang, J., Li, X., Yang, L., Eastell, R., et al. (2016). Patient-specific finite element estimated femur strength as a predictor of the risk of hip fracture: the effect of methodological determinants. *Osteoporos Int* 27, 2815–2822. doi:10.1007/s00198-016-3597-4.

Qiang, M., Zhang, K., Chen, Y., Jia, X., Wang, X., Chen, S., et al. (2019). Computer-assisted virtual surgical technology in pre-operative design for the reconstruction of calcaneal fracture malunion. *International Orthopaedics (SICOT)* 43, 1669–1677. doi:10.1007/s00264-019-04328-8.

Quintens, L., Herteleer, M., Vancleef, S., Carette, Y., Duflou, J., Nijs, S., et al. (2019). Anatomical Variation of the Tibia - a Principal Component Analysis. *Sci Rep* 9, 7649. doi:10.1038/s41598-019-44092-8.

Rajamani, K. T., Styner, M. A., Talib, H., Zheng, G., Nolte, L. P., and Ballester, M. A. G. (2007). Statistical deformable bone models for robust 3D surface extrapolation from sparse data. *Medical Image Analysis* 11, 99–109. doi:10.1016/j.media.2006.05.001.

Ramos, A., and Simões, J. A. (2006). Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics* 28, 916–924. doi:10.1016/j.medengphy.2005.12.006.

Rashad, M., Khamiss, M., and Mousa, M. (2017). A Review on Mesh Segmentation Techniques. 6, 10.

Rasmussen, P. S. (1973). Tibial Condylar Fractures: IMPAIRMENT OF KNEE JOINT STABILITY AS AN INDICATION FOR SURGICAL TREATMENT. *JBJS* 55, 1331–1350.

Renault, J.-B. (2019). Contributions mécaniques et numériques pour le développement de modèles individualisés os-implant : application à l'optimisation de l'arthroplastie totale du genou.

Revel, M. (2020). Prédiction de fracture ex vivo de radius par simulation numérique intégrant des conditions de chargements réalistes.

Rho, J. Y., Hobatho, M. C., and Ashman, R. B. (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* 17, 347–355. doi:10.1016/1350-4533(95)97314-F.

Ridzwan, M. I. Z., Sukjamsri, C., Pal, B., Arkel, R. J. van, Bell, A., Khanna, M., et al. (2018). Femoral fracture type can be predicted from femoral structure: A finite element study validated by digital volume correlation experiments. *Journal of Orthopaedic Research* 36, 993–1001. doi:10.1002/jor.23669.

Roberts, B. C., Perilli, E., and Reynolds, K. J. (2014). Application of the digital volume correlation technique for the measurement of displacement and strain fields in bone: A literature review. *Journal of Biomechanics* 47, 923–934. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.001.

Roberts, J. R. (2012). InFocus: High-Risk Orthopedic Injuries: Tibial Plateau Fracture. *Emergency Medicine News* 34, 14. doi:10.1097/01.EEM.0000413883.43046.bc.

Robinson, J. R., Bull, A. MJ., and Amis, A. A. (2005). Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *Journal of Biomechanics* 38, 1067–1074. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.034.

Rohr, K., Stiehl, H. S., Sprengel, R., Buzug, T. M., Weese, J., and Kuhn, M. H. (2001). Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines. *IEEE Trans. Med. Imaging* 20, 526–534. doi:10.1109/42.929618.

Rombold, C. (1960). Depressed fractures of the tibial plateau. Treatment with rigid internal fixation and early mobilization. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 42-A, 783–797.

Rozell, J. C., Vemulapalli, K. C., Gary, J. L., and Donegan, D. J. (2016). Tibial Plateau Fractures in Elderly Patients. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 7, 126–134. doi:10.1177/2151458516651310.

Ruedi, T. P., and Murphy, W. M. (2000). AO Principles of Fracture Management. *AO Principles of Fracture Management*, 868–868.

Ruikar, D. D., Santosh, K. C., and Hegadi, R. S. (2019). Automated Fractured Bone Segmentation and Labeling from CT Images. *J Med Syst* 43, 60. doi:10.1007/s10916-019-1176-x.

Sachse, F. B. (2004). "5. Digital Image Processing," in *Computational Cardiology: Modeling of Anatomy, Electrophysiology, and Mechanics* Lecture Notes in Computer Science., ed. F. B. Sachse (Berlin, Heidelberg: Springer), 91–118. doi:10.1007/978-3-540-25926-8_5.

Salhi, A., Burdin, V., Boutillon, A., Brochard, S., Mutsvangwa, T., and Borotikar, B. (2020). Statistical Shape Modeling Approach to Predict Missing Scapular Bone. *Ann Biomed Eng* 48, 367–379. doi:10.1007/s10439-019-02354-6.

Schatzker, J., Mcbroom, R., and Bruce, D. (1979). The Tibial Plateau Fracture: The Toronto Experience 1968–1975. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 94–104.

Schileo, E., Dall'Ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., et al. (2008). An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics* 41, 2483–2491. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.017.

Schwiedrzik, J., Gross, T., Bina, M., Pretterklieber, M., Zysset, P., and Pahr, D. (2016). Experimental validation of a nonlinear μFE model based on cohesive-frictional plasticity for trabecular bone. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 32, e02739. doi:https://doi.org/10.1002/cnm.2739.

Scott, C. E. H., Eaton, M. J., Nutton, R. W., Wade, F. A., Evans, S. L., and Pankaj, P. (2017). Metal-backed *versus* all-polyethylene unicompartmental knee arthroplasty: Proximal tibial strain in an experimentally validated finite element model. *Bone & Joint Research* 6, 22–30. doi:10.1302/2046-3758.61.BJR-2016-0142.R1.

Scott, C. E. H., Simpson, A. H. R. W., and Pankaj, P. (2020). Distinguishing fact from fiction in finite element analysis: a guide for clinicians. *The Bone & Joint Journal* 102-B, 1271–1273. doi:10.1302/0301-620X.102B10.BJJ-2020-0827.R1.

Sensale, M., Vendeuvre, T., Schilling, C., Grupp, T., Rochette, M., and Dall'Ara, E. (2021). Patient-Specific Finite Element Models of Posterior Pedicle Screw Fixation: Effect of Screw's Size and Geometry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 9, 175. doi:10.3389/fbioe.2021.643154.

Shahzad, M., Kamran, A., Siddiqui, M. Z., Farhan, M., Shahzad, M., Kamran, A., et al. (2015). Mechanical Characterization and FE Modelling of a Hyperelastic Material. *Materials Research* 18, 918–924. doi:10.1590/1516-1439.320414.

Shelburne, K. B., Torry, M. R., and Pandy, M. G. (2005). Muscle, Ligament, and Joint-Contact Forces at the Knee during Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37, 1948–1956. doi:10.1249/01.mss.0000180404.86078.ff.

Shepherd, L., Abdollahi, K., Lee, J., and Vangsness, C. T. J. (2002). The Prevalence of Soft Tissue Injuries in Nonoperative Tibial Plateau Fractures as Determined by Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Orthopaedic Trauma* 16, 628–631.

Shim, V., Höch, A., Grunert, R., Peldschus, S., and Böhme, J. (2017). Development of a Patient-Specific Finite Element Model for Predicting Implant Failure in Pelvic Ring Fracture Fixation. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2017, e9403821. doi:10.1155/2017/9403821.

Smet, E. D., Jaecques, S., Vandamme, K., Sloten, J. V., and Naert, I. (2005). Positive effect of early loading on implant stability in the bi-cortical guinea-pig model. *Clinical Oral Implants Research* 16, 402–407. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01156.x.

Snyder, S. M., and Schneider, E. (1991). Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *J. Orthop. Res.* 9, 422–431. doi:10.1002/jor.1100090315.

Strait, D. S., Grosse, I. R., Dechow, P. C., Smith, A. L., Wang, Q., Weber, G. W., et al. (2010). The Structural Rigidity of the Cranium of Australopithecus africanus: Implications for Diet, Dietary Adaptations, and the Allometry of Feeding Biomechanics. *The Anatomical Record* 293, 583–593. doi:10.1002/ar.21122.

Suero, E. M., Hartung, T., Westphal, R., Hawi, N., Liodakis, E., Citak, M., et al. (2018). Improving the human–robot interface for telemanipulated robotic long bone fracture reduction: Joystick device vs. haptic manipulator. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 14, e1863. doi:10.1002/rcs.1863.

Suero, E. M., Hüfner, T., Stübig, T., Krettek, C., and Citak, M. (2010). Use of a virtual 3D software for planning of tibial plateau fracture reconstruction. *Injury* 41, 589–591. doi:10.1016/j.injury.2009.10.053.

Sugano, N. (2013). Computer-Assisted Orthopaedic Surgery and Robotic Surgery in Total Hip Arthroplasty. *Clinics in Orthopedic Surgery* 5, 1–9. doi:10.4055/cios.2013.5.1.1.

