



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès
Faculté de Technologie
Département de Génie Mécanique



THÈSE EN VUE DE L'OBTENTION DE DIPLÔME DE DOCTORAT

Spécialité: Génie Mécanique

Option: Propriétés Mécaniques des Matériaux et Modélisation

Présenté par: ARAB Ali Zine El Abidine

Modélisation numérique dans l'évaluation pré-clinique des prothèses du genou

Soutenu le 17/05 /2021 devant le jury composé de :

BOUCHOUICHA Benattou	Président	Pr	Univ de Sidi Bel Abbès
FEKIRINI Hamida	Examineur	Pr	Univ de Sidi Bel Abbès
AID Abdelkrim	Examineur	Pr	Univ de Mascara
GHAZI Abdelkader	Examineur	MCA	Univ de Mascara
MERDJI Ali	Directeur de thèse	Pr	Univ de Mascara
BACHIR BOULADJRA Bel Abbès	Co-directeur de thèse	Pr	Univ de Sidi Bel Abbès

Remerciements

Tout d'abord, je remercie le bon dieu le tout puissant pour son aide et pour m'avoir guidé pour mener à bien ce travail.

Je remercie mes très chers parents pour leurs soutiens et leurs patiences.

Je tiens aussi à remercier mon promoteur Mr. Merdji Ali professeur à l'Université Mustapha STAMBOULI de Mascara pour l'aide qu'il m'a apporté tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions. J'ai apprécié sa disponibilité, son enthousiasme, et sa gentillesse.

Je remercie profondément mon co-directeur de thèse, Monsieur BACHIR BOUIADJRA Bel Abbès, professeur à l'Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès, qui m'a permis de mener à bien ce travail de thèse et m'a encadrée pendant toutes ces années. Je le remercie pour avoir partagé sa connaissance dans la biomécanique.

Un grand MERCI à Monsieur BENAÏSSA Ali pour l'aide qu'il m'a apporté tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions et toutes les remarques constructives qu'il n'a hésité à très gentiment m'adresser. Elles m'ont été d'extrême valeur scientifique et morale enrichissante.

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne citais pas le département de Génie Mécanique de l'université Djillali Liabès qui m'a permis de réaliser mon rêve de continuer mes études, sans oublier le département de mécanique de l'université de Mascara et tous ses enseignants.

Mes remerciements vont également :

A toute ma promotion pour tous les bons moments qu'on a passé ensemble.
A tous mes proches et amis qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de cette thèse.

Enfin, no vifs remerciements aux membres de jury et à leur président avec qui nous allons soutenir cette thèse et juger de sa qualité.

Résumé

L'arthroplastie totale du genou est une chirurgie de routine pratiquée pour traiter des patients souffrant d'arthrose sévère du genou. Le succès d'une PTG dépend fortement de la stabilité initiale des composants prothétiques et de son ostéointégration à long terme grâce à la répartition optimale des contraintes biomécaniques dans les os environnants sous l'effet des différentes charges biomécaniques appliquées au système Fémur-PTG-Tibia. Le but de cette étude est d'analyser le niveau et la distribution des contraintes induites dans le système Fémur-PTG-Tibia soumis à des forces et moments triaxiales. Dans cette étude, le système complexe de PTG implanté dans l'os a été analysé numériquement par la méthode des éléments finis en trois dimensions. Un modèle virtuel est conçu pour examiner in silico l'effet des forces et les moments agissant sur cette prothèse dans la région de contact. Le programme de traitement par éléments finis ABAQUS a été utilisé pour effectuer l'analyse. L'étude de la distribution des contraintes a indiqué que les contraintes se propagent dans les régions osseuses qui sont plus proches des composants ostéointégrés de PTG. L'effort était maximal dans l'os cortical au collet de l'implant et le plus faible dans l'os spongieux.

Abstract

Total knee arthroplasty (TKA) is a routine surgery performed to treat patients with severe knee osteoarthritis. The success of a TKA depends strongly on the initial stability of the prosthetic components and its long-term osseointegration due to the optimal distribution of biomechanical stresses in the surrounding bones under the effect of the different biomechanical loads applied to the Femur-TKA-Tibia system. The purpose of this study is to analyze the level and the distribution of the induced stresses in a Femur-TKA-Tibia system subjected to triaxial forces and moments. In this study, complex TKA system implanted in bones was analyzed numerically by a three dimensional finite element method. A virtual model is designed to examine in silico the effect of the forces and moments acting on this prosthesis in contact region. The finite element processing program ABAQUS was used to perform the analysis. The study of stress distribution indicated that the stress propagate in the bony regions that are closer to the osseointegrated components of PTG. The stress was highest in the cortical bone at the neck of implant and lowest in the cancellous bone.

ملخص

جراحة استبدال مفصل الركبة بالكامل هي عملية جراحية روتينية يتم إجراؤها لعلاج المرضى الذين يعانون من هشاشة العظام الشديدة في الركبة. يعتمد نجاح مفصل الركبة الصناعي (م.ر.ص) بشدة على الثبات الأولي للمكونات الاصطناعية وعلى اندماجها العظمي طويل المدى بفضل التوزيع الأمثل للضغوط الميكانيكية الحيوية في العظام المحيطة تحت تأثير الأحمال الميكانيكية الحيوية المختلفة المطبقة على نظام عظم الفخذ-(م.ر.ص)-عظم الظنوب. الهدف من هذه الدراسة هو تحليل مستوى وتوزيع الضغوط الناتجة في نظام عظم الفخذ-(م.ر.ص)-عظم الظنوب المعرض لقوى وعزوم الدوران ثلاثية المحاور معاً. في هذه الدراسة، تم تحليل نظام (م.ر.ص) المعقد المزروع في العظام رقمياً بواسطة طريقة العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد. تم تصميم نموذج افتراضي لفحص تأثير القوى والعزوم المؤثرة على هذا الطرف الاصطناعي في منطقة الاتصال. تم استخدام برنامج الأباكيس لمعالجة العناصر المحدودة لإجراء التحليل. أشارت دراسة توزيع الإجهاد إلى أن الضغوط تنتشر في المناطق العظمية الأقرب إلى المكونات العظمية المدمجة لـ (م.ر.ص). من جهة أخرى أكدت النتائج المستوى العالي لقيم الإجهاد في العظم القشري بجانب الغرسة مقارنة بالعظم الإسفنجي.

INTRODUCTION GENERALE	1
-----------------------	---

CHAPITRE I Anatomie Descriptive du Corps Humain

INTRODUCTION.....	4
1. structure du corps humain.....	4
1.1. Rappel des axes et plans pour l'observation des mouvements corporels.....	4
1.2. Rappels sur la structure corporel du membre supérieur.....	5
1.2.1. l'épaule.....	6
1.2.2. Le bras.....	6
1.2.3. Le coude.....	6
1.2.4. L'avant bras.....	7
1.2.5. Le poignet.....	7
1.2.6. Le carpe, les métacarpes et les doigts.....	7
1.3. Rappels sur la structure osseuse du membre inférieur.....	7
1.3.1. Le bassin.....	7
1.3.2. La cuisse.....	8
1.3.3. La jambe.....	9
1.3.4. Le pied.....	10
1.4. La marche humaine.....	11
1.4.1. Définition.....	11
1.4.2. Le cycle de marche.....	11
2. L'os Humain.....	14
2.1. Description de l'os.....	14
2.2. Organisation du tissu osseux.....	16
2.2.1. L'os cortical.....	16
2.2.2. L'os trabéculaire.....	17
2.2.3. Le périoste.....	17
2.2.4. L'endoste.....	17
2.3. Le remodelage osseux.....	18
2.4. Les mécanismes de la perte osseuse.....	20
2.5. L'ostéoporos.....	20
2.6. Comportement mécanique de l'os.....	20
2.6.1. L'os cortical.....	20
2.6.1.1. Propriétés élastiques.....	20
2.6.1.2. Propriétés viscoélastiques.....	22
2.6.2. L'os spongieux.....	22
2.6.2.1. Propriétés élastiques.....	22
2.6.2.2. Propriétés viscoélastiques.....	24
CONCLUSION.....	25
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	26

CHAPITRE II La Biomécanique du Genou

INTRODUCTION.....	30
1. Anatomie du genou humain.....	31
1.1. Le cartilage articulaire.....	32
1.2. Ménisque.....	34
1.3. Ligaments.....	34
1.4. L'arthrose du genou.....	35
2. La biomécanique du genou.....	36
2.1. Flexion-extension.....	36
2.2. Rotation axiale.....	37
3. Les prothèses du genou.....	38
3.1. Historique du développement des premières prothèses du genou.....	38
3.2. Les différentes prothèses articulaires du genou.....	39
3.2.1. Les prothèses unicompartmentales (PUC).....	39
3.2.1.1. Les prothèses unicompartmentales fémoro-tibiales (PUC FT).....	39
3.2.1.2. Les prothèses unicompartmentales fémoro-patellaires (PUC FP).....	39
3.2.2. Les prothèses tricompartmentales ou prothèses totales du genou (PTG)...	40
3.2.2.1. Les prothèses tricompartmentales à glissement.....	40
3.2.2.1.1. Sacrifice des deux ligaments croisés.....	41
A. Les prothèses postéro-stabilisées.....	41
B. Les prothèses à congruence augmentée.....	41
3.2.2.1.2. Sacrifice du LCA et maintien du LCP.....	42
3.2.2.1.3. Maintien des deux ligaments croisés.....	42
3.2.2.2. Les prothèses tricompartmentales à charnière.....	43
3.2.2.3. Les prothèses tricompartmentales pour la reconstruction épiphysaire ou épiphyso-métaphyso-diaphysaire.....	44
3.2.2.4. Les prothèses totales spéciales sur mesure.....	44
3.2.2.5. Les implants centro-médullaires à effet d'arthrodèse.....	44
3.2.2.6. Les « non-indications » et les contre-indications.....	45
3.2.3. Cas des implants patellaires.....	45
3.2.4. « Accessoires » complémentaires.....	45
3.3. Caractéristiques des implants.....	45
4. Les Biomatériaux.....	46
4.1. Définition.....	46
4.2. La biocompatibilité.....	47
4.3. Les différentes classes des biomatériaux.....	47
4.3.1. Les métaux et alliages métalliques.....	48
4.3.1.1. Alliages à base de titane.....	48
4.3.1.2. Les alliages cobalt-chrome.....	49
4.3.1.3. Les alliages à base nickel.....	49
4.3.1.4. Les aciers austénitiques.....	50
4.3.1.5. Les métaux nobles.....	50

4.3.2. Les céramiques.....	50
➤ Classification des céramiques.....	50
1. Classification traditionnelle.....	50
2. Classification actuelle en fonction de la composition chimiques.....	51
2.1. Les céramiques feldspathiques.....	51
2.2. Céramiques alumineuses.....	51
2.3. Vitro-céramiques.....	51
2.4. Zircon (ZrO ₂).....	51
3. Classification selon le procédé de mise en forme.....	51
3.1. Avec support métallique.....	51
3.2. Sans support métallique.....	52
4.3.3. Les polymères.....	52
4.3.4. Les autres matériaux d'origine naturelle ou composite.....	53
CONCLUSION.....	53
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	54

CHAPITRE III Comportement Biomécanique du PTG sous Chargement Statique

INTRODUCTION.....	59
1. Modélisation tridimensionnelle.....	59
1.1. Tomodensitométrie - TDM.....	59
1.2. Mimics software.....	60
1.3. Présentation du modèle géométrique.....	61
2. Modélisation par éléments finis.....	63
2.1. Logiciel de modélisation/simulation Abaqus.....	64
2.2. Etude statique des forces et moments appliquées au genou.....	64
2.3. Propriétés mécaniques des matériaux.....	66
2.4. Solutions numériques.....	67
2.5. Maillage du modèle.....	67
2.6. Les conditions aux limites.....	70
2.7. Etat de l'interface.....	70
3. Les résultats.....	70
3.1. L'Os cortical.....	70
3.2. L'os spongieux.....	71
3.3. L'implant fémoral.....	72
3.4. L'insert en Polyéthylène.....	73
3.5. L'implant tibial.....	74
4. La discussion.....	74
CONCLUSION.....	76
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	77

CHAPITRE IV Comportement Biomécanique du PTG sous Chargement Dynamique

INTRODUCTION.....	79
1. Analyse par la méthode des éléments finis le comportement de PTG pendant un cycle de marche.....	79
2. Etude dynamique des forces et moments appliquées au PTG.....	80
3. Les résultats.....	82
3.1. L'os cortical fémoral.....	82
3.2. L'implant fémoral.....	85
3.3. L'insert en Polyéthylène.....	87
3.4. L'implant tibial.....	89
3.5. L'os cortical tibial.....	91
4. La discussion.....	93
CONCLUSION.....	95
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	96

CHAPITRE V Analyse des Contraintes dans la PTG due à un Choc

INTRODUCTION.....	97
1. Chargement et les conditions aux limites.....	97
2. Les résultats.....	98
2.1. Distribution de la contrainte équivalente dans le système PTG.....	99
2.1.1. L'implant fémoral.....	99
2.1.2. L'implant tibial.....	99
2.1.3. L'insert en polyéthylène.....	99
2.2. Distribution de la contrainte équivalente dans l'os.....	102
2.2.1. L'os cortical.....	102
2.2.2. L'os spongieux.....	103
3. La discussion.....	107
CONCLUSION.....	112
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	113

Liste des Figures

CHAPITRE I Anatomie Descriptive du Corps Humain.