Sugita, T., and Amis, A. A. (2001). Anatomic and Biomechanical Study of the Lateral Collateral and Popliteofibular Ligaments. *Am J Sports Med* 29, 466–472. doi:10.1177/03635465010290041501.

Sukjamsri, C., Geraldes, D. M., Gregory, T., Ahmed, F., Hollis, D., Schenk, S., et al. (2015). Digital volume correlation and micro-CT: An in-vitro technique for measuring full-field interface micromotion around polyethylene implants. *Journal of Biomechanics* 48, 3447–3454. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.05.024.

Synek, A., Chevalier, Y., Baumbach, S. F., and Pahr, D. H. (2015). The influence of bone density and anisotropy in finite element models of distal radius fracture osteosynthesis: Evaluations and comparison to experiments. *Journal of Biomechanics* 48, 4116–4123. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.10.012.

Taddei, F., Falcinelli, C., Balistreri, L., Henys, P., Baruffaldi, F., Sigurdsson, S., et al. (2016). Left–right differences in the proximal femur's strength of post-menopausal women: a multicentric finite element study. *Osteoporos Int* 27, 1519–1528. doi:10.1007/s00198-015-3404-7.

Taddei, F., Schileo, E., Helgason, B., Cristofolini, L., and Viceconti, M. (2007). The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements. *Med Eng Phys* 29, 973–979. doi:10.1016/j.medengphy.2006.10.014.

Tamez-Pena, J. G., Farber, J., Gonzalez, P. C., Schreyer, E., Schneider, E., and Totterman, S. (2012). Unsupervised Segmentation and Quantification of Anatomical Knee Features: Data From the Osteoarthritis Initiative. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59, 1177–1186. doi:10.1109/TBME.2012.2186612.

Tassani, S., Matsopoulos, G. K., and Baruffaldi, F. (2012). 3D identification of trabecular bone fracture zone using an automatic image registration scheme: A validation study. *Journal of Biomechanics* 45, 2035–2040. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.019.

Tavana, S., Clark, J. N., Prior, J., Baxan, N., Masouros, S. D., Newell, N., et al. (2020a). Quantifying deformations and strains in human intervertebral discs using Digital Volume Correlation

combined with MRI (DVC-MRI). *Journal of Biomechanics*, 109604. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109604.

Tavana, S., N. Clark, J., Newell, N., Calder, J. D., and Hansen, U. (2020b). In Vivo Deformation and Strain Measurements in Human Bone Using Digital Volume Correlation (DVC) and 3T Clinical MRI. *Materials* 13, 5354. doi:10.3390/ma13235354.

Taylor, R. S., Fritzell, P., and Taylor, R. J. (2007). Balloon kyphoplasty in the management of vertebral compression fractures: an updated systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J* 16, 1085–1100. doi:10.1007/s00586-007-0308-z.

Taylor, S. J. G., Walker, P. S., Perry, J. S., Cannon, S. R., and Woledge, R. (1998). The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *The Journal of Arthroplasty* 13, 428–437. doi:10.1016/S0883-5403(98)90009-2.

Taylor, W. R., Heller, M. O., Bergmann, G., and Duda, G. N. (2004). Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J. Orthop. Res.* 22, 625–632. doi:10.1016/j.orthres.2003.09.003.

Thomas, T. P., Anderson, D. D., Willis, A. R., Liu, P., Frank, M. C., Marsh, J. L., et al. (2011). A Computational/Experimental Platform for Investigating Three-Dimensional Puzzle Solving of Comminuted Articular Fractures. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 14, 263–270. doi:10.1080/10255841003762042.

Tsai, M.-D., Hsieh, M.-S., and Jou, S.-B. (2001). Virtual reality orthopedic surgery simulator. *Computers in Biology and Medicine* 31, 333–351. doi:10.1016/S0010-4825(01)00014-2.

Tümer, N., Arbabi, V., Gielis, W. P., Jong, P. A. de, Weinans, H., Tuijthof, G. J. M., et al. (2019). Three-dimensional analysis of shape variations and symmetry of the fibula, tibia, calcaneus and talus. *Journal of Anatomy* 234, 132–144. doi:https://doi.org/10.1111/joa.12900.

Unnikrishnan, G. U., Barest, G. D., Berry, D. B., Hussein, A. I., and Morgan, E. F. (2013). Effect of Specimen-Specific Anisotropic Material Properties in Quantitative Computed Tomography-Based Finite Element Analysis of the Vertebra. *Journal of Biomechanical Engineering* 135. doi:10.1115/1.4025179.

Vaishya, R., Chauhan, M., and Vaish, A. (2013). Bone cement. *J Clin Orthop Trauma* 4, 157–163. doi:10.1016/j.jcot.2013.11.005.

Valle, V., Bokam, P., Germaneau, A., and Hedan, S. (2019). New development of Digital Volume Correlation for the study of fractured materials. *Exp Mech* 59, 1–15. doi:10.1007/s11340-018-0415-2.

Van den Abbeele, M., Valiadis, J.-M., Lima, L. V. P. C., Khalifé, P., Rouch, P., and Skalli, W. (2018). Contribution to FE modeling for intraoperative pedicle screw strength prediction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21, 13–21. doi:10.1080/10255842.2017.1414200.

Van Der Vusse, M., Kalmet, P. H. S., Bastiaenen, C. H. G., van Horn, Y. Y., Brink, P. R. G., and Seelen, H. A. M. (2017). Is the AO guideline for postoperative treatment of tibial plateau fractures still decisive? A survey among orthopaedic surgeons and trauma surgeons in the Netherlands. *Arch Orthop Trauma Surg* 137, 1071–1075. doi:10.1007/s00402-017-2718-7.

Vanni, D., Galzio, R., Kazakova, A., Pantalone, A., Grillea, G., Bartolo, M., et al. (2016). Third-generation percutaneous vertebral augmentation systems. *J Spine Surg* 2, 13–20. doi:10.21037/jss.2016.02.01.

Varadarajan, K. M., Moynihan, A., D'Lima, D., Colwell, C. W., and Li, G. (2008). In vivo Contact Kinematics and Contact Forces of the Knee After Total Knee Arthroplasty During Dynamic Weight-bearing Activities. *J Biomech* 41, 2159–2168. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.04.021.

Varma, A., and Chaffin, K. A. (2005). Brevet Ballon Medtronic. Available at: https://patentimages.storage.googleapis.com/63/03/ce/3da48d7e4b7999/US20050118370A1.pdf [Accessed May 24, 2018].

Vendeuvre, T. (2019). Caractérisation mécanique de l'augmentation osseuse dans les fractures du plateau tibial et des vertèbres.

Vendeuvre, T., Babusiaux, D., Brèque, C., Khiami, F., Steiger, V., Merienne, J.-F., et al. (2013). Tuberoplasty: Minimally invasive osteosynthesis technique for tibial plateau fractures.

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 99, S267–S272. doi:10.1016/j.otsr.2013.03.009.

Vendeuvre, T., and Gayet, L. E. (2020). "Traitement percutané des fractures du tibia proximal," in *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT - Conference d'enseignement 2020* (Elsevier Masson), 127–138.

Vendeuvre, T., Grunberg, M., Germaneau, A., Maloubier, F., Faure, J.-P., Gayet, L.-E., et al. (2018). Contribution of minimally invasive bone augmentation to primary stabilization of the osteosynthesis of Schatzker type II tibial plateau fractures: Balloon vs bone tamp. *Clinical Biomechanics* 59, 27–33. doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.08.004.

Vendeuvre, T., Monlezun, O., Brandet, C., Ingrand, P., Durand-Zaleski, I., Gayet, L.-E., et al. (2019). Comparative evaluation of minimally invasive 'tibial tuberoplasty' surgical technique versus conventional open surgery for Schatzker II–III tibial plateau fractures: design of a multicentre, randomised, controlled and blinded trial (TUBERIMPACT study). *BMJ Open* 9, e026962. doi:10.1136/bmjopen-2018-026962.

Versier, G. (2013). Cours : Biomécanique du genou, Professeur Gilbert Versier. 72.

Volpin, G., Dowd, G., Stein, H., and Bentley, G. (1990). Degenerative arthritis after intra-articular fractures of the knee. Long-term results. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 72-B, 634–638. doi:10.1302/0301-620X.72B4.2380219.

Willis, A., Anderson, D., Thomas, T., Brown, T., and Marsh, J. L. (2007). 3D reconstruction of highly fragmented bone fractures. in *Medical Imaging 2007: Image Processing* (International Society for Optics and Photonics), 65121P. doi:10.1117/12.708683.

Wolff, J. (1986). "Concept of the Law of Bone Remodelling," in *The Law of Bone Remodelling*, ed. J. Wolff (Berlin, Heidelberg: Springer), 1–1. doi:10.1007/978-3-642-71031-5_1.

Wolfram, U., Wilke, H.-J., and Zysset, P. K. (2010a). Rehydration of vertebral trabecular bone: influences on its anisotropy, its stiffness and the indentation work with a view to age, gender and vertebral level. *Bone* 46, 348–354. doi:10.1016/j.bone.2009.09.035.

Wolfram, U., Wilke, H.-J., and Zysset, P. K. (2010b). Valid micro finite element models of vertebral trabecular bone can be obtained using tissue properties measured with nanoindentation under wet conditions. *J Biomech* 43, 1731–1737. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.02.026.

Woo, S. L.-Y., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., and Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19, 217–225. doi:10.1177/036354659101900303.

Yu, Z., Zheng, L., Zhang, Y., Li, J., and Ma, B. (2009). Functional and radiological evaluations of high-energy tibial plateau fractures treated with double-buttress plate fixation. *European Journal of Medical Research* 14, 200. doi:10.1186/2047-783X-14-5-200.

Zannoni, C., Mantovani, R., and Viceconti, M. (1999). Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics* 20, 735–740. doi:10.1016/S1350-4533(98)00081-2.

Zauel, R., Yeni, Y. N., Bay, B. K., Dong, X. N., and Fyhrie, D. P. (2006). Comparison of the linear finite element prediction of deformation and strain of human cancellous bone to 3D Digital Volume Correlation measurements. *Journal of Biomechanical Engineering* 128, 1–6. doi:10.1115/1.2146001.

Zhang, L., Marron, J. S., Shen, H., and Zhu, Z. (2007). Singular Value Decomposition and Its Visualization. *Journal of Computational and Graphical Statistics* 16, 833–854. doi:10.1198/106186007X256080.

Zhang, Z. (1994). Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. *Int J Comput Vision* 13, 119–152. doi:10.1007/BF01427149.

Zhao, D., Banks, S. A., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., and Fregly, B. J. (2007a). In vivo medial and lateral tibial loads during dynamic and high flexion activities. *Journal of Orthopaedic Research* 25, 593–602. doi:https://doi.org/10.1002/jor.20362.

Zhao, D., Banks, S. A., Mitchell, K. H., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., and Fregly, B. J. (2007b). Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research* 25, 789–797. doi:10.1002/jor.20379.

Zheng, G., and Nolte, L. P. (2015). Computer-Assisted Orthopedic Surgery: Current State and Future Perspective. *Front Surg* 2, 66. doi:10.3389/fsurg.2015.00066.

Zhu, M.-L., Zhang, Q.-H., Lupton, C., and Tong, J. (2016). Spatial resolution and measurement uncertainty of strains in bone and bone–cement interface using digital volume correlation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 57, 269–279. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.12.017.

Zielinska, B., and Haut Donahue, T. L. (2005). 3D Finite Element Model of Meniscectomy: Changes in Joint Contact Behavior. *Journal of Biomechanical Engineering* 128, 115–123. doi:10.1115/1.2132370.

Zysset, P. K., Dall'Ara, E., Varga, P., and Pahr, D. H. (2013). Finite element analysis for prediction of bone strength. *Bonekey Rep* 2. doi:10.1038/bonekey.2013.120.

LISTE DES ILLUSTRATIONS

LISTE DES ILLUSTRATIONS

Figure I. 1 : Classification des os selon leur forme Figure adaptée de Marieb and Hoehn, 2014 16
Figure I. 2 : (a) Les trois plans anatomiques de référence. (b) Les directions anatomiques descriptives 17
Figure I. 3 : Anatomie et structures des os longs 18
Figure I. 4 : Structures osseuses, ligamentaires et cartilagineuses de l'articulation du genou 19
Figure I. 5 : Anatomie de l'extrémité distale du fémur, figure issue de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019) 19
Figure I. 6 : Anatomie de l'extrémité proximale du tibia. Figure adaptée de de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019) 20
Figure I. 7 : Anatomie des structures cartilagineuses et ligamentaires de l'articulation du genou. Figure issue de Brukner & Khan's Clinical Sports Medicine : Injuries, Volume 1, 5e edition (2016) 21
Figure I. 8 : Insertions des tendons reliés aux muscles effecteurs du genou. Figure issue de la thèse de Jean-Baptiste Renault (2019) 21
Figure I. 9 : Représentation de la capsule synoviale en vue antérieure et latérale 22
Figure I. 10 : Anatomie des surfaces articulaires de l'articulation tibio-fémorale 22
Figure I. 11 : Les différents types de cellules osseuses Images issues de Marieb et Hoehn, 2014 23
Figure I. 12 : Représentation du processus de détérioration de l'os ostéoporotique Images issues de la banque d'image médicale Servier Medical Art (https://smart.servier.com) 26
Figure I. 13 : Les phases de la consolidation d'une fracture osseuse Figure adaptée de Marieb and Hoehn, 2014 27
Figure I. 14 : Le « Diamond concept » proposé par Giannoudis et al. 2007 28
Figure I. 15 : Évolution de l'emplacement et de la surface de contact en fonction de l'angle de Flexion-Extension 29
Figure I. 16 : Concavité et convexité des plateaux tibiaux Figure adaptée de Hashemi et al. 2008 30
Figure I. 17 : Déviations axiales: Varus, Normal, Valgus. Figure issue du site internet du Dr. Hossenbaccus (http://www.dr-hossenbaccus.fr) 33
Figure I. 18 : Description des angles caractéristiques du plateau tibial suivant Duparc et Ficat, 1960 33
Figure I. 19 : La compression axiale impliquant une séparation et/ou un enfoncement des deux condyles, figure issue de Nazarian 2005 35
Figure I. 20 : La compression en valgus forcé ou varus forcé impliquant une séparation et/ou enfoncement d'un condyle, figure issue de Nazarian 2005 35
Figure I. 21 : Le choc antérieur, il entraine une fracture antérieure si les coques condyliennes résistent. 35
Figure I. 22 : Classification de Schatzker Figure issue de Kfuri and Schatzker, 2018 36
Figure I. 23 : Identification des plans de fracture dans la classification tridimensionnelle de Schatzker Figure issue de Kfuri and Schatzker, 2018 37
Figure I. 24 : Exemples de techniques de chirurgie mini-invasive: (a) reconstruction par Kyphoplastie d'un corps vertébral fracturé; (b) augmentation d'un plateau tibial fracturé par gonflement d'un ballonnet (Tubéroplastie) 41
Figure I. 25 : Tubéroplastie: (a) Détermination du point d'entrée de la canule. (b) représentation artistique du point d'entrée. La figure (a) est issue de Vendeuvre et al. (2013). La figure (b) a été créée par K. Nivole, T. Vendeuvre & P. Rigoard en 2016 et issue du Programme Hospitalier de Recherche Clinique TUBERIMPACT. 41
Figure I. 26 : Ostéosynthèse par plaque, vis bi-corticales et injection de ciment PMMA 42

Figure I. 27 : Représentation visuelle de la différence locale de hauteur de la surface articulaire nommée « step-off »..... 43
Figure I. 28 : Calibration du système de stéréo-suivi de marqueurs..... 48
Figure I. 29 : (a) Scène observée par la caméra de gauche. (b) Scène observée par la caméra de droite 48
Figure I. 30 : Système de coordonnées pour la caméra i. Avec i = 1 pour la caméra de gauche et i=2 pour la caméra de droite. Figure issue de Germaneau et al. 2009 49
Figure I. 31 : Fonctionnement de la corrélation d'images numérique (DIC)..... 50
Figure I. 32 : La corrélation d'images volumiques (DVC) Figure adaptée de la thèse d'Arnaud Germaneau (2006)..... 51

Figure II. 1 : (a) Fantôme de calibration de la marque CIRS référence 062M placé dans un CT-scan clinique du CHU de Poitiers. (b) Reconstruction obtenue par CT-scan d'un patient avec un tapis de calibration 56
Figure II. 2 : (a) Image avec ajout de bruit; (b) Image-a après application d'un filtre réducteur de bruit de type average; (c) et de type median ; (d) Image sans bruit ; (e) Image-d après application d'un filtre extracteur des gradients simple et (f) avec une définition Sorbel. Les images sont adaptées de Sachse et al., 2004..... 57
Figure II. 3 : (a) Image initiale (b) Image -a après application d'un filtre Sigmoïd pour étirer une plage de l'histogramme..... 57
Figure II. 4 : (a) Coupe sagittale de l'image initiale. (b) Coupe sagittale de l'image segmentée. Le tibia apparait en jaune, le fémur en vert, la patella en marron 58
Figure II. 5 : Segmentation d'image 3D de CT-scan par croissance de région. Les images de (a) à (h) montrent différentes itérations du processus de croissance de régions. Figure issue de Sachse et al. 2004. 58
Figure II. 6 : Segmentation semi-automatique d'une fracture du pelvis. Images issues de Fornaro et al. 2010. 59
Figure II. 7 : Exemples de maillages µ-EF d'une structure trabéculaire obtenus (a) par Marching Cube et (b) par maillage lisse. Figure adaptée de Ulrich et al. 1998 63
Figure II. 8 : Identification des propriétés matériaux en fonction de la densité osseuse apparente. (a) Coupe faciale d'une image 3D de plateau tibial obtenue par imagerie QCT-scan. (b) Maillage lisse du plateau tibial par éléments tétraédriques associé à une répartition hétérogène des propriétés matériaux. (c) Fémur maillé par une approche s'appuyant sur la dimension des voxels associés à une répartition hétérogène des propriétés matériaux. La figure (c) est issue de Kopperdahl et al. 2014..... 65
Figure II. 9 : Procédure Newton-Raphson à l'itération 1 (a), à l'itération suivante (b) 70
Figure II. 10 : Modèles proposés par Carrera et al. pour évaluer la stabilisation de fracture de type Schatker I par vis ou par plaque et vis. Figure adaptée de Carrera et al. 2016 74
Figure II. 11 : Les étapes du parcours clinique et la géométrie de référence modélisés par Belaid et al. (2018). Figure isssue de Belaid et al. (2018) 75
Figure II. 12 : Champs de déplacement observé par Dehoust et al. (2020) pour quatre types de stabilisation de fracture de bicondylaire. Figure issue de Dehoust et al. (2020) 75
Figure II. 13 : Configuration modélisée par Ingrassia et al. (2020) pour évaluer l'influence de l'orientation des vis sur la stabilisation par plaque de fracture de type Schatzker I. Figure issue de Ingrassia et al. (2020)..... 75
Figure II. 14 : Application des GMCAO en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Figure issue de Pei et al. (2014) 76