Figure 1. Axes et plans anatomiques de référence.....	5
Figure 2. structure corporel du membre supérieur.....	6
Figure 3. Anatomie du bassin.....	8
Figure 4. Fémur droit dans le plan frontal, I: angle d'inclinaison, D: angle de déclinaison.....	9
Figure 5. Tibia et péroné droit ; a) plan frontal, T : angle de torsion externe du squelette jambier, b) plateau tibial, c) mortaise tibio-péronière, d) plan horizontal.....	10
Figure 6. Os et articulations du pied (plan horizontal).....	11
Figure 7. Division du cycle de marche (d'après A. de Vinck) Reproduite et adaptée de Willems.....	13
Figure 8. Représentation du cycle de marche d'après Whittle.....	14
Figure 9. Organisation structurale des os.....	15
Figure 10. Organisation anatomique d'un os long.....	16
Figure 11. Représentation d'une coupe d'un os long : structure de l'os cortical	17
Figure 12. Description du remodelage osseux.....	19

CHAPITRE II La Biomécanique du Genou.

Figure 1. Surfaces articulaires, (a) vue supérieure du tibia après ablation des ligaments et du cartilage, (b) vue inférieure du fémur.....	31
Figure 2. Genou droit en: (a) flexion, (b) pleine extension.....	32
Figure 3. Les différentes couches du cartilage articulaire.....	33
Figure 4. Vue en coupe transversale du genou droit.....	34
Figure 5. Les ligaments du genou humain.....	35
Figure 6. L'arthrose du genou.....	35
Figure 7. Les mouvements de genou: (a) roulement, (b) glissement.....	36
Figure 8. Mise en évidence de la rotation automatique lors de la flexion du genou.....	37
Figure 9. Les rotations du genou:(a) externe, (b) interne.....	37
Figure 10. Prothèse fémoro-tibiale.....	39
Figure 11. Prothèse fémoro-patellaire.....	40
Figure 12. Prothèse avec 3ème condyle fémoral.....	41
Figure 13. Prothèse à plateau mobile.....	42
Figure 14. Prothèse conservant le ligament croisé postérieur.....	42
Figure 15. Prothèse gardant les deux ligaments croisés.....	43
Figure 16. prothèse tricompartmentale à charnière.....	44

CHAPITRE III Comportement Biomécanique du PTG sous Chargement Statique

Figure 1. CT spiralé: (a) monocoupe, (b) multicoupes.....	60
Figure 2. Les étapes de construction du modèle géométrique:.....	61
Figure 3. Modèle géométrique 3D de la section fémur, section tibia, et le system de PTG.....	62
Figure 4. (a) modèle géométrique de la prothèse totale du genou, (b) l'implant fémoral, (c) insert en polyéthylène, (d) l'implant tibial.....	63
Figure 5. Les forces et les moments appliquées au système PTG.....	65
Figure 6. Courbe contraintes-déformations du UHMWPE	66
Figure 7. Forme des éléments utilisés dans le maillage.....	68
Figure 8. (a) Maillage global de l'ensemble, (b) Maillage de fémur, (c) Maillage de tibia.....	69
Figure 9. Maillage du system PTG: (a) Implant Fémoral, (b) Insert en Polyéthylène, (c) Implant Tibial.....	69
Figure 10. Niveau et répartition des contraintes de von Mises induites dans l'os cortical: (a) fémur, (b) tibia	71
Figure 11. Niveau et répartition des contraintes de von Mises: (a) l'os spongieux de fémur, (b) l'os spongieux de tibia.....	72
Figure 12. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant fémoral.....	73
Figure 13. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'insert en Polyéthylène.....	73
Figure 14. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant tibial.....	74

CHAPITRE IV Comportement Biomécanique du PTG sous Chargement Dynamique

Figure 1. Les forces appliqués au system PTG durant un cycle de marche, DA: début d'appui, FA: fin d'appui, FO: début d'oscillation.....	81
Figure 2. Les moments appliqués au system PTG durant un cycle de marche, DA: début d'appui, FA: fin d'appui, FO: début d'oscillation.....	81
Figure 3. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'os fémoral durant un cycle de marche.....	83
Figure 4. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'os fémoral durant un cycle de marche.....	84
Figure 5. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'implant fémoral durant un cycle de marche.....	85
Figure 6. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant fémoral durant un cycle.....	86
Figure 7. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'insert en polyéthylène durant un cycle de marche.....	87
Figure 8. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'insert en polyéthylène durant un cycle de marche.....	88

Figure 9. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'implant tibial durant un cycle de marche.....	89
Figure 10. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant tibial durant un cycle de marche.....	90
Figure 11. Variation de contrainte de von Mises engendrée dans los tibial durant un cycle de marche.....	91
Figure 12. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'os tibial durant un cycle de marche.....	92

CHAPITRE V Analyse des Contraintes dans la PTG due à un Choc

Figure 1. Les forces appliquées au genou.....	98
Figure 2. Distribution des contraintes de von Mises dans les composants PTG: (a) l'implant fémoral, (b) l'insert en polyéthylène et (c) l'implant tibial..	101
Figure 3. Les courbes des contraintes pour les faces supérieures médial et latéral du polyéthylène.....	101
Figure 4. Déformation élastique maximale observée dans le système PTG.....	102
Figure 5. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os cortical : (a) fémur , (b) tibia.....	103
Figure 6. Les courbes des contraintes pour les surfaces condyliennes.....	103
Figure 7. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os spongieux : (a) fémur , (b) tibia.....	104
Figure 8. Variations des contraintes de von Mises antéro-postérieur et médio-latéral dans l'interface composant fémoral - os fémoral: (a) Condyle fémoral médial. (b) Condyle fémoral latéral.....	106
Figure 9. Variation des contraintes de von Mises antéro-postérieur et médio-latéral dans l'interface composante tibiale - os tibial.....	107
Figure 10. Histogramme de comparaison des contraintes de von Mises pour chaque composant durant un choc mécanique.....	109

Liste des Tableaux

CHAPITRE I Anatomie Descriptive du Corps Humain.

Tableau 1. Caractéristiques élastiques de l'os compact humain.....	21
Tableau 2. Contrainte à la rupture de l'os compact humain.....	22
Tableau 3. Caractéristiques mécaniques en compression de l'os trabéculaire humain.....	23
Tableau 4. Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain.....	24

CHAPITRE II La Biomécanique du Genou.

Tableau 1. Composition et propriétés mécaniques des alliages forgés cas du Protasul 10.....	49
----------------------------------------------------------------------------------------------------	----

CHAPITRE III Comportement Biomécanique du PTG sous Chargement Statique

Tableau 1. Les forces et les moments appliquées au system PTG.....	65
Tableau 2. Propriétés mécaniques du système os-implant.....	66
Tableau 3. Résumé sur le type de maillage utilisé dans la simulation.....	68

Grandeurs principales

PTG	: prothèse total du genou
TKA	: Total knee arthroplasty
CI	: contact initial
LO	: lever des orteils
CM	: cycle de marche
DA	: début d'appui
FA	: fin d'appui
FO	: fin d'oscillation
CIC	: contact initial du pied controlatéral
BSU	: basic structural units
DMI	: dispositifs médicaux implantables
MO	: masse osseuse
E	: module de young (GPa)
G	: module de cisaillement (GPa)
ν	: coefficient de poisson
σ_{eq}	: contrainte équivalente
ε	: déformation
$\dot{\varepsilon}$: vitesse de déformation
ρ_{app}	: densité apparente
C	: tenseur de rigidité élastique d'ordre 4
λ	: coefficient d'élasticité de Lamé
μ	: coefficient d'élasticité de Lamé
OA	: ostéoarthrite
LCA	: ligament croisé antérieur
LCP	: ligament croisé postérieur
LCM	: ligament collatérale médial
LCL	: ligament collatérale latéral

LLI : ligament latéral interne
PUC : prothèse unicompartmentale
PUC FT : prothèse unicompartmentale fémoro-tibiales
PUC FP : prothèse unicompartmentale fémoro-patellaires
Ti6Al4V : alliage de titane-aluminium-vanadium
UHMWPE : ultra high molecular weight polyethylene
MEF : méthode des éléments finis
TDM : tomographie par densitométrie
IRM : imagerie par résonance magnétique
Fy : force de poids corporal
Fx : force de contact articulaire médio-latéral
Fz : force de contact articulaire antéro-postérieure
My : moment de rotation interne/externe
Mz : moment d'adduction/abduction
Mx : moment de flexion/extension



INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale

L'arthroplastie totale du genou est une opération aujourd'hui classique. Si l'on excepte les premières tentatives historiques (Gluck en 1890, les frères Judet en 1947, Majnoni d'Imignano en 1951), c'est autour des années 1960-1970 qu'apparaissent les premières prothèses du genou. La première prothèse moderne, au début des années 1980, la Total Condylar d'Insall, sacrifie le ligament croisé postérieur et est dotée d'un épais plateau tout polyéthylène. Son évolution avec un système de postéro-stabilisation marque un important progrès sur la stabilité, car elle dispose d'une came antirecul. Ce modèle, toujours utilisé aujourd'hui, est à l'origine d'un débat jamais clos sur l'opportunité de conserver ou non le ligament croisé postérieur.

Le remplacement de l'articulation du genou par une prothèse a pour but de redonner amplitude et mobilité à cette articulation et de soulager la douleur du patient. Les soins postopératoires visent les mêmes objectifs. Plus de 90% des prothèses implantées durent environ 10 à 15 ans après le remplacement. À ce jour, la PTG est une technique éprouvée basée sur des principes chirurgicaux établis, parmi lesquels une ostéotomie précise et une implantation de prothèse sont des exigences fondamentales. La PTG vise à restaurer l'alignement mécanique neutre du membre inférieur et à favoriser la répartition uniforme des contraintes dans l'articulation du genou, prolongeant ainsi la survie de la prothèse en réduisant l'usure du revêtement polyéthylène. Bien qu'un grand nombre de facteurs puissent influencer la survie d'une prothèse implantée, l'erreur chirurgicale qui conduit à un mauvais alignement de l'implant est la cause la plus fréquente d'échec de la PTG. Les conséquences d'un mauvais alignement de l'implant incluent une répartition inégale de la charge intra-articulaire et des contraintes qui nécessiteront éventuellement une révision. L'implantation précise d'une prothèse PTG individualisée pourrait réduire efficacement l'erreur chirurgicale et éviter la répartition inégale de la charge intra-articulaire, stabilisant ainsi l'articulation du genou, réduisant le descellement prothétique et améliorant la fonction du genou.

L'implantation d'une prothèse PTG vise à restaurer de manière optimale l'alignement mécanique neutre du membre inférieur, à améliorer l'effet thérapeutique de la PTG et à prolonger la survie de la prothèse. Actuellement, les paramètres utilisés pour guider l'implantation de la prothèse lors de la PTG sont généralement déterminés par des données d'images du membre inférieur. La PTG pilotée par ordinateur peut améliorer la précision de l'implantation d'une prothèse PTG et obtenir un axe mécanique postopératoire du membre inférieur plus proche de la position idéale. En outre, il a été rapporté que l'instrumentation spécifique au patient confère des avantages par rapport aux techniques traditionnelles de PTG en ce qui concerne la précision de l'implantation de la prothèse, la restauration efficace de l'axe mécanique neutre du membre inférieur et l'extension de la survie de la prothèse. Cependant, bien qu'un plan préopératoire basé sur les caractéristiques anatomiques d'un patient puisse aider à la restauration de l'axe mécanique neutre du membre inférieur, il ne peut pas révéler directement la distribution de l'effort intra-articulaire et / ou prévoir de manière fiable la survie du Prothèse PTG.