Figure II. 15 : (a) Reconstruction 3D d'une fracture acétabulaire. (b) Réduction virtuelle de la fracture. (c) Stabilisation virtuelle de la fracture par plaques et vis. Figure adaptée de Hu et al. 2011 77
Figure II. 16 : Réduction virtuelle de fracture de la diaphyse humérale proposée par Chen et al. 2015. La figure (a) montre les couples de points caractéristiques permettant de réduire la fracture. La figure (b) montre la fracture réduite. La figure est adaptée de Chen et al., 2015 77
Figure II. 17 : (a) Scanner à rayons X Aquilion ONE, GENESIS Edition , Canon. (b) Scanner à rayons X per-opératoire O-arm, Medtronic 79
Figure II. 18 : Fantôme de calibration CIRS – 062M 80
Figure II. 19 : Interface graphique de l'onglet Preprocessing du module ModelFrac 81
Figure II. 20 : Illustration de la modification de l'histogramme de l'image à l'aide d'un filtre sigmoïde afin de focaliser l'histogramme sur une certaine plage d'intensité 82
Figure II. 21 : Affichage graphique associé à la fonction sigmoïde pour différentes valeurs de α. Les paramètres $\beta, BsMin\ et\ BsMax$ sont fixés à 300, -2000 et 2000 respectivement. 82
Figure II. 22 : Relation liant le paramètre α et la plage d'intensité représentée pour $BsMin$ et $BsMax$ fixés à -2000 et 2000 respectivement. 83
Figure II. 23 : Interface graphique de l'onglet segmentation présent dans le module ModelFrac..... 84
Figure II. 24 : La figure (a) présente les masques de travail associés au fémur et au tibia fracturé, le tibia sain et le fragment sont tous les deux contenus dans le même masque car jointifs. La figure (b) présente la dissociation du fragment et de la partie non fracturée du tibia. 84
Figure II. 25 : Évaluation de la perte d'information en fonction du nombre d'itérations de lissage Laplacien. La perte d'information entre un lissage de référence fixé à 20 itérations et un lissage donné est évaluée par la mesure de la distance Hausdorff maximum entre les tibias 85
Figure II. 26 : Coupes coronales des images volumiques segmentées par les participants de l'étude des variabilités inter et intra opérateurs. La figure (a) est une articulation de genou ayant subi une fracture de type Schatzker II. La figure (b) est un tibia sain. La figure (c) est une articulation de genou ayant subi une fracture du type Schatzker I. 86
Figure II. 27 : Logigramme explicatif des évaluations inter et intra-opérateurs. Les figures (a) et (c) correspondent à l'évaluation inter-opérateurs lors de la phase I et II respectivement. La figure (b) correspond à l'évaluation intra-opérateur 87
Figure II. 28 : (a) La forme moyenne pour le tibia sain obtenue lors de la phase I. Les figures (b) et (c) présentent les formes moyennes pour l'articulation de genou fracturée obtenue durant la phase I. 88
Figure II. 29 : Évaluation de la variabilité inter-opérateurs. La distance est mesurée à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%. Une semaine sépare les segmentations obtenues lors de phase I et celles obtenues lors de la phase II. 89
Figure II. 30 : Évaluation de la variabilité intra-opérateur. La variabilité est exprimée par l'écart entre les segmentations obtenues pour une même image à une semaine d'intervalle. La distance est mesurée à l'aide des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95%. 90

Figure III. 1 : Famille de formes de mains pour laquelle un pied peut intuitivement être exclu. Image adaptée du cours « Stastistical shape modelling » proposée par le groupe Gravis de l'université de Bâle sur le site Furturlearn.com 97
Figure III. 2 : Algorithme Generalized Procrustes Alignement. La géométrie pleine est la géométrie de référence. La figure (a) représente à la situation initiale, la figure (b) représente l'alignement

des géométries avec la référence. La figure (c) représente le calcul de la forme moyenne. La figure (d) montre la situation avec un nouvel alignement. Image adaptée du cours « Stastistical shape modelling » proposé sur le site Furturlearn.com 99
Figure III. 3 : Définition automatisée de repères anatomiques par identification des surfaces articulaires des membres inférieurs proposée par Renault et al. 2018. Figure adaptée de Renault et al. 2018. 100
Figure III. 4 : Modèle statistique construit par processus gaussien. La figure (a) de gauche représente la forme de référence, les figures (b, c, d) montrent trois exemples de champs de déplacements paramétrés déformant la géométrie de référence. Figure adaptée de Lüthi et al. 2018..... 100
Figure III. 5 : Loi normale bivariée. La figure (a) représente une loi normale bivariée centrée avec une variance égale à 1 et une covariance nulle. La figure (b) représente une modification du vecteur moyen par rapport à (a). La figure (c) représente une modification de la variance par rapport à (a). La figure (d) représente une modification de la covariance par rapport à (a). 102
Figure III. 6 : Exemple d'un modèle postérieur pour lequel les déplacements associés aux épines tibiales sont connus. La figure (a) représente la forme moyenne du modèle postérieur. Les figures (b)(c)(d) sont des générations aléatoires de formes par le modèle postérieur. 104
Figure III. 7 : Mise en correspondance. Les figures (a),(b) et (c) montrent une vue 3D équivalente aux coupes 2D des figures (d), (e) et (f). Les figures (a) et (d) montrent la forme de référence (A) et la forme cible (B) simultanément. Les figures (b) et (e) montrent la forme cible (B) et la forme de référence déformée (A') simultanément. Les figures (c) et (f) montrent la forme cible (B) et la forme de référence déformée et projetée (C) simultanément. 106
Figure III. 8 : Glissement : le point n°154 est originellement placé sur l'épine tibiale médiale de la forme de référence. Lors de la mise en correspondance entre la forme de référence et une autre forme de la famille de formes, ce point a légèrement glissé hors de sa position anatomique. 107
Figure III. 9 : Les trois tailles de défect osseux modélisés par Plessers et al. (2018) pour évaluer la reconstruction virtuelle de scapula. La figure (a) correspond à un petit défect, la figure (b) à un défect modéré et la figure (c) à un grand défect osseux Figure issue de Plessers et al. 2018 110
Figure III. 10 : Les quatre types de défects osseux proposés par Salhi et al. 2020 pour évaluer la reconstruction de scapula par analyse statistique de formes. Figure issue de Salhi et al. 2020 111
Figure III. 11 : Les étapes de la construction d'un modèle statistique de formes 112
Figure III. 12 : Localisation des points anatomiques 114
Figure III. 13 : La hauteur du plateau tibial (h) est définie comme deux fois la hauteur entre le centre du creux inter épines (P3) et le sommet de la tubérosité tibiale antérieure (P6) 114
Figure III. 14 : Interface graphique adaptée du scripte Python rendu disponible par Renault et al. 2019 115
Figure III. 15 : Mise en correspondance d'un plateau tibial. La figure (a) montre la forme de référence (blanc) superposée à la forme cible (vert). La figure (b) montre la forme de référence déformée (jaune) pour s'ajuster à la forme cible (vert). La figure (c) montre la projection (rouge) de la forme de référence déformée sur la forme cible. 118
Figure III. 16 : Les trois premiers modes de variation du modèle statistique de plateau tibial. λi correspond à la variance du mode i et bi correspond au poids associé au mode i. La forme moyenne est observée pour $bi = 0$ 119