Parmi les raisons des genoux douloureux, il y a le fait que l'articulation du tissu articulaire est exposée à des sollicitations et des mouvements importants, qui peuvent

dépasser la limite des capacités mécaniques de ses composants au cours des différentes activités quotidiennes. Plusieurs travaux antérieurs ont mentionné que la force de compression sur l'articulation du genou varie de 2 à 4 fois le poids du corps humain dans les activités quotidiennes telles que la marche, la montée d'escaliers. Ces forces peuvent atteindre même 11 fois le poids corporel lors de la pratique de certaines activités sportives (par exemple, le football et le ski). Ces charges importantes sont responsables de blessures et de douleurs dans l'articulation du genou, telles que la déchirure du ménisque, la rupture ligamentaire et l'arthrose. Cela montre qu'il y a beaucoup de pathologie dans le genou humain et que le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale pour réparer ou implanter.

De manière générale, l'évaluation d'un genou douloureux amène le médecin à rechercher les informations suivantes: le type de douleur (mécanique ou inflammatoire), et la présence d'impuissances fonctionnelle et d'instabilité. Ce dernier se traduit par des épisodes de déraillement du genou avec chutes ou une simple sensation d'insécurité, des blocages (limitation de l'amplitude à l'extension) ou des pseudo-blocages liés à des heurts des surfaces cartilagineuses. Lorsque les traitements médicaux ne suffisent pas à soulager la douleur, une intervention chirurgicale peut être envisagée. Certains patients se voient proposer une arthroplastie du genou pour compenser les surfaces du cartilage articulaire.

Du point de vue biomécanique pour appréhender le comportement biomécanique du système PTG sous des charges et des conditions aux limites bien définies, il faut d'abord comprendre les principales interactions mécaniques entre les composants du système PTG. Par conséquent, il est nécessaire d'explorer le comportement des composants du système PTG et la description simple de leurs réponses mécaniques. En fait, le système PTG est composé d'une combinaison de structure multicouche, qui est de nature complexe. Il présente à la fois des géométries complexes et des caractéristiques des matériaux peu connues. Par conséquent, la méthode des éléments finis et les progrès des techniques numériques ouvrent la voie à une meilleure compréhension de comportement mécanique des structures complexes pour la modélisation spécifique au patient, qui a été utilisée dans divers domaines des opérations cliniques et des médicaments. Avec ces outils préopératoires pour l'orthopédie, l'orthodontie et la chirurgie cardiovasculaire. En utilisant cette méthode, nous visons à élucider les contraintes mécaniques au sein du système Fémur-PTG-Tibia.

L'objectif principal de cette thèse est l'analyse du comportement mécanique de la prothèse totale du genou à partir de simulations numériques des interactions fémur-PTG-tibia par la méthode des éléments finis. Nous visons à établir une relation entre les forces et les moments articulaires appliquées et les contraintes biomécaniques générées dans le système fémur-PTG-tibia.

Afin de bien cerner les problématiques scientifiques et industrielles autour de l'évaluation de comportement mécanique de la PTG, le chapitre I sera consacré à l'étude bibliographique. Le corps humain et ses composants seront succinctement présentés d'un point de vue anatomique et mécanique, et une revue littérature scientifique permettra de mettre en avant les différentes connaissances relatives à l'évaluation de l'os humain.

Le deuxième chapitre se consacre sur la biomécanique du genou et leur étude anatomique dans laquelle on explique les composants mécaniques du genou, l'arthrose du genou, les types des prothèses du genou, les différentes classes des biomatériaux.

Dans le troisième chapitre, nous avons fait une analyse numérique statique, utilisant la méthode des éléments finis pour étudier le modèle PTG de pied gauche non cimenté de type (Sigma® Fixed - Bearing Knees), à l'aide de logiciel ABAQUS nous avons analysé les contraintes agissent sur le système PTG durant la marche normale du patient pour les activités quotidiennes.

Dans le quatrième chapitre, la performance dynamique de la prothèse totale du genou est étudiée. En utilisant une analyse dynamique par éléments finis, le mouvement et la distribution des contraintes au cours du cycle de marche sont analysés.

Le cinquième chapitre traite l'analyse de la distribution et le niveau des contraintes sur les composants de PTG due à un choc.

Cette thèse permettra sans doute de fournir une aide aux praticiens du domaine orthopédique ainsi qu'aux concepteurs de prothèses du genou et dispositifs thérapeutiques spécifiques, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes d'interactions, entre les os de soutien et les composants du PTG.

CHAPITRE I

**Anatomie Descriptive du Corps
Humain**

INTRODUCTION

La biomécanique est l'étude et la reproduction des mécanismes qui aboutissent à un mouvement déterminé du corps. Il s'agit avant tout de la mécanique articulaire, mais aussi de la mécanique des valvules du cœur qui participent à la circulation du sang.

La biomécanique, c'est une science qui traite les forces et leurs effets appliqués à un système biologique. Traditionnellement, cela signifie le corps humain dans les hauts niveaux. Cependant, il n'a pas besoin de n'importe quelles limitations, comme n'importe quelle forme-vie peut être étudiée à n'importe quel niveau. Récemment, à cause de l'intérêt au développement de nouveaux médicaments et les mesures de leurs effets sur le corps, la biomécanique est progressée au niveau bas d'une cellule simple [1].

La biomécanique est une des sciences qui étudient le mouvement humain. ainsi que la structure et la fonction des systèmes biologiques au moyen des méthodes de la mécanique. De son côté, définit la biomécanique comme la science qui relie les forces internes et externes aux corps humains ainsi que les effets produits par ses forces. Nous vivons dans un univers soumis à un certain nombre de règles et de principes qui régissent le mouvement de tous les corps. Le corps humain faisant partie de cet univers, il est soumis à ces mêmes lois. On peut donc examiner le mouvement du corps humain de la même façon que la physique mécanique examine le mouvement général [2].

1. structure du corps humain

L'anatomie du corps humain est la science qui l'étudie et qui s'intéresse les rapports qui lient les différents organes. Elle a commencé à livrer les secrets du corps humain grâce aux autopsies puis les techniques d'imagerie ont complété la connaissance que nous avons de l'organisme.

Le corps humain se compose de la tête , du tronc et des membres et comprend une douzaine de système biologiques et 80 organes qui remplissent des fonctions spécifiques nécessaires au métabolisme et à la vie quotidienne.

Le corps humain est soutenu par le système squelettique , une structure interne qui se compose de 206 os reliés par des tendons, des ligaments et séparés par du cartilage. Le squelette nous aide non seulement à bouger , mais il participe aussi à la production de cellules sanguines et au stockage du calcium. les dents font également partie du système squelettique , mais elle ne sont pas considérées comme des os du fait de leur nature et de leur fonction.

1.1. Rappel des axes et plans pour l'observation des mouvements corporels

En biomécanique, les mouvements sont généralement décrits dans un référentiel. Ce dernier comporte trois plans et trois axes décrits sur la figure 1:

- Plan sagittal: qui divise le corps humain en portion de droite à gauche.
- Plan frontal (plan coronal): qui divise le corps en portions antérieures et postérieures.
- Plan transversal: qui divise le corps en portions supérieures et inférieures.

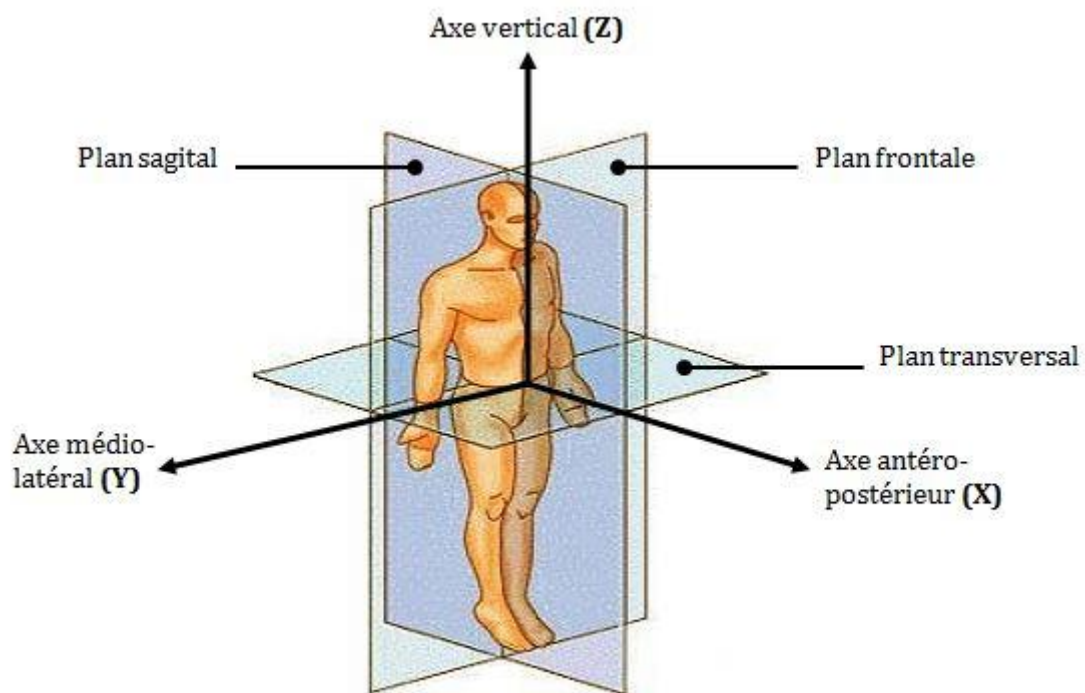


Figure 1. Axes et plans anatomiques de référence [3].

1.2. Rappels sur la structure corporel du membre supérieur

Les membres supérieurs doivent leur grande mobilité à l'articulation de l'épaule, l'articulation la plus mobile du corps. Le membre supérieur constitue l'une des constructions mécaniques les plus élaborées que l'on connaisse. Les articulations complexes de la main, du coude et de l'épaule permettent un vaste éventail de mouvements, depuis les grands gestes de balayage jusqu'aux manipulations les plus fines. Avec les 26 os de la main, le bras est parfaitement adapté pour exécuter des mouvements et des manipulations aussi divers que ceux du chirurgien, du menuisier ou du joueur de hockey. Il comprend : l'épaule, le bras, le coude, l'avant bras, le poignet, le carpe, les métacarpes et les doigts (figure 2).

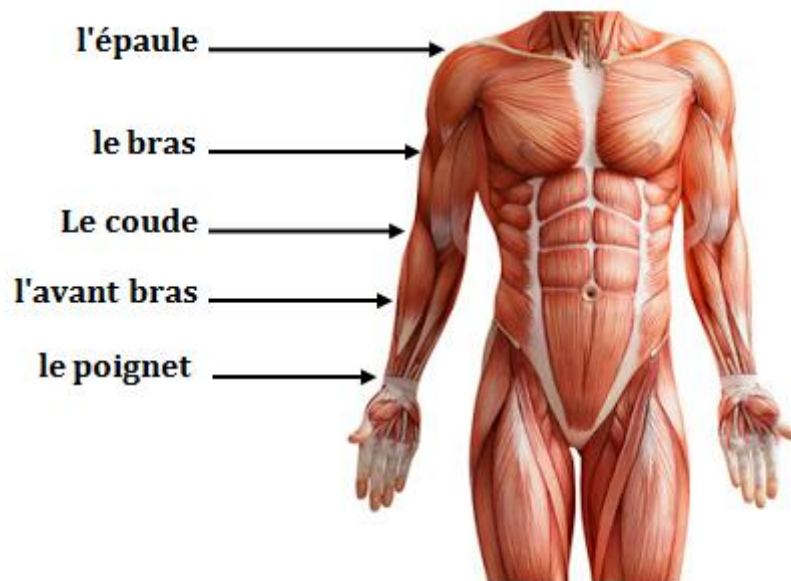


Figure 2. structure corporel du membre supérieur.

1.2.1. l'épaule

L'épaule se compose de trois os, la clavicule, la scapula ou omoplate et l'humérus. La mobilité de l'épaule est assurée principalement par le muscle deltoïde, qui apporte la puissance, et par les muscles de la coiffe, qui initient le mouvement et stabilisent la tête de l'humérus. La coiffe des rotateurs est le nom donné à l'ensemble des tendons qui forment un "chapeau" au-dessus de la tête de l'humérus. Entre la tête de l'humérus et l'acromion (excroissance de la scapula), se trouve une bourse de glissement appelée bourse sous-acromiale.