Figure III. 17 : Compacité du modèle statistique de plateau tibial. La compacité d'un modèle statistique correspond aux variances cumulées en fonction du nombre de composantes principales du modèle. 121
Figure III. 18 : Généralité du modèle mesurée par la distance Hausdorff Moyenne et obtenue par une approche « Leave One Out ». La généralité du modèle caractérise la capacité du modèle à représenter des formes valides inconnues du modèle..... 122
Figure III. 19 : Cartographie des écarts supérieurs à 2 mm lors la reconstruction d'une forme inconnue par le modèle (2016-39-G ; 2019-25-G ; 2019-35-G ; 2020-13-G). La forme 2020-20-G est présentée pour illustrer un cas de reconstruction avec une erreur plus faible. 123
Figure III. 20 : Troncage d'un plateau tibial sain pour créer un tibia partiel. Les figures (a) et (b) montrent le plateau tibial sain (blanc) et l'emplacement du centre de la sphère de 40 mm de diamètre (point rouge). Les figures (c) et (d) montrent l'identification des points hors de la sphère (bleu). Les figures (e) et (f) montrent le tibia partiel créé (bleu)..... 124
Figure III. 21 : Population de plateaux tibiaux tronqués. La population permet d'évaluer la capacité du modèle statistique à reconstruire la forme tronquée. 125
Figure III. 22 : Reconstruction d'un plateau tibial tronqué par ICP non-rigide. Le plateau tibial vert correspond au plateau tibial tronqué à reconstruire. Le plateau tibial blanc correspond à la reconstruction obtenue pour 0, 1 et 60 itérations de l'algorithme ICP non-rigide. 126
Figure III. 23 : Évaluation des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine est connue par le modèle. L'évaluation est réalisée pour chacun des plateaux tibiaux tronqués de la base de données. L'erreur de reconstruction est exprimée comme la distance Hausdorff Moyenne entre la forme reconstruite et la forme saine réelle. 126
Figure III. 24 : Cartographie des écarts supérieurs à 2 mm lors la reconstruction d'une forme tronquée connue par le modèle pour les plateaux tibiaux présentant les erreurs de reconstruction les plus élevées (2016-48-G ; 2019-25-G ; 2019-27-G ; 2020-13-G). La forme 2020-20-G est présente pour illustrer un cas de reconstruction avec une erreur plus faible. 128
Figure III. 25 : Évaluation des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme saine réelle est inconnue du modèle statistique. Les erreurs sont observées lors la mise en œuvre d'une approche « Leave one out ». L'erreur de reconstruction est exprimée comme la distance Hausdorff Moyenne entre la forme reconstruite et la forme réelle. 129
Figure III. 26 : Cartographie des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué donc la forme saine réelle est inconnue par le modèle statistique. Les erreurs sont observées lors de la mise en œuvre d'une approche « Leave one out ». Les erreurs de reconstructions supérieures à 2 mm sont identifiées en rouge. 130
Figure III. 27 : Cartographie des erreurs de reconstruction d'un plateau tibial tronqué lorsque la forme saine réelle est inconnue par le modèle, avec un modèle augmenté. L'évaluation est mise en œuvre avec une approche « Leave one out ». Les erreurs de reconstructions supérieures à 2 mm sont identifiées en rouge. 133
Figure III. 28 : Application à un cas clinique. (a) Plateau tibial fracturé du patient. (b) Zone fracturée retirée manuellement du modèle géométrique. (c) Prédiction du plateau tibial sain (vert) à partir de la géométrie tronquée (jaune)..... 137
Figure III. 29 : Plateau tibial sain prédit (vert) superposé à l'image volumique pré-opératoire..... 138

Figure IV. 1 : Les phases de la réduction de fracture du plateau tibial illustrées avec un segment anatomique. (a) Corticotomie : perçage de l'os cortical. (b) Insertion de la canule de travail. (c) Le ballonnet chirurgical et son cathéter. (d) Insertion du ballonnet sous la fracture. (e) Ballonnet dans un état dégonflé. (f) Ballonnet dans un état gonflé. (g) Fracture réduite .. 144

Figure IV. 2 : (a) Arrivée du flux de liquide de contraste dans le ballonnet. (b) Liaison pivot-glissant entre la tige interne du ballonnet et le cathéter. 145
Figure IV. 3 : Modèles de ballonnet pour l'angioplastie proposés par De Beule et al. (2008). La figure est adaptée de De Beule et al. (2008) 147
Figure IV. 4 : Modèles de ballonnet pour l'angioplastie proposés par Gervaso et al. (2008). La figure est adaptée de Gervaso et al. (2008) 147
Figure IV. 5 : Les formes de ballonnet initiales et les pliages modélisés par Martin and Boyle, (2013) 148
Figure IV. 6 : Modélisation du ballonnet dans son environnement proposé par Eshghi et al. (2011). 148
Figure IV. 7 : (a) Coupe coronale de l'image volumique pré-opératoire du cas clinique étudié. (b) Les structures osseuses du cas clinique obtenues par segmentation de l'image pré-opératoire. (c) Reconstruction numérique des structures osseuses 150
Figure IV. 8 : Schématisation des intégrations observables en clinique. (a) Le ballonnet est dans les structures osseuses non fracturées. (b) Le ballonnet est tangent au fragment osseux. (c) Le ballonnet est à l'interface entre les structures osseuses. 151
Figure IV. 9 : (a) Modélisation du ballonnet dans un état gonflé. (b) Modélisation du ballonnet dans un état aplatie. (c) Modélisation du ballonnet dans une configuration adaptée aux structures osseuses du patient 151
Figure IV. 10 : Description du modèle géométrique avec le ballonnet positionné (a) Emplacement du ballonnet dans la structure osseuse non fracturée. (b) Ballonnet dans son emplacement. (c) Modèle avec le fragment osseux enfoncé. (d) Modèle avec le fragment osseux séparé ... 152
Figure IV. 11 : Logigramme de l'évaluation du modèle de réduction de fracture construit par une approche basée sur le déploiement du ballonnet. 154
Figure IV. 12 : Réduction de fracture obtenue par une approche modélisant le déploiement du ballonnet. Les figures (a) et (b) présentent l'état initial de la fracture. Les figures (c) et (d) présentent la réduction obtenue par simulation numérique. Les figures (e) et (f) présentent le champ des déplacements totaux observés. La ligne supérieure (a, c, e) montre un point de vue postérieur tandis que la ligne inférieure (b, d, f) montre un point de vue antérieur à la scène. 154
Figure IV. 13 : Les figures (a) et (b) montrent la forme du ballonnet chirurgical et son emplacement sous le fragment osseux enfoncé, à l'état initial. Les figures (c) et (d) montrent la forme du ballonnet chirurgical et son emplacement sous le fragment osseux enfoncé. 155
Figure IV. 14 : Mesure des écarts entre la réduction de fracture simulée et la réduction de fracture obtenue par le chirurgien. La surface articulaire du patient après la chirurgie est extraite par segmentation du cliché post-opératoire et est utilisée comme référence. La cartographie des écarts est présentée (a) à l'état initial avec une valeur seuil de 3 mm et (b) à l'état simulé avec une valeur seuil de 3 mm et (c) de 5 mm. 155
Figure IV. 15 : (a) Modélisation du ballonnet dans un état non gonflé. (b) Ballonnet placé dans la cavité suivant une coupe coronale. 157
Figure IV. 16 : (a) Représentation des ressorts radiaux modélisant la structure osseuse présente dans la cavité, suivant une coupe coronale.(b) Densité de ressorts réellement importée dans le modèle. 158
Figure IV. 17 : Les champs de déplacements totaux obtenus pour trois positions du ballonnet chirurgical. Les figures (a) et (b) correspondent à la situation où le ballonnet est situé à la positon de référence. Les figures (c) et (d) correspondent à la situation où le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure. Les figures (e) et (f) correspondent à la situation où le ballonnet est translaté de 5 mm dans la direction postérieure et de 5,5 mm