1.2.2. Le bras

Le bras est constitué d'un seul os : l'humérus. Ce dernier ainsi que les cloisons intermusculaires séparent les muscles en deux parties distinctes :

- la loge antérieure, qui regroupe trois muscles fléchisseurs, le biceps brachial, le coraco brachial et le brachial
- la loge postérieure, constituée d'un seul muscle extenseur, le triceps brachial

1.2.3. Le coude

Cette articulation est constituée par l'extrémité inférieure de l'humérus qui a une forme de palette et constitue la moitié supérieure de l'articulation du coude. La moitié inférieure est constituée des deux os de l'avant-bras : le cubitus et le radius.

De part et d'autre de cette articulation viennent s'insérer des muscles : vers le haut (le biceps et le triceps), et vers le bas (les muscles pronateurs, extenseurs et fléchisseurs).

1.2.4. L'avant bras

L'avant-bras est composé de deux os : le radius et l'ulna (couramment connu sous l'appellation cubitus). Ils sont reliés entre eux par une membrane interosseuse. Une vingtaine de muscles s'agencent autour de cet axe et sont répartis à travers trois parties distinctes :

- la loge antérieure, qui regroupe les muscles fléchisseurs et pronateurs,
- la loge postérieure, qui regroupe les muscles extenseurs,
- la loge externe, comprise entre les deux loges précédentes, qui regroupe les muscles extenseurs et supinateurs.

1.2.5. Le poignet

L'articulation du poignet permet d'assurer le lien entre l'avant-bras et la main, le poignet comporte deux articulations, l'articulation radio-carpienne, qui unit l'extrémité distale du radius et les os de la rangée proximale du carpe, et l'articulation médio-carpienne qui unit la rangée proximale et la rangée distale du carpe.

L'articulation du poignet permet d'assurer le lien entre l'avant-bras et la main, et permet à la main de s'adapter parfaitement à tous les mouvements de la préhension.

1.2.6. Le carpe, les métacarpes et les doigts

Les 8 os du carpe sont réunis en deux rangées de 4 osselets. C'est ce qui forme le "talon de la main". Chaque osselet de la rangée la plus éloignée est rattaché à un métacarpe lequel se prolongera par un doigt : l'auriculaire, l'annulaire, le médium, et l'index. Seul le pouce s'articule directement par l'intermédiaire de son métacarpe sur un osselet de la première rangée, et qu'on appelle le scaphoïde.

L'ensemble des métacarpes forme le dos de la main (pour la face supérieure) et la paume de la main (pour la face inférieure).

1.3. Rappels sur la structure osseuse du membre inférieur

Le squelette constitue la charpente du corps humain, sur laquelle les muscles se fixent. Il s'articule par le biais de ses différentes structures segmentaires liées par des articulations de façon à permettre la mobilité du corps. En anatomie, on divise le membre inférieur en quatre structures (ou segments), le bassin (ou pelvis), la cuisse, la jambe et le pied, reliées entre elles par trois groupes articulaires, la hanche (ou articulation coxo-fémorale), le genou et la cheville [4].

1.3.1. Le bassin

Le bassin osseux est la partie du squelette opérant la jonction entre la colonne vertébrale (mobile) et les membres inférieurs grâce aux articulations coxo-fémorales de la hanche. Le bassin est classiquement décomposé en trois éléments osseux (Figure 3) [5]:

- Un élément central et postérieur : la colonne vertébrale fixe, constituée du sacrum et du coccyx,
- Deux os paires et symétriques : les os coxaux nommés aussi os iliaques.
- Les deux os iliaques sont unis au sacrum par les articulations sacro-iliaques en arrière et par la symphyse pubienne en avant. Ces os présentent une petite mobilité entre eux (de quelques millimètres) destinée à amortir les mouvements.

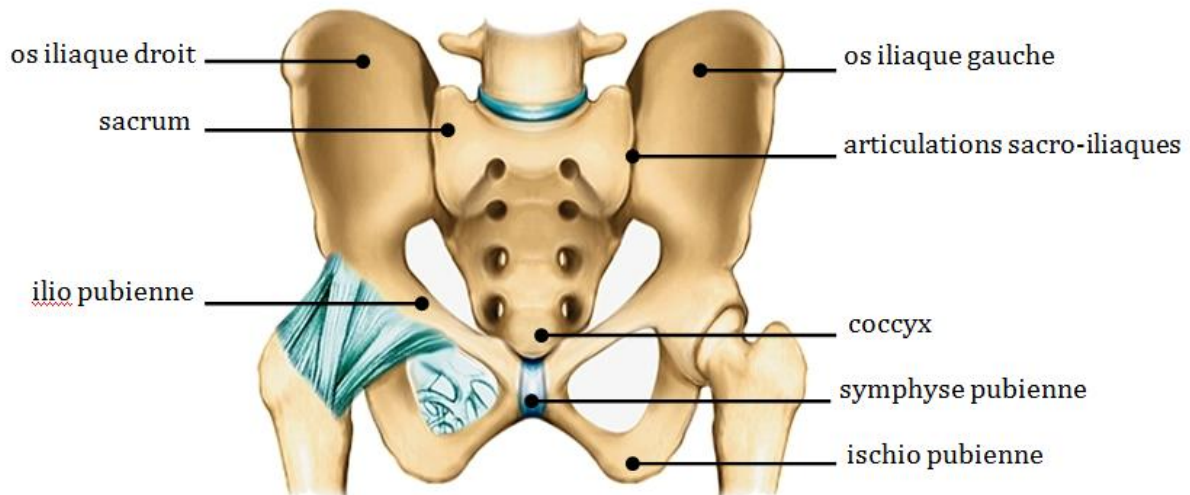


Figure 3. Anatomie du bassin [6].

1.3.2. La cuisse

La cuisse est un segment du membre inférieur situé entre la hanche et le genou. Le squelette de la cuisse se compose d'un seul os, le fémur (Figure 4). C'est un os long, constitué d'un corps (diaphyse) et de deux extrémités, une supérieure (épiphyse proximale : extrémité proche du tronc) et une inférieure (épiphyse distale : loin du tronc). L'épiphyse proximale présente la tête fémorale, formant les deux tiers d'une sphère, dirigée en haut, en dedans et un peu en avant. Le col unit la tête aux trochanters et forme avec la diaphyse un angle physiologique dit d'inclinaison ($I=125^\circ$) dans le plan frontal. De la même manière, celui-ci présente avec l'axe des condyles un angle physiologique de déclinaison ou d'antéversion ($D=30^\circ$) dans le plan horizontal (torsion interne physiologique de l'axe longitudinal du fémur). Le grand trochanter se situe à la partie basse du col. L'épiphyse distale présente une surface articulaire composée de deux éléments en demi-cercles, les condyles. Une surface concave, la trochlée, sépare les condyles.

Ces derniers n'ont pas les mêmes courbures, le condyle interne est plus convexe que l'externe. Ils s'articulent avec les glènes du tibia pour former l'articulation du genou.

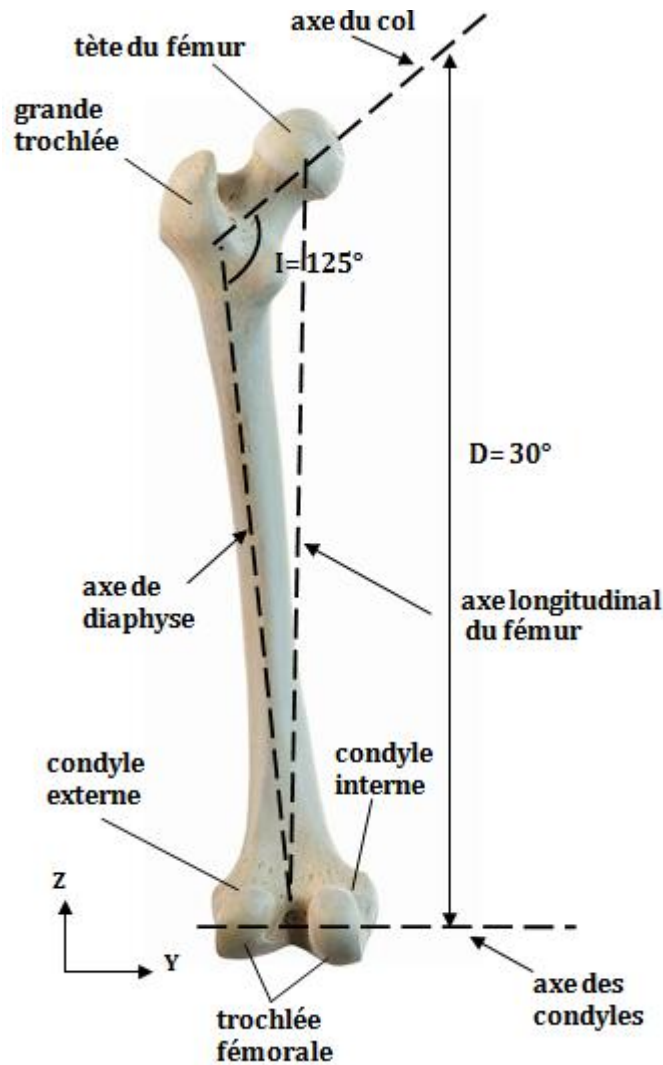


Figure 4. Fémur droit dans le plan frontal, I: angle d'inclinaison, D: angle de déclinaison [5].

1.3.3. La jambe

La jambe est composée de deux os, le tibia et le péroné qui sont à la fois solidaires et mobiles lors des mouvements de la cheville (Figure 5). Le tibia est un os long, constitué d'une diaphyse et de deux épiphyses. A l'épiphyse proximale se trouve le plateau tibial qui présente deux surfaces articulaires concaves, les glènes. Sur la face antérieure du plateau se situe la tubérosité antérieure du tibia (TTA). La partie distale du tibia et du péroné constitue la mortaise tibio-péronière ou la pince tibiale malléolaire. Celle-ci forme une articulation prismatique constituée de la malléole tibiale (interne), de la face interne concave de l'extrémité inférieure du tibia et de la malléole externe appartenant au péroné.

Il existe une torsion physiologique externe du squelette jambier ($T=20^\circ$) entre l'axe des compartiments tibiaux et l'axe des malléoles. En effet, la malléole externe est en arrière par rapport à la malléole interne, ceci est dû à la position de retrait du péroné par

rapport au tibia. Cette torsion permet d'axer correctement le pied sur le reste du squelette jambier lors de la marche.

La mortaise tibio-péronière s'emboîte sur l'astragale pour former l'articulation de la cheville.

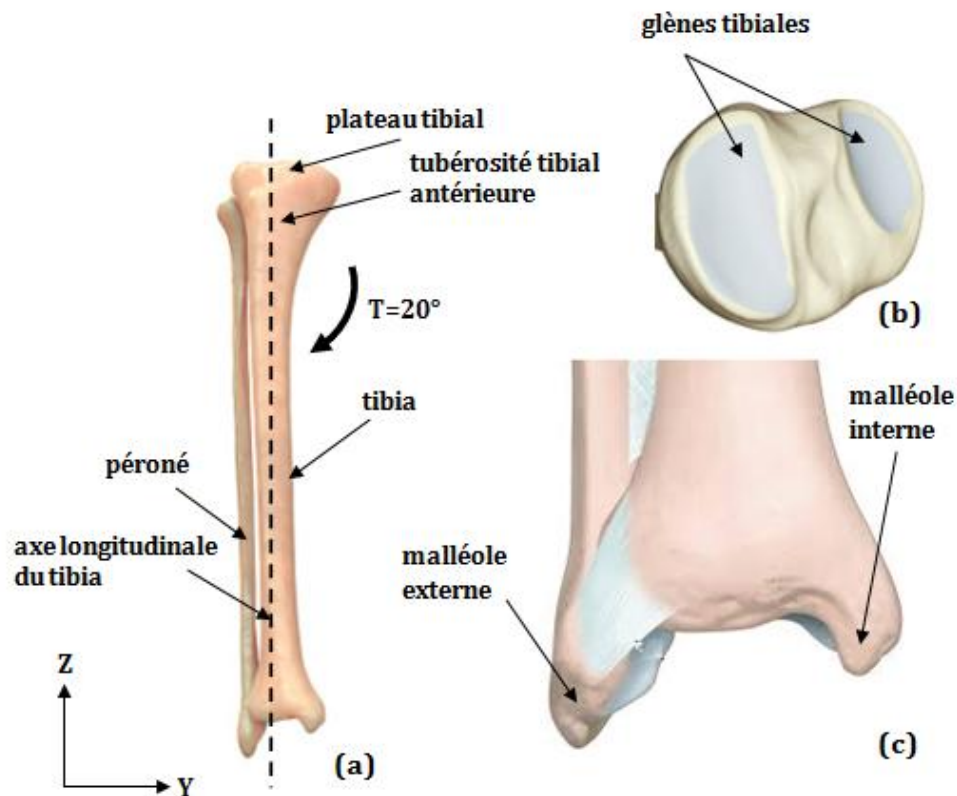


Figure 5. Tibia et péroné droit [5] ; a) plan frontal, b) plateau tibial, c) mortaise tibio-péronière.