dans la direction médiale. La ligne supérieure propose un point de vue global de la scène. La ligne inférieure propose une vue en coupe sagittale contenant l'axe du ballonnet. 160
Figure IV. 18 : Profils du ballonnet et champs des déplacements totaux obtenus à l'issue du gonflement pour chaque position du ballonnet..... 161
Figure IV. 19 : Mesure des écarts entre les réductions de fracture simulées et la réduction de fracture obtenue par le chirurgien. La ligne supérieure présente la cartographie des écarts avec une valeur seuil de 3 mm. La ligne inférieure présente les cartographies des écarts avec une valeur seuil de 5 mm. 161
Figure IV. 20 : Rappel : plateau tibial sain prédit par analyse statistique de formes (vert) superposé à l'image volumique pré-opératoire du cas clinique 163
Figure IV. 21 : Mesure des écarts entre les réductions de fracture simulées et la forme saine prédite par analyse statistique de formes. La ligne supérieure présente la cartographies des écarts avec une valeur seuille de 3 mm. La ligne supérieure présente la cartographies des écarts avec une valeur seuille de 5 mm..... 163
Figure IV. 22 : (a) Enfoncement du centre du plateau tibial latéral par compression. (b) Fracture expérimentale de type Schatzker III. (c) Ballonnet chirurgical placé dans le plateau tibial. 164
Figure IV. 23 : (a) Les structures osseuses segmentées et reconstruites à partir de l'image volumique du plateau tibial expérimental. (b) Ballonnet placé dans sa cavité suivant une coupe coronale. 165
Figure IV. 24 : (a, b) Fracture numérique à l'état initial. (c, d) Fracture réduite numériquement par gonflement de ballonnet. (e, f) Champ des déplacements associé à la réduction numérique. Les figures (a), (c) et (e) présente un point de vue postérieur. Les figures (b), (d) et (f) présente un plan de section sagittal contenant l'axe du ballonnet. 165
Figure IV. 25 : (a) Cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et la réduction expérimentale. (b) Cartographie des écarts entre la réduction simulée numériquement et le tibia sain, avant fracture. 166
Figure IV. 26 : (a) Obtention d'une fracture de type Schatzker II en laboratoire. (b) Dépôt de marques noires sur la surface du plateau tibial. (c) Dépôt de marques blanches sur fond noir. (d) Mire de calibration. 169
Figure IV. 27 : Réduction de fracture sous le système de stéréo-suivi de marqueurs avec contrôle périodique par CT-scan clinique 170
Figure IV. 28 : Les marqueurs analysés par stéréo-suivi de marqueurs lors de la réduction de fracture par ballonnet. (a) Premier spécimen (b) Second spécimen 171
Figure IV. 29 : (a) Déplacements directionnels associés au marqueur n°7 situé sur la séparation du premier spécimen. (b) Déplacements directionnels associés au marqueur n°51 situé sur la séparation du deuxième spécimen. 172
Figure IV. 30 : (a) Premier spécimen- Évolution de la position distalo-proximale (Z) des marqueurs n°14 et n°15 situés sur l'enfoncement par rapport aux marqueurs n°18 et n°19 situés aux alentours de l'enfoncement. (b) Second spécimen - Évolution de la position distalo-proximale (Z) des marqueurs n°44 et n°45 situés sur l'enfoncement par rapport aux marqueurs n°38 et n°47 situés aux alentours de l'enfoncement..... 173
Figure IV. 31 : (a) Premier spécimen - Les déplacements associés au marqueur n°14 situé sur l'enfoncement (b) Second spécimen - Les déplacements associés au marqueur n°44 situé sur l'enfoncement..... 174
Figure IV. 32 : Recalage des repères associés au CT-scan et au système de stéréo-suivi de marqueurs 175
Figure IV. 33 : Évaluation de la distance entre les marqueurs et la surface du plateau tibial sain pour les états n°1, n°30 et n°31, pour le second spécimen. La couleur bleue est associée à une

dépression par rapport au tibia sain, la couleur rouge est associée à une sur-réduction par rapport au tibia sain. 175
Figure IV. 34 : (a) Dispositif expérimental pour imposer une µ-translation à de l'os trabéculaire synthétique. (b) Schématisation du banc d'étude. Le banc d'étude est présenté en configuration « translation axiale ». 177
Figure IV. 35 : Relations entre la déformation mesurée par DVC et la µ-translation imposée dans les directions axiale et radiale du CT-scan. 178
Figure IV. 36 : Différences entre le déplacement mesuré par DVC et la µ-translation imposée dans la direction axiale 178
Figure IV. 37 : Différences entre le déplacement mesuré par DVC et la µ-translation imposée dans la direction radiale 178
Figure IV. 38 : Le premier spécimen et les 32 marqueurs utilisés pour le stéréo-suivi de marqueurs179
Figure IV. 39 : Logigramme explicatif de la préparation de fichier pour la corrélation d'images volumiques (DVC) pour l'évaluation de la réduction de fractures 180
Figure IV. 40 : Champs de déplacements directionnels mesurés par DVC observé sur un plan de section coronale. (a) Champ de déplacements suivant la direction latéro-médiale (X). (b) Champ de déplacements suivant la direction postéro-antérieure (Y). (c) Champ de déplacements suivant la direction distalo-proximale (Z) 181
Figure IV. 41 : Graphiques comparatifs entre les mesures de déplacements obtenues par DVC et les mesures obtenues par stéréo-suivi de marqueurs (a) Déplacements directionnels mesurés par DVC dans les sphères d'intérêt. (b) Déplacements directionnels mesurés par stéréo-suivi de marqueurs. Les sphères d'intérêt sont localisées aux mêmes emplacements que les marqueurs. Le fond jaune correspond aux sphères/marqueurs situés sur le plateau médian. Le fond bleu correspond aux sphères/marqueurs situés sur le fragment séparé. Le fond vert correspond aux sphères/marqueurs situés sur l'enfoncement et le fond rouge correspond aux sphères/marqueurs situées sur la surface non fracturée du plateau latéral. 182

Figure V. 1 : Imageries du cas clinique étudié. La figure (a) correspond à une coupe coronale de l'imagerie pré-opératoire. La figure (b) correspond à une coupe coronale de l'imagerie post-opératoire contenant l'axe de la vis chirurgicale 190
Figure V. 2 : Les géométries. La figure (a) montre la segmentation identifiant les fragments osseux. La figure (b) montre la segmentation considérant le plateau tibial comme une géométrie unique 191
Figure V. 3 : Exemple d'un cas clinique pour lequel la vis bi-corticale utilisée s'est avérée trop longue. La figure (a) correspond à une coupe axiale de l'image volumique post-opératoire. La figure (b) est une reconstruction 3D du cas clinique à l'état post-opératoire 192
Figure V. 4 : Les huit modèles géométriques 192
Figure V. 5 : (a) Évaluation du volume d'os avec une contrainte supérieure à 3 MPa en fonction de la taille du maillage et du type d'élément (b) Évaluation du volume de vis avec une contrainte supérieure à 8 MPa en fonction de la taille du maillage et du type d'élément. 194
Figure V. 6 : Définition de la loi élasto-plastique 196
Figure V. 7 : (a) Coupe coronale de l'image volumique contenant l'axe de la vis. (b) Répartition hétérogène des modules d'élasticité dans les structures osseuses 197
Figure V. 8 : Contraintes maximum observées dans les structures osseuses pour les douze scénarios simulés. Les nombres encadrés correspondent aux numéros de scénario (Tableau V. 4).. 199
Figure V. 9 : Distribution des contraintes dans la vis pour les douze scénarios simulés 200
Figure V. 10: Distribution des contraintes dans l'os pour les douze scénarios simulés. 200

Figure V. 11 : (a) Perte de réduction évaluée sur le fragment enfoncé par le déplacement maximal dans la direction distalo-proximale. (b) Perte de réduction évaluée sur le fragment séparé par le déplacement maximal dans la direction médiale-latérale. 201
Figure V. 12 : Champs de déplacements observés sur le plateau latéral pour les douze scénarios simulés 202
Figure V. 13 : Évaluation des conséquences du retrait de la vis chirurgical après consolidation de la fracture 203
Figure V. 14 : Distribution des contraintes dans l'os pour les scénarios modélisant un état avancé de la consolidation de fracture et leur déclinaison simulant le retrait de la vis chirurgicale..... 204
Figure V. 15 : Image issue de l'étude de Dougherty et al., (2008). Cette étude identifie les propriétés biomécaniques associées à l'utilisation de vis uni-corticales comparée aux vis bi-corticales pour la stabilisation avec plaque de fracture de type Schatzker VI..... 206
Figure V. 16 : Mesures du champ de déformation surfacique par stéréo-corrélation d'images numériques. La figure est issue de Scott et al. (2017)..... 209
Figure V. 17 : Résultats obtenus par Ridzwan et al. (2018). La figure présente la comparaison entre la fracture observée expérimentalement, la fracture simulée par éléments finis et la mesure des déformations par DVC pour les deux fémurs proximaux étudiés. La figure est issue de Ridzwan et al. (2018) 210
Figure V. 18 : (a,b) Système de chargement des cas étudiés. (c) Mise en charge d'un cas étudié avec le système de chargement..... 211
Figure V. 19 : Démarche pour la corrélation d'images volumiques (DVC) pour l'évaluation de la stabilisation de fractures 213
Figure V. 20 : Modélisation numérique du chargement expérimental..... 214
Figure V. 21 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 1 – Droit) est un tibia non fracturé..... 215
Figure V. 22 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 2 - Gauche) est un tibia non fracturé dans lequel une cavité a été créée puis du ciment injecté..... 216
Figure V. 23 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 3000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 3 - Gauche) est un tibia fracturé selon un modèle Schatzker III stabilisé avec du ciment PMMA sans vis 217
Figure V. 24 : Comparaison des champs de déplacements obtenus par simulation numérique avec les champs de déplacements mesurés expérimentalement par corrélation d'images volumiques (DVC) pour un chargement de 1000 N. Les champs sont affichés dans un plan de section coronal. Le spécimen étudié (Sujet 1 - Gauche) est un tibia fracturé selon un modèle Schatzker III stabilisé avec du ciment PMMA et une vis uni-corticale..... 218
Figure V. 25 : Résumé graphique des relations mathématiques issues de la littérature liant la densité osseuse aux propriétés matériaux pour le tibia proximal. (Les relations sont explicitées dans le tableau II.2 du chapitre II)..... 221

..