1.3.4. Le pied

Le pied est composé de 26 os organisés en voûte. On distingue trois groupes d'os, l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied (Figure 6). Le squelette de l'arrière-pied est formé de deux os, le calcanéum et l'astragale. L'astragale est situé au-dessus du calcanéum. A l'avant, une surface convexe sur l'astragale correspond à une surface concave sur le calcanéum. A l'arrière, une surface concave sur l'astragale correspond à une surface convexe sur le calcanéum. L'articulation de ces deux os s'appelle l'articulation sous-astagalienne. Le médio-pied ou tarse antérieur est assemblé de cinq os, le scaphoïde, le cuboïde et les trois os cunéiformes. L'avant-pied se présente comme un groupement de cinq colonnes de petits os formant des rayons qui sont composés chacun d'un métatarsien et de phalanges formant le squelette de l'orteil. On nomme premier rayon la colonne des os formant le gros orteil et ainsi de suite pour les suivants.

L'arrière-pied est raccordé au médio-pied par l'articulation médio-tarsienne (ou interligne de Chopart). L'articulation tarso-métatarsienne (ou interligne de Lisfranc)

unit le médio-pied à l'avant des cunéiformes et du cuboïde avec l'avant-pied à l'arrière des bases métatarsiennes. Les têtes des métatarsiens et les premières phalanges sont reliées par les articulations métatarso-phalangiennes. Les phalanges sont assemblées par les articulations inter-phalangiennes [5].

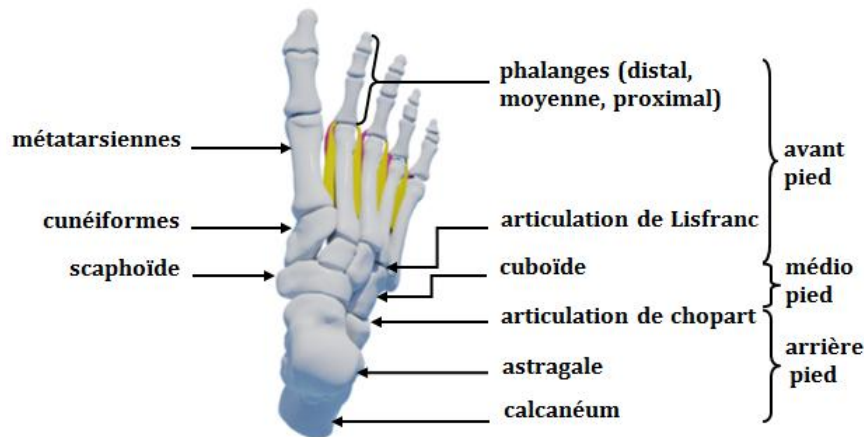


Figure 6. Os et articulations du pied (plan horizontal).

1.4. La marche humaine

1.4.1. Définition

La marche humaine normale peut être définie comme un phénomène complexe qui implique la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant son déplacement vers l'avant [7]. Elle s'acquiert [8] à travers un processus d'apprentissage et les patterns caractéristiques de la marche dite normale prennent plusieurs années à se développer. Dans ce processus, un individu imprime des caractéristiques distinctives sur son pattern de marche avec implicitement la volonté de se déplacer de façon économique [9]. La vitesse de la marche varie entre 1.3 m/s et 1.64 m/s pour les sujets normaux [10,11].

1.4.2. Le cycle de marche

La marche est le déplacement du centre de masse dans la direction de progression du mouvement (dans un plan parallèle au plan sagittal). Le cycle de marche est le temps écoulé entre deux contacts successifs d'un seul pied. Ainsi, un cycle de marche commence lorsque le talon rentre en contact avec le sol et se termine lorsqu'il répond le même contact [12]. La durée du cycle est d'environ 1 seconde [13,14].

Un pattern de mouvements cycliques qui apparaît à chaque pas. Un cycle de marche découpé en diverses phases sert de référentiel de discussion à l'analyse de la marche humaine.

Les résultats de ces analyses sont en général normalisés par rapport à la durée du cycle de marche et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci. La figure 7 illustre un cycle de marche. Celui-ci est composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) et d'oscillation (environ 40% du cycle) des membres inférieurs droit et gauche. Le cycle de marche peut également être découpé en phases de simple et double appuis. La phase de simple appui (ou phase d'oscillation du membre controlatéral) est définie quand le pied est en contact avec le sol pendant que le pied du membre controlatéral oscille. Elle commence à l'instant de lever des orteils (LO) du pied oscillant et se termine à l'instant de contact initial (CI) du pied oscillant au sol. Lors de la phase de double appui, les deux pieds sont au sol pendant que l'ensemble du corps se déplace vers l'avant. Au cours du double appui, le poids du corps est transféré de la jambe arrière vers la jambe avant. Dans la littérature, il est courant de trouver un découpage plus fin du cycle de marche [15,16], (figure 8):

➤ La phase de freinage (0 à 10% du cycle de marche) :

Elle débute à CI (0 à 2%) et se termine environ à LO. Au cours de la phase de freinage, le CM est transféré vers la jambe avant en appui au sol. Elle permet également d'absorber le choc dû au contact du pied au sol et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant une certaine stabilité.

➤ La phase de début d'appui (10 à 30% du cycle de marche) :

Il s'agit de la première moitié de la phase de simple appui, permettant au corps de se déplacer vers l'avant au-dessus du membre inférieur en appui. Elle prend fin à l'instant où le CM atteint son apogée.

➤ La phase de fin d'appui (30 à 50% du cycle de marche) :

C'est la deuxième moitié de la phase de simple appui, représentant le déplacement du corps vers l'avant jusqu'au contact initial du pied controlatéral (CIC) au sol.

➤ La phase de propulsion (50 à 60% du cycle de marche) :

Cette phase correspond globalement à la deuxième phase de double appui. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant en transférant le CM du corps sur la jambe avant en appui.

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

Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le pied est placé latéralement au pied controlatéral en appui. Le rôle de cette phase et des deux suivantes permet au membre oscillant de se déplacer vers l'avant en évitant tout contact avec le sol.

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

Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le tibia est en position verticale.

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

Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante, La jambe qui réalise la fonction de support est appelé jambe d'appui. Lors de la phase de double appui, puisque les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol, la jambe d'appui est la jambe avant puisque celle-ci réalise la fonction de support. La distance parcourue vers l'avant par le pied oscillant de LO à CI est définie comme la longueur de pas. La cadence est définie comme le nombre de pas par unité de temps (en pas.min⁻¹). La vitesse de marche est la distance parcourue par unité de temps (en m.s⁻¹).

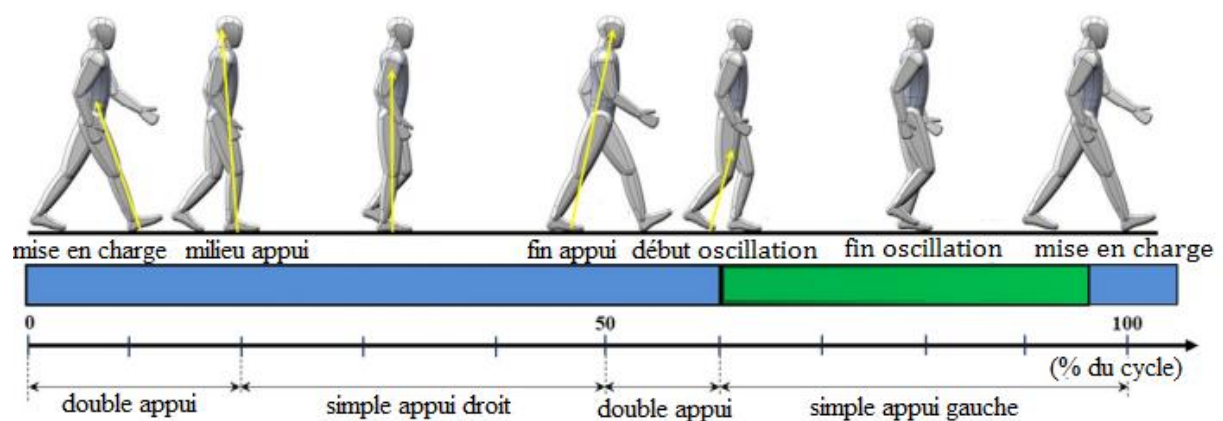


Figure 7. Division du cycle de marche (d'après A. de Vinck) Reproduite et adaptée de Willems [17].

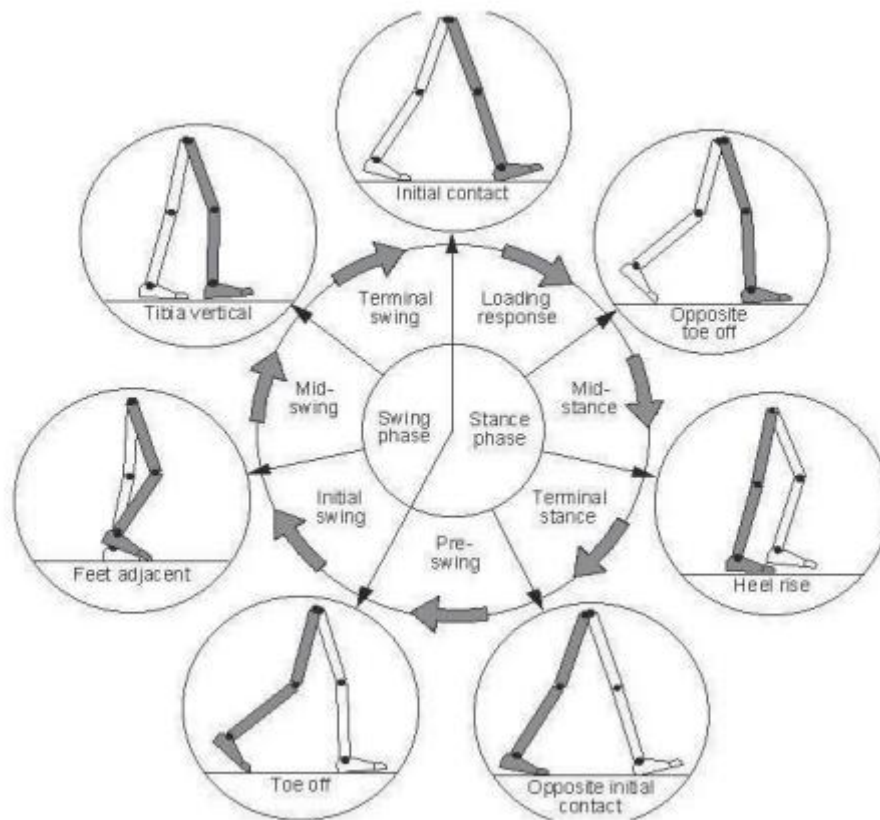


Figure 8. Représentation du cycle de marche d'après Whittle [18]

2. L'os Humain

2.1. Description de l'os

Les os (au nombre de 206) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle qui produit les cellules sanguines. D'un point de vue statique, les os assurent le soutien du corps et la protection de certaines viscères ou autre. D'un point de vue dynamique, ils représentent les éléments bras de levier de transmission des forces musculaires au cours du mouvement. Les os contiennent en outre les réservoirs de calcium que l'organisme peut mobiliser par résorption, selon ses besoins. De plus, les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines, véhiculés dans la circulation générale. Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels minéraux inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore, et du fluor en petites quantités). La plupart des os (à l'exception de ceux du crâne) apparaissent d'abord sous la forme d'une ébauche cartilagineuse qui s'ossifie ensuite au fur et à mesure de la croissance du nouveau-né. Deux méthodes fondamentales de classification

servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier). Les os axiaux sont les quatre-vingt os qui se répartissent le long de l'axe central, vertical du corps. Ils soutiennent et protègent la tête et le thorax et comprennent le crâne et la colonne vertébrale (rachis). Les os appendiculaires, au nombre de cent vingt six, sont ceux qui forment les membres, c'est-à-dire les épaules et les hanches, les bras et les jambes, les mains et les pieds, les doigts et les orteils [19].