LISTE DES TABLEAUX

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I. 1 : Les types de fractures les plus courantes Tableau issue Marieb et Hoehn, (1999)..... 25
Tableau I. 2 : Synthèse des paramètres mécaniques des quatre principaux ligaments de l'articulation de genou communiqué dans la thèse de Renault, 2019 30
Tableau I. 3 : Synthèse des chargements articulaires mesurés in vivo et leur distribution 32
Tableau I. 4 : Synthèse des prises en charge des fractures du plateau tibial selon la fondation AO. Les illustrations sont issues https://surgeryreference.aofoundation.org 39

Tableau II. 1 : Synthèse des avantages et inconvénients associés aux méthodes d'optimisation appliquées aux modèles incluant des fragments osseux. Tableau adapté de Jiménez-Delgado et al. 2016 61
Tableau II. 2 : Synthèse des valeurs de module d'Young mesurées sur l'os trabéculaire et l'os cortical du tibia proximal. Le tableau est adapté de Nazemi et al. (2015) et Helgason el al. (2008) . 66
Tableau II. 3 : Les matériaux représentés par le fantôme de calibration..... 80
Tableau II. 4 : Les participants inclus dans l'étude et leur expérience en segmentation 86
Tableau II. 5 : Temps nécessaires pour segmenter les images volumiques de l'étude avec le module ModelFrac 88
Tableau II. 6 : Évaluation inter-opérateurs - Synthèse des résultats obtenus 89
Tableau II. 7 : Évaluation intra-opérateur - Synthèse des résultats obtenus..... 90

Tableau III. 1 : Évaluation de l'écart entre la forme cible et forme de référence déformée pour la mise en correspondance sans projection. Le tableau présente pour chaque plateau tibial de la population l'écart sous la forme des distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %. Le plateau tibial 2020-19-G correspond à la forme de référence avec laquelle toutes les formes sont mises en correspondances..... 118
Tableau III. 2 : Synthèse d'articles communiquant le pourcentage de variances cumulées en fonction du nombre de modes de variation du modèle statistique de forme 120
Tableau III. 3 : Généralité du modèle évaluée par une approche « Leave One Out » mesurée par distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %. La généralité du modèle caractérise la capacité du modèle à représenter des formes valides inconnues du modèle. 122
Tableau III. 4 : Évaluation de l'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronquée dont la forme réelle est connue par le modèle statistique. L'erreur est exprimée par les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 %..... 127
Tableau III. 5 : Évaluation de l'erreur de reconstruction d'un plateau tibial tronqué dont la forme réelle est inconnue par le modèle statistique. Cette évaluation est celle se rapprochant le plus d'une application clinique se rapprochant le plus d'une application clinique. 129
Tableau III. 6 : Les distances Hausdorff Maximum, Hausdorff Moyenne et Hausdorff 95 % obtenues lors de la reconstruction de plateaux tibiaux tronqués inconnus avec le modèle statistique augmenté 132

Tableau IV. 1 : Synthèse des publications relatives à la prise en charge des fractures du plateau tibial par chirurgie mini-invasive Le tableau est adapté de Vendeuvre et al. (2019) 143

Tableau IV. 2 : Évolution de la longueur et du diamètre maximum du ballonnet en fonction du volume de liquide injecté dans le ballonnet lorsqu'il est plongé dans de l'eau à 37 °C. Ces données sont communiquées par le fabricant dans la notice du ballonnet KYPHON XPANDER™ II modèle KX203. 146
Tableau IV. 3 : Propriétés matériaux élastiques linéaires isotopes utilisées par De Beule et al. (2008) et Gervaso et al. (2008) 147
Tableau IV. 4 : Les résultats obtenus pour chaque position du ballonnet. Le « Step-off » correspond à la différence de hauteur locale maximum sur la surface du plateau tibial. Le « Gap » correspond à l'espacement maximum entre le fragment enfoncé et la structure osseuse non fracturée. 160
Tableau IV. 5 : Les phases d'enregistrement par le système de stéréo-suivi de marqueurs pour chaque spécimen 170
Tableau IV. 6 : (Partie haute) Déplacements directionnels mesurés par DVC dans les sphères d'intérêts. (Partie basse) Déplacements directionnels mesurés par stéréo-suivi de marqueurs 182

Tableau V. 1 : Synthèse des études modélisant par éléments finis la stabilisation des fractures du plateau tibial 188
Tableau V. 2 : Les dimensions des vis chirurgicales modélisées 191
Tableau V. 3 : Converge du maillage : Synthèse des résultats obtenus lors de l'étude 194
Tableau V. 4 : Les scénarios de remise en charge simulés 198
Tableau V. 5 : Déformation interfragmentaire observée pour chaque fragment et chaque scénario. Volume d'os avec une contrainte supérieure à la limite d'élasticité locale pour chaque scénario. 201
Tableau V. 6 : Les contraintes maximales dans l'os pour les scénarios modélisant un état avancé de la consolidation de fracture et leur déclinaison simulant le retrait de la vis chirurgicale 203
Tableau V. 7 : Les quatre cas étudiés pour évaluer la modélisation numérique de l'os et du geste chirurgical 210
Tableau V. 8 : La raideur globale mesurée expérimentalement et numériquement pour chacun des spécimens étudiés 214

.

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES

Article publié dans des revues internationales avec comité de lecture :

Development of digital twins to optimize trauma surgery and post-operative management. A case study focusing on tibial plateau fracture.
K. Aubert, A. Germaneau, M.Rochette, W. Ye, M. Severyns, M. Billot, P. Rigoard, T. Vendeuvre
Frontiers in Bioengineering and Biotechnology https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.722275

Articles soumis dans des revues internationales avec comité de lecture :

Is *Digital Volume Correlation (DVC) an appropriate tool to measure the displacement of bone fragments during minimally invasive surgery?*
K. Aubert, A. Germaneau, N. Michel, M. Severyns, M.Rochette, C. Brèque, M. Billot, P. Rigoard, V. Valle, T. Vendeuvre
Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials

Varus malalignment of the lower limb increases the risk of femoral neck fracture: a biomechanical study using a finite element method
D. Belaid, M. Severyns, T. Vendeuvre, **K. Aubert**, P. Rigoard, A. Germaneau
Injury

Analyse biomécanique de la corrélation entre fracture fémorale atypique (FFA) et déformation axiale en varus
M. Severyns, D. Belaïd, **K. Aubert**, A. Bouchoucha, A. Germaneau, T. Vendeuvre
Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research

Présentations orales :

Patient specific tibial plateau fracture surgery modelling
K. Aubert, A. Germaneau, M. Rochette, T. Vendeuvre.
Congrès European Society of Biomechanics 2021, sur invitation par Ansys – 11 au 14 juillet 2021 (En ligne)

Modèle éléments finis patient-spécifique pour évaluer l'influence du type de stabilisation sur la poursuite de vie du patient pour les fractures du plateau tibial
K. Aubert, A. Germaneau, W.Ye, M. Rochette, P. Rigoard, T. Vendeuvre.
Journée des doctorants de l'école doctoale SIMME – Institut P' – 1 et 2 juillet 2021 – Poitiers, France

Patient-specific tibial plateau fracture surgery modelling
K. Aubert, A. Germaneau, T. Vendeuvre
Webinaire Ansys Healthcare – 18 mars 2021 – En ligne

Modèle éléments finis spécifique au patient pour évaluer l'influence des méthodes de stabilisation dans la chirurgie des fractures du plateau tibial.
K. Aubert, A. Germaneau, W.Ye, M. Rochette, P. Rigoard, T. Vendeuvre.
Ecole thématique BIOMECAOS 2020 - 07 au 10 décembre 2020 - En ligne

Developments of numerical models for surgical optimization for reduction and stabilization of fractures
K. Aubert, T. Vendeuvre, M. Rochette, P. Rigoard, A. Germaneau
Congrès NAFEMS France 2020 – 25 et 26 Novembre 2020 - En ligne

Patient-specific finite element model to evaluate the influence of stabilization methods in tibial plateau fractures surgery
Ansys TechCon 2020 – 20 au 22 octobre 2020
K. Aubert, A. Germaneau, W.Ye, M. Rochette, P. Rigoard, T. Vendeuvre

Characterization of bone fragment behavior during surgical procedures by digital volume correlation (DVC) and 3D mark tracking method
K. Aubert, T. Vendeuvre, M. Rochette, N. Michel, C. Breque, P. Rigoard, V. Valle, A. Germaneau
Congrès Photomechanics IDICS 2020 – 19 au 22 Octobre 2020 – Nantes, France. (En ligne)

Influence of the type of stabilization for tibial plateau fractures on the patient's continuation of life using a patient-specific Finite Element model
K. Aubert, T. Vendeuvre, W. Ye, M. Rochette, P. Rigoard and A. Germaneau
Congrès Virtual Physiological Human 2020 (VPH2020) - 26 au 28 Août 2020 – Paris, France. (En ligne)

Personalized FE modelisation for reduction and stabilization of tibial plateau fracture based on peroperative images
K Aubert, T Vendeuvre, Michel Rochette, P. Bokam, P. Rigoard, A. Germaneau
Congrès ESB 2019 (European Society of Biomechanics), 7 au 10 juillet 2019 - Vienne, Autriche

Caractérisation biomécanique de la Tubéroplastie, analyse expérimentale et numérique
T. Vendeuvre, **K. Aubert,** P. Rigoard , M. Rochette , C. Brèque , M. Severyns, A Ounajim
J-P Richer , A. Germaneau
Congrès de la Société de Biomécanique 2019 (SB2019) – 28 au 30 octobre 2019 - Poitiers, France.