Les os du squelette ont des formes variables qui dépendent de leur fonction et de leur situation dans le corps [20]. On distingue (Figure 9) :

- les os longs, tels que le radius, l'humérus, et le fémur, qui se composent du corps, ou diaphyse, et des extrémités, ou épiphyses, où l'on trouve l'os spongieux.
- les os courts, tels que les os du carpe, les os du tarse, les phalanges de la main et du pied, et le calcanéum, plus petits et comportant de nombreuses surfaces articulaires.
- les os plats, tels que l'omoplate, le sternum, et les os du crâne, de faible épaisseur.
- les os irréguliers, tels que la vertèbre, ne pouvant pas être classés dans les groupes précédents.
- les os pneumatiques, tels que les os du crâne, contenant de l'air.
- les os sésamoïdes, tels que des os de la main ou la rotule, petits os situés dans l'épaisseur de tendons.

Les os sont composés d'une substance rigide, le tissu osseux et d'une substance molle, la moelle, rouge ou jaune, selon l'âge du sujet.

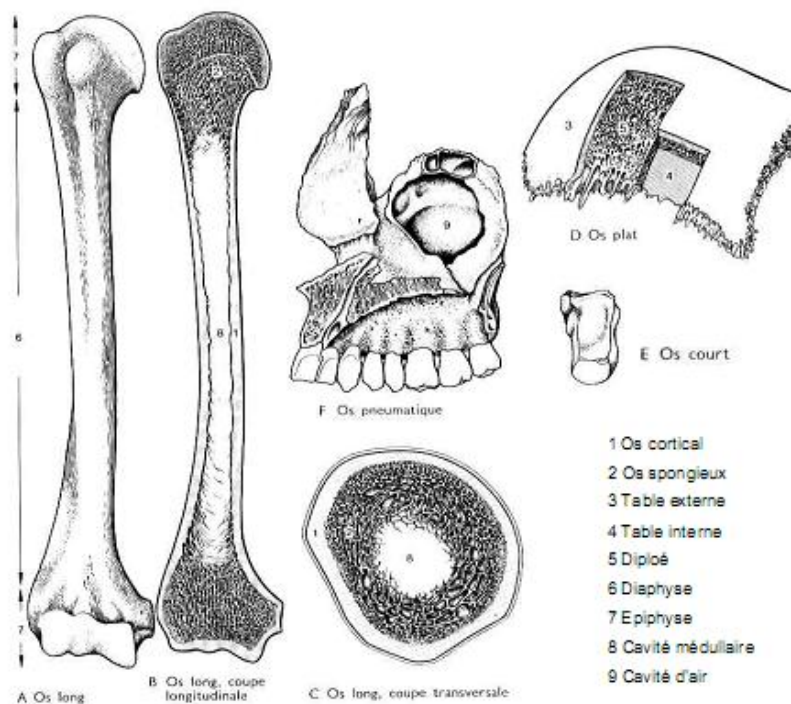


Figure 9. Organisation structurale des os [20].

2.2. Organisation du tissu osseux

On distingue pour tout os deux parties dans le tissu osseux proprement dit : l'os cortical (ou os compact) et l'os trabéculaire (ou os spongieux). Ces deux parties sont recouvertes sur leur surface externe par une membrane appelée le périoste, et sur la surface interne par l'endoste [19] (Figure 10).

2.2.1. L'os cortical

Il est composé d'unités cylindriques de 100 à 500 μm de diamètre orientées parallèlement à l'axe de l'os et appelées ostéons ou système de Havers (Figure 11). Chaque unité est formée de plusieurs couches de lamelles concentriques formées de matrice osseuse. Cette matrice osseuse constitue 80% du volume total de l'os cortical.

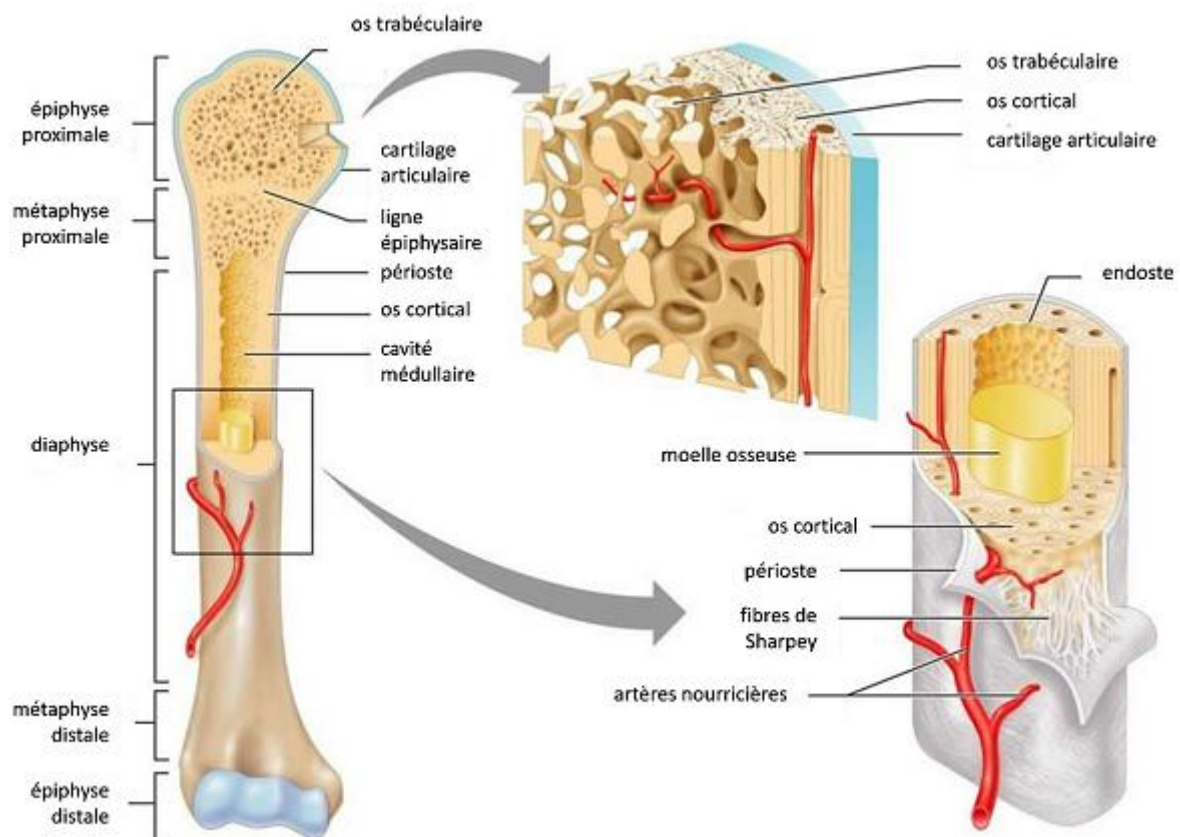


Figure 10. Organisation anatomique d'un os long.

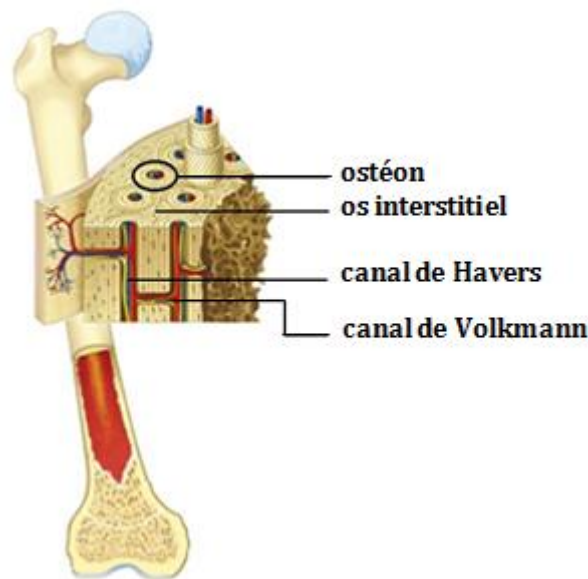


Figure 11. Représentation d'une coupe d'un os long : structure de l'os cortical.

2.2.2. L'os trabéculaire

Il est composé de travées osseuses et on le trouve plutôt dans les épiphyses et les métaphyses des os longs ou dans les os plats, non porteurs (Figure 10). Son rôle est principalement homéostatique (maintien de l'équilibre physiologique) mais il permet aussi de diriger les contraintes vers l'os cortical.

Les travées limitent entre elles des cavités qui contiennent de la moelle osseuse. Dans les travées épaisses, on trouve quelques fois des ostéons, mais plus souvent des « paquets » osseux trabéculaire, appelés BSU pour Bone Structural Units, et du tissu interstitiel. Dans les travées moins épaisses, on trouve simplement des lamelles irrégulières, des lacunes et des canalicules contenant des ostéocytes.

2.2.3. Le périoste

Le périoste est une fine membrane fibreuse conjonctivo-élastique implantée tout autour de l'os, sauf au niveau des surfaces cartilagineuses, des insertions tendineuses et des os sésamoïdes. Il assure la croissance en épaisseur de l'os et contient le réseau lymphatique périosté. Il est composé d'une couche externe de tissu conjonctif dense, et d'une couche interne ostéogénique hypervascularisée (cambium). Il est fermement attaché à l'os cortical par des fibres perforantes (fibres de Sharpey) [21,22].

2.2.4. L'endoste

L'endoste est la fine membrane de tissu conjonctif sur les surfaces internes de l'os. Il recouvre les travées de l'os spongieux dans les cavités médullaires et tapisse les canaux qui traversent l'os compact. Comme le périoste, l'endoste contient à la fois des ostéoblastes et des ostéoclastes.

2.3. Le remodelage osseux

En tant que structure adaptée, adaptable et optimisée, l'architecture osseuse est continuellement régénérée par apposition et résorption locale d'os : c'est le remodelage osseux. L'os compact et l'os spongieux sont composés d'unités morphologiques élémentaires ou BSU (« Basic Structural Units ») qui sont visibles en lumière polarisée. Ces processus de formation et résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un sujet en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse, mais le processus de remaniement n'est pas uniforme. Chaque année, un homme adulte renouvelle 25 % de son os trabéculaire et 4 % de son os cortical [23].

Ce phénomène physiologique du remodelage osseux peut être schématisé de la façon suivante [24] : les ostéoblastes apposent de l'os aux endroits réclamant plus de renfort, pendant que les ostéoclastes assurent la résorption là où l'os devient inutile dans ses fonctions mécaniques. La destruction ostéoclastique et la reconstruction ostéoblastique s'enchaînent dans le temps et l'espace à l'échelle microscopique.

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration de calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir à quel moment, et s'il est nécessaire de démarrer le remodelage.
- Le second processus dépend des efforts mécaniques agissant sur le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puissent remplir sa fonction de soutien des tissus mous, et pour cela, choisit l'endroit du remaniement.

Le remodelage se déroule de façon cyclique en quatre phases (Figure 12) :

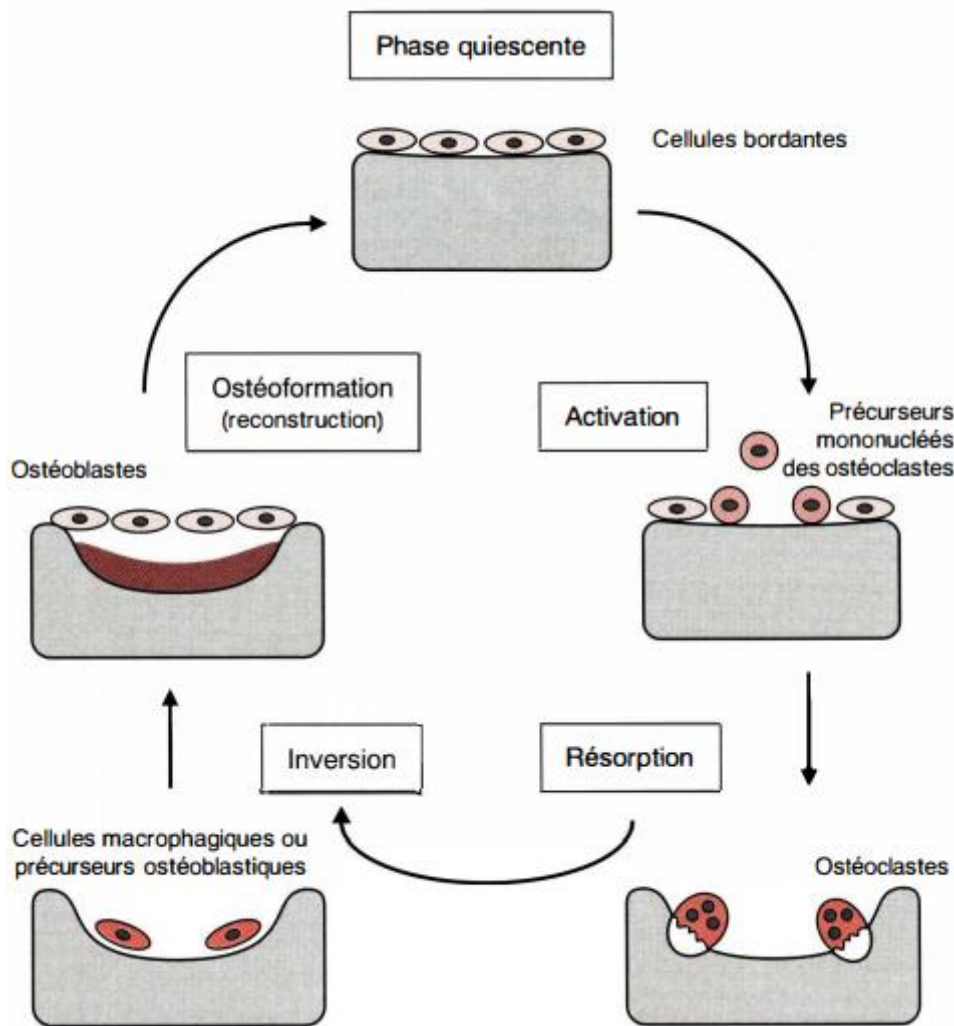


Figure 12. Description du remodelage osseux.

- **Phase d'activation** : le long de la surface osseuse inactive recouverte de cellules bordantes, ou ostéoblastes quiescents, surviennent les précurseurs mononucléés des ostéoclastes.
- **Phase de résorption** : l'os ancien est résorbé par les ostéoclastes.
- **Phase d'inversion** : les ostéoclastes sont remplacés par des cellules mononucléées.
- **Phase de reconstruction (ostéoformation)** : les ostéoblastes colonisent la lacune et la comblent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors des ostéocytes.

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement auxquelles il est soumis, hypothèse proposée par Wolff il y a plus d'un siècle, doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer le remaniement osseux. De nombreuses hypothèses ont été faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécanosensitives.

En effet, elles capteraient les signaux mécaniques et seraient régulateurs de la masse osseuse (MO) en agissant sur les cellules actrices du remodelage (ostéoclastes, ostéoblastes). Ces hypothèses sont dues au fait que les ostéocytes se révèlent être les candidates appropriées pour ce rôle de par leur architecture et leur position favorable dans la matrice extracellulaire osseuse.

Il est à souligner, que récemment, une nouvelle hypothèse a été avancée par Qui et al. En effet, selon ces auteurs, la mort cellulaire des ostéocytes serait à l'origine du phénomène de remodelage osseux. Quoiqu'il en soit, le débat reste ouvert sur l'activité cellulaire liée au remodelage osseux.

2.4. Les mécanismes de la perte osseuse

L'ostéoporose, un des problèmes majeurs de la santé publique, est un domaine en pleine évolution du fait de l'allongement de l'espérance de vie dans les pays occidentaux et du développement des moyens diagnostiques qui tendent à modifier la définition même de l'ostéoporose. Il convient cependant de distinguer l'ostéopénie, simple diminution de la masse osseuse (MO) et témoin d'une fragilité osseuse qui n'est pas toujours associée à une fracture, de l'ostéoporose, maladie due à la raréfaction du volume osseux et associée à des fractures [23].

2.5. L'ostéoporos

L'ostéoporose est une maladie du squelette, caractérisée par une diminution de la masse de l'os et une détérioration de la structure interne du tissu osseux. Elle rend les os plus fragiles et accroît donc considérablement le risque de fractures. Les recherche en cours visent à mieux comprendre les mécanismes de cette maladie, et à développer de nouvelles cibles thérapeutiques.

2.6. Comportement mécanique de l'os

2.6.1. L'os cortical

2.6.1.1. Propriétés élastiques

Nous avons vu au paragraphe précédent que l'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée. C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope [25,26]. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction.

Différentes techniques expérimentales ont permis de déterminer les propriétés mécaniques de l'os cortical :

- utilisation des ultrasons [25,27], méthode non destructive permettant de déterminer les coefficients élastiques à partir d'un seul échantillon.
- caractérisation par essais mécaniques, traction ou compression [26].

Les propriétés élastiques isotropes transverses ou orthotropes de l'os cortical humain sont données dans le tableau 1 suivant, où E et G sont respectivement le module d'Young et le module de cisaillement, exprimés en GPa. Les coefficients de Poisson sont notés ν .

Les variations observées entre les valeurs s'expliquent par les différences entre les méthodes de mesures utilisées et également de la localisation de l'échantillon considéré. On remarque une valeur du module d'Young beaucoup plus important dans la direction longitudinale. On retrouve ainsi le fait que les propriétés mécaniques dépendent fortement de l'orientation des ostéons.

Ceci est également le cas pour les valeurs des contraintes à la rupture. Les valeurs obtenues par Reilly et coll. [26], à partir d'essais réalisés en traction et en compression, sont données tableau 2, et sont exprimés en GPa. apparaît clairement que les contraintes sont plus importantes dans le sens longitudinal que dans le sens transversal.

	Isotropie transverse		Orthotropie	
	Reilly et coll [26]	Yoon et coll [25]	Reilly et coll [26]	Van Buskirk [27]
	Essais mécaniques (compression)	Ultrasons	Essais mécaniques (traction)	Ultrasons
E1	11.7	18.8	12.8	13
E2	11.7		12.8	14.4
E3	18.2	27.4	17.7	21.5
G12				4.74
G13		8.7	3.3	5.85
G23			3.3	6.56
ν_{12}	0.63	0.31	0.53	0.37
ν_{13}				0.24
ν_{23}				0.22
ν_{21}	0.63		0.53	0.42
ν_{31}	0.38	0.28	0.41	0.40
ν_{32}	0.38		0.41	0.33

Tableau 1. Caractéristiques élastiques de l'os compact humain.

	Module d'Young en traction (MPa)		Module d'Young en compression (MPa)	
	Longitudinale	Transverse	Longitudinale	Transverse
Reilly et coll [26]	135±15.6	53±10.7	205±17.3	131±20.7

Tableau 2. Contrainte à la rupture de l'os compact humain.

2.6.1.2. Propriétés viscoélastiques

L'os cortical montre une dépendance par rapport à la vitesse de déformation. McElhaney [28] a étudié le comportement en compression sur des os humains et bovins. Pour une vitesse de déformation comprise entre $0.001s^{-1}$ et $1500s^{-1}$, la loi logarithmique suivante définit la relation entre le taux de déformation $\dot{\epsilon}$ et la contrainte maximale de compression σ :

$$\sigma = 11.3\ln(\dot{\epsilon}) + 230.5$$

Il a également déterminé que l'énergie absorbable est maximale pour des vitesses de déformation comprises entre $1s^{-1}$ et $10s^{-1}$.

Le même type de loi a été utilisée par Wright et Hayes [29], qui ont procédé à des essais de traction sur des éprouvettes osseuses de bœuf. Pour une vitesse de déformation comprise entre $0.00053s^{-1}$ et $237s^{-1}$, la relation obtenue s'écrit :

$$\sigma = 29.86\ln(\dot{\epsilon}) \pm 57.93M + 203.04$$

Lakes et Katz [30,31] ont étudié le comportement de l'os cortical en relaxation et ont montré que ce comportement est dépendant du taux de déformation, ce qui fait que l'os cortical présente des caractéristiques viscoélastiques.

Notons que le comportement viscoélastique de l'os compact peut-être décrit par un modèle de Zener [32]. L'auteur a montré que cette modélisation permet de décrire qualitativement le comportement en fluage et en relaxation de l'os, ainsi que la sensibilité au taux de déformation.

2.6.2. L'os spongieux

2.6.2.1. Propriétés élastiques

Les dimensions des trabécules osseuses et sa structure particulière rendent très difficiles les mesures des propriétés mécaniques de l'os spongieux. Les propriétés mécaniques en compression ont été recensées dans le tableau 3.

	Module d'Young en compression (MPa)	Contrainte à la rupture (MPa)
Tibia (partie distale)	1.4-500	0.2-45
Fémur (partie distale)	7.6-2942	0.98-22.5
Fémur (partie proximale)	20.68-9800	0.21-16.2
Vertèbre	1.1-428	0.06-15

Tableau 3. Caractéristiques mécaniques en compression de l'os trabéculaire humain [28]

Il apparaît qu'il existe une grande variabilité du module d'Young de l'os spongieux. Il ressort clairement de ces mesures une relation entre les caractéristiques mécaniques de l'os et la zone de prélèvement de l'échantillon testé.

De nombreuses études ont montré que le module d'Young est relié à la densité apparente (grandeur représentant la quantité de matière osseuse par unité de volume). Plusieurs types de relation ont pu être déterminés. Hobatho et coll. [33] ont déterminé des relations en tenant compte de la localisation dans la matériau. Dans chaque cas, ils ont élaboré une loi linéaire, une loi non linéaire et une loi puissance, qui ont été comparées afin de déterminer le meilleur modèle. Notons également qu'Ashman et coll. [34] ont proposé une relation linéaire et que plusieurs études [35,36] ont permis de définir une loi reliant le module d'Young de l'os spongieux au cube de sa densité. La contrainte à la rupture serait, quand à elle, proportionnelle au carré de la densité.

De plus, il apparaît clairement que l'os trabéculaire est anisotrope [37]. La résistance à la pression est maximale suivant l'axe vertical des travées dans les vertèbres lombaires et parallèle aux systèmes trabéculaires au niveau du col fémoral. Ashman et coll [38] ont établi une description des propriétés d'anisotropie et d'élasticité de l'os trabéculaire. Ashman et coll [34] ainsi que Turner et coll [39] ont mesuré les modules d'Young et de cisaillement de l'os spongieux. Les essais ont été réalisés sur des échantillons de tibia humain, en faisant l'hypothèse d'orthotropie. Les résultats des mesures des coefficients élastiques sont donnés dans le Tableau 4 et sont exprimés en MPa.

	Ashman et coll. [34]	Turner et coll. [39]
E1	346 (218)	292 (122)
E2	457 (282)	359 (179)
E3	1107 (634)	784 (250)
G12	98 (66)	81 (38)
G13	132 (78)	67 (54)
G23	165 (94)	144 (75)

Tableau 4. Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain

2.6.2.2. Propriétés viscoélastiques

L'os trabéculaire présente également des propriétés viscoélastiques. Carter et Hayes [36] ont montré que les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent du taux de déformation. Ils ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire, au cours d'un essai de compression. Ils ont établi une relation entre le taux de déformation $\dot{\epsilon}$, la densité apparente ρ_{app} et la contrainte maximale de compression σ :

$$\sigma = 68\dot{\epsilon}^{0.06}\rho_{app}^2$$

De plus, ils ont montré que pour des vitesses de déformation supérieures à $10s^{-1}$, la moelle modifie considérablement les caractéristiques mécaniques de l'os spongieux, et peut absorber une grande quantité d'énergie lors d'un choc. Linde et coll [40] ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire et ont obtenu une relation similaire à l'équation précédente :

$$\sigma = (-5.8 + 37.1\rho_{app})\dot{\epsilon}^{0.073}$$

Cette équation est linéaire en ρ_{app} et permet donc d'extrapoler des propriétés mécaniques pour des vitesses de déformation très faibles.

Deligianni et coll [41] ont étudié la relaxation de l'os spongieux au cours d'essais de relaxation. Ils ont montré que la fonction de relaxation dépend du niveau de déformation, ce qui indique que l'os trabéculaire présente un comportement viscoélastique. Bowman et coll [42] ont décrit le comportement en fluage de l'os trabéculaire. Leur étude a montré que ce matériau présente un comportement triphasique lors d'une expérience de fluage. Une phase initiale rapide, une deuxième phase plus lente puis une phase rapide de rupture sont observées. Leurs résultats

indiquent que le taux de déformation $\dot{\epsilon}$ et la contrainte normalisée σ/E_0 sont reliées par une loi puissance :

$$\dot{\epsilon} = 6.74 \times 10^{12} \left(\frac{\sigma}{E_0}\right)^{15.52}$$

Il ressort également de cette étude que l'os trabéculaire a un comportement en fluage, similaire à l'os cortical.