Modélisation patient-spécifique de la réduction et de la stabilisation de fractures du plateau tibial
T. Vendeuvre, **K. Aubert**
Forum Biomécanique Pprime - CHU – 26 et 27 juin 2018 – Poitiers, France

Présentations de posters :

Characterization of bone fragment displacement during minimally invasive surgical procedures by Digital Volume Correlation (DVC).
K. Aubert, T. Vendeuvre, M. Rochette, N. Michel, C. Breque, P. Rigoard, V. Valle, A. Germaneau
Lauréat du Prix Poster du 45e congrès de la Société de Biomécanique
Congrès de la Société de Biomécanique 2020 (SB2020) – 26 au 28 octobre 2020 – Metz, France. (En ligne) https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1811495

Patient-specific finite element model to evaluate the influence of the type of stabilization on the patient's continuation of life after tibial plateau fractures.
K. Aubert, A. Germaneau, W.Ye, M. Rochette, P. Rigoard, T. Vendeuvre
Congrès de la Société de Biomécanique 2020 (SB2020) – 26 au 28 octobre 2020 – Metz, France. (En ligne) https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1811496

Modèle éléments finis personnalisé de l'effort maximum pendant la marche après une chirurgie de réduction de fracture du plateau tibial
K. Aubert, A. Germaneau, M. Rochette, M. Billot, P. Rigoard, T. Vendeuvre
Congrès XXVI SOFPEL – 4 et 5 décembre 2019 – Montréal, Canada
https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.10.142

Simulation par éléments finis de la réduction de fracture du plateau tibial par gonflement de ballonnet
K. Aubert, A. Germaneau, M. Rochette, P. Rigoard, T. Vendeuvre
Congrès de la Société de Biomécanique 2019 (SB2019) – 28 au 30 octobre 2019 - Poitiers, France.
https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714966

Surface analysis during surgical balloon reduction of a tibial plateau depression fracture
*N. Michel, **K. Aubert**, A. Germaneau, L-E Gayet, V. Valle, C. Brèque, P. Rigoard and T. Vendeuvre*
Congrès de la Société de Biomécanique 2019 (SB2019) – 28 au 30 octobre 2019 - Poitiers, France
https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714971

Biomechanical study between 4.5 mm and 3.5 mm distal locking screws in tibial plateau fractures
D. Belaid, R. Delmon ,**K. Aubert**, P. Rigoard, A. Germaneau and T. Vendeuvre
Congrès de la Société de Biomécanique 2019 (SB2019) – 28 au 30 octobre 2019 - Poitiers, France
https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714970

Assessment of movement and pain variation before and after a MDT treatment for patient with low back pain
J.-P. Deneuville, A. Germaneau, L. Fradet, T. Monnet, **K. Aubert**, M.Roulaud, K.Nivole, T. Vendeuvre and P. Rigoard
Congrès de la Société de Biomécanique 2019 (SB2019) – 28 au 30 octobre 2019 - Poitiers, France
https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714991

Kyphoplasty vs Stentoplasty: FE analysis of the risk of cement leakage
K. Aubert, T. Vendeuvre, A. Lanel , V. Morgenthaler, M. Rochette, P. Brossard, B. Pic, S. Teyssédou, P. Rigoard, A. Germaneau
Congrès WBC2018 World Congress of Biomechanics – 8 au 12 juillet 2018 – Dublin, Irland

<u>Travaux encadrés :</u>

Développement d'outils numériques pour l'aide à la modélisation et le diagnostic pré-opératoire de la fracture du plateau tibial
Stage Universitaire Master II - Informatique - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2020-2021

Conception d'un banc d'étude pour la création in vitro de fracture du plateau tibial et segmentation d'images 3D pour l'analyse statistique de formes
Projet Universitaire Master I - Ingénierie de Conception - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2020-2021

Développement d'un outil numérique pour la modélisation de fractures du plateau tibial
Projet Universitaire Master II - Informatique - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2020-2021

Analyse statistique de forme du plateau tibial pour le planning chirurgical
Stage Universitaire Master I - Ingénierie de Conception - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2020-2021

Analyse biomécanique de l'expansion osseuse dans une structure cortico-spongieuse pour les réductions de fracture du plateau tibial et leur stabilisation
Doctorat de Médecine - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2019-2020

Caractérisation du comportement mécanique d'un ballonnet chirurgical par couplage expérimentation-simulation
Projet Universitaire Master I - Ingénierie de Conception - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2019-2020

Analyse biomécanique de l'expansion osseuse dans une structure cortico-spongieuse pour les réductions de fracture du plateau tibial et leur stabilisation
Master II - Sciences Chirurgicales, Parcours 3R Université Paris-Est Créteil - Université de Poitiers
Année Universitaire : 2018-2019

Analyse biomécanique de l'expansion osseuse pour la réduction et la stabilisation de fracture de structures cortico-spongieuses : Application au plateau tibial

Résumé :

Les fractures du plateau tibial sont des traumatismes représentant 1 % de toutes les fractures osseuses dans la population générale et 8 % dans la population des personnes âgées. Touchant les surfaces articulaires du genou, ces fractures induisent une perte de mobilité et nécessitent une prise en charge chirurgicale. En 2012, une nouvelle méthode mini-invasive nommée Tubéroplastie a été créée permettant la réduction de certains types de fractures du plateau tibial par le gonflement d'un ballonnet. Ce geste chirurgical, comme tous les gestes mini-invasifs, implique un planning opératoire minutieux du fait de l'absence de visualisation directe des fragments osseux et du fait d'une interaction indirecte avec eux.
Ce travail de thèse avait pour objectif de développer et évaluer des méthodes et des outils numériques pour la planification de la prise en charge chirurgicale des fractures du plateau tibial, en intégrant les données morphologiques et comportementales spécifiques aux patients. Pour cela, trois approches numériques ont été développées et évaluées et une méthode expérimentale a été mise en œuvre et évaluée. La première approche numérique, basée sur l'analyse statistique de formes, permet de prédire statistiquement la forme saine d'un plateau tibial fracturé. La deuxième approche numérique propose la simulation numérique de la réduction de fracture du plateau tibial avec gonflement de ballonnet par modélisation patient-spécifique. La troisième approche propose la simulation numérique de la stabilisation de fracture du plateau tibial pour caractériser l'influence du type de stabilisation et de la durée de convalescence sur la poursuite de vie du patient. Enfin, la méthode expérimentale mise en œuvre et évaluée permet la mesure des champs de déplacements volumiques associés aux fragments osseux lors de la réduction de fractures. Les modélisations numériques développées nécessitent d'être optimisées davantage avant d'être pleinement utilisées pour la prise de décisions cliniques néanmoins, les trois approches numériques couplées proposent des solutions de simulation numérique du geste chirurgical complet, pour l'aide à planification chirurgicale.

Biomechanical analysis of bone expansion for reduction and stabilisation of fracture of cortico-cancellous structures: Application to the tibial plateau

Abstract:

Tibial plateau fractures represent 1% of all bone fractures and 8% in the elderly population. These fractures usually require surgical management because they affect the articular surfaces of the knee and lead to the loss of mobility. In 2012, a new minimally invasive surgical method named Tuberoplasty was created to reduce certain types of tibial plateau fractures by balloon inflation. This surgical procedure, as all minimally invasive procedures, requires thorough pre-operative planning due to the lack of direct visualization of the bone fragments and indirect interaction.
The aim of this thesis was to develop and evaluate numerical methods to assist preoperative planning of tibial plateau fractures management, integrating patient-specific morphological and behavioral data. For this purpose, three numerical approaches have been developed and evaluated, in addition an experimental method has been implemented and evaluated. The first numerical approach, based on statistical shape analysis, predicts the healthy shape of a fractured tibial plateau. The second numerical approach concerns the numerical simulation of tibial plateau fractures reduction with balloon inflation by patient-specific modeling. The third approach refers to the numerical simulation of tibial plateau fractures stabilization to characterize the influence of the type of stabilization and recovery time. Finally, the experimental method implemented and evaluated allows the measurement of volume displacement fields associated with bone fragments during fracture reduction. The numerical models need to be further optimized before they can be fully used for clinical decision making. Nevertheless, the three numerical approaches offer solutions for numerical simulation of the complete surgical procedure to assist in surgical planning.