Keaveny et Hayes [43] ont présenté une étude complète sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Toutes ces études montrent clairement que la réponse mécanique de l'os spongieux est viscoélastique. Ceci s'explique parfaitement de part sa constitution biphasique. En effet, comme nous l'avons au paragraphe précédent, l'os trabéculaire contient une phase solide, avec les trabécules, et une phase fluide, avec le liquide interstitiel. Sous compression, le déplacement de fluide interstitiel, ainsi que la viscosité inhérente de la matrice solide, contribuent au comportement viscoélastique apparent de l'os trabéculaire [44].

De même que pour l'os compact, des modèles mécaniques viscoélastiques ont été introduit pour décrire le comportement de l'os spongieux. Kafka et Jirova [45] ont modélisé le constituant visqueux à l'aide d'un modèle de Maxwell, en considérant les trabécules comme ayant un comportement élastique. Ils ont montré l'importance de la prise en compte du constituant visqueux dans la modélisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire. Sous chargement, un tiers de la charge est créé par le fluide visqueux. D'autre part, le flux du fluide visqueux génère un gradient de pression, qui induit des forces appliquées à l'os [46]. Le fluide interstitiel joue ainsi un rôle important dans le comportement de l'os, en particulier sous compression [44]. Sous ce types de chargement, la résistance hydraulique, correspondant à la pression hydrostatique locale, est réduite et le comportement viscoélastique est plus prononcé [41].

CONCLUSION

Dans ce chapitre on a présenté la description sur le corps humain qui est constitué du membre supérieur et membre inférieur. Et nous avons également expliqué dans ce chapitre, le tissu osseux qui est un matériau complexe, possédant des propriétés mécaniques très différentes, suivant le type de tissu osseux considéré. Et on a parlé aussi sur l'ostéoporose ,c'est quoi ce maladi ?, et enfin un détail sur le comportement mécanique de l'os.

REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE

- [1] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist* 1977; 1(2): 104-9.
- [2] Ali BENAÏSSA. (2015). Étude des effets du chargement mécanique sur la durabilité des implants dentaires, Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès, Algérie.
- [3] Williams M., Lissner H.R., Le Veau B.F. (1986) « Biomécanique du mouvement humain, une introduction », Mount Royal, Québec: Décarie Éditeur, 2^e Ed.
- [4] Jean Philippe LEPOUTRE. (2007). Modélisation biomécanique du mouvement : Vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie, UNIVERSITÉ DU SUD TOULON - VAR, France.
- [5] Kapandji I.A. (1996) « Physiologie articulaire, Tome 2 : membre inférieur », Maloine, 5^e Ed, 384 p.
- [6] Brizon J., Castaing J. (1988) « Arthrologie des membres », Les feuillets d'anatomie, fascicule III, préparation des concours hospitaliers et des examens de la faculté de médecine, 49 p.
- [7] Perry J. (1992). *Gait analysis : normal and pathological function*. SLACK incorporated. Piazza S. et Delp S. (1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 29(6): 723–733.
- [8] Inman V., Ralston H., Todd F. et Lieberman J. (1981). *Human walking*. Williams & Wilkins Baltimore.
- [9] Kuo A. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed–step length relationship. *Journal of biomechanical engineering*, 123: 264.
- [10] Dahlstedt S (1978) *Slow pedestrians: walking speeds and walking habits of old aged people* Stockholm: The Swedish Council for Building Research, Report 2:1977
- [11] Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns M, Simon SR (1991) Biomechanical gait analysis in obese men *Archives of physical medicine and rehabilitation* 72:1065-1070.
- [12] Kaufman KR, Sutherland DH (2006) Kinematics of normal human walking *Human walking* 3:33-52
- [13] Bouisset S (2002) *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Elsevier Masson,
- [14] Perry J, Davids JR (1992) *Gait analysis: normal and pathological function* *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12:815

- [15] HESSAS Samir. (2017) Développement d'un Outil d'extraction de Paramètres Cinématiques Et Dynamiques De La Marche Humaine, Université M'hamed Bougara-Boumerdes, Algérie.
- [16] Chris HAYOT. (2010) Analyse biomécanique 3D de la marche humaine: Comparaison des modèles mécaniques, Université de Poitiers, France.
- [17] Willems, P. A., B. Schepens, and C. Detrembleur. 2012. 'Marche normale', Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-007-B-75: 30.
- [18] Whittle, M. Gait analysis : an introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, 1991.
- [19] Emmanuelle LEFÈVRE. (2015) Caractérisation multimodale des propriétés de l'os cortical en croissance, Aix-Marseille Université, France
- [20] CABROL C. Anatomie 1. Appareil locomoteur. Paris : Flammarion, 1995, 417 p.
- [21] Allen MR, Hock JM, Burr DB. Periosteum: biology, regulation, and response to osteoporosis therapies. Bone. 2004;(35):1003-12.
- [22] Dwek JR. The periosteum: what is it, where is it, and what mimics it in its absence? Skeletal Radiol. 2010;(39):319-23.
- [23] Hélène Follet. Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire. Sciences du Vivant [q-bio]. INSA de Lyon, 2002. Français.
- [24] GRABOWSKI T., Principes d'anatomie et de physiologie. 2ème ed. Québec :De Boeck Université, 1994, p.156-157.
- [25] Yoon, H.S. and Katz, J.L., Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II Measurements of elastic properties and microhardness. Journal of Biomechanics, 1976. 9: p. 459-464.
- [26] Reilly, D.T. and Burstein, A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics, 1975. 8: p. 393-405.
- [27] Van Buskirk, W.C., Cowin, S.C., and Ward, R.N., Ultrasonic measurements of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. Journal of Biomechanical Engineering, 1981. 103: p. 67-71.
- [28] McElhaney, J.H., Dynamic response of bone and muscle tissue. Journal of Applied Physiology, 1966. 21: p. 1231-1236.
- [29] Wright, T.M. and Hayes, W.C., Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density. Medical and Biological Engineering, 1976: p. 671-679.

- [30] Lakes, R.S., Katz, J.L., and Sternstein, S.S., Viscoelastic properties of wet cortical bone - I. Torsional and biaxial studies. *Journal of Biomechanics*, 1979. 12: p. 657- 678.
- [31] Lakes, R.S., Katz, J.L., and Sternstein, S.S., Viscoelastic properties of wet cortical bone - II. Relaxation mechanisms. *Journal of Biomechanics*, 1979. 12: p. 679-687.
- [32] Kraus, H., On the mechanical properties and behavior of human compact bone.
- [33] Hobatho, M.C., Rho, J.Y., and Ashman, R.B., Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. "In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques". Part II. Eds. Van der Perre G., Lowet G., Borgwardt A., Leuven, 1992: p. 7-38.
- [34] Ashman, R.B., Rho, J.Y., and Turner, C.H., Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics*, 1989. 22: p. 895-900.
- [35] Gibson, L.J., The Mechanical Behavior of Cancellous Bone. *Journal of Biomechanics*, 1985. 18(5): p. 317-328.
- [36] Carter, D.E. and Hayes, W.C., The compressive behavior of bone as two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1977. 59(7): p. 954-962.
- [37] Marcelli, C. and Sébert, J.L., Architecture et résistance mécanique osseuses, E. Masson, Editor. 1993. p. 27-28, 49-50, 97-98.
- [38] Ashman, R.B., Corin, J.D., and Turner, C.H., Elastic properties of cancellous bone: measurement by a technique. *Journal of Biomechanics*, 1987. 20(10): p. 979-986.
- [39] Turner, C.H., Cowin, S.C., Rho, J.Y., Ashman, R.B., and Rice, J.C., The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 1990. 23.: p. 549-561.
- [40] Linde, F., Norgaard, P., Odgaard, A., and Soballe, K., Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate. *Journal of Biomechanics*, 1991. 24(9): p. 803-809.
- [41] Deligianni, D.D., Missirlis, Y.F., and Kafka, V., Determination of material constants and hydraulic strengthening of trabecular bone through an orthotropic structural model. *Biorheology*, 1994. 31(3): p. 245-257.
- [42] Bowman, S.M., Keaveny, T.M., Gibson, L.J., Hayes, W.C., and McMahon, T.A., Compressive creep behavior of bovine trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 1994. 27(3): p. 301-310.
- [43] Keaveny, T.M. and Hayes, W.C., A 20-Year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1993. 115: p. 534-542.

[44] Biot, M.A., Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media. *Journal of Applied Physics*, 1962. 38: p. 2450-2455.

[45] Kafka, V. and Jirova, J., A structural mathematical model for the viscoelastic anisotropic behaviour of trabecular bone. *Biorheology*, 1983. 20: p. 795-805.

[46] Sikavitsas, V.I., Temenoff, J.S., and Mikos, A.G., Biomaterials and bone mechanotransduction. *Biomaterials*, 2001. 22(19): p. 2581-93.

CHAPITRE II

La Biomécanique du Genou

INTRODUCTION

Le genou humain est une articulation complexe située entre la jambe et la cuisse, au dessous du centre de gravité du corps. Il est souvent considéré comme un organe de transmission biologique comparable à un convertisseur de couples. Dans ce contexte mécanique, les surfaces articulaires sont considérées comme des paliers de support, les muscles sont les organes moteurs ou frein du système et les ligaments assurent la liaison pour la transmission.

Durant les différentes activités quotidiennes, cette articulation est exposée à des chargements et des mouvements importants, pouvant dans certain cas dépasser la limite des capacités mécaniques de ses composantes. Plusieurs travaux antérieurs ont mentionné que la force de compression sur le joint du genou varie de 2 à 4 fois le poids du corps humain dans des activités quotidiennes comme la marche, la montée d'escalier... Ces forces peuvent atteindre même 11 fois le poids corporel durant la pratique de certaines activités sportives (football, ski,...). Ces charges importantes sont responsables des blessures et des douleurs observées dans l'articulation du genou, comme la déchirure du ménisque, la rupture des ligaments et l'ostéoarthrite (OA). Ceci montre bien que les pathologies sont assez nombreuses au niveau de genou humain et le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter.

En cas d'arthrose avancée, lorsque les traitements médicaux ne suffisent plus à soulager les douleurs, la chirurgie peut être envisagée. On propose à certains patients une prothèse du genou afin de remplacer l'articulation abîmée.

L'emplacement d'une prothèse totale de genou se fait sous anesthésie générale et dure plusieurs heures. Une assistance informatique permet au chirurgien de positionner le plus précisément possible la prothèse de genou. Pour cela, deux guides sont fixés de chaque côté de l'articulation. Ils permettront au système de repérer grâce à des caméras infrarouges la position du tibia par rapport à celle du fémur.

Le chirurgien utilise ensuite un guide de coupe pour tailler le plateau tibial à l'horizontale. Puis il répète le même geste sur le fémur. Le tibia et le fémur sont alors prêts à recevoir les différents éléments de la prothèse. Le chirurgien intervient d'abord sur le tibia où il fixe la première partie de la prothèse. L'autre partie est quant à elle fixée sur la tête du fémur.

Après vérification du bon équilibre ligamentaire, le chirurgien recoud les muscles qui vont entourer le nouveau genou. Après la pose d'une prothèse de genou, les patients doivent suivre un programme de rééducation de plusieurs mois pour retrouver une articulation souple et sans douleur.

Dans le chapitre qui suit, une description sommaire de l'anatomie du genou humain et les prothèses du genou .

1. Anatomie du genou humain

Le genou humain est une articulation qui permet de joindre la jambe à la cuisse. D'un point de vue anatomique, cette structure complexe est constituée de deux jointures : la jointure tibio-fémorale qui assure la liaison entre le fémur et le tibia, et la jointure patello-fémorale qui décrit les mouvements de la patella par rapport au tibia [1]. L'articulation tibio-fémorale est formée de plusieurs surfaces non congruentes; les condyles fémoraux ainsi que le plateau tibial. Ce dernier est formé de deux cavités glénoïde: la cavité glénoïde médiale et la cavité glénoïde latérale[2]. Dans la partie centrale du plateau, ces deux cavités se redressent pour former le massif de l'épine tibiale (Figure 1). Ce massif crée un pivot de rotation qui s'engage dans l'échancrure intercondylienne (qui sépare les deux condyles fémoraux).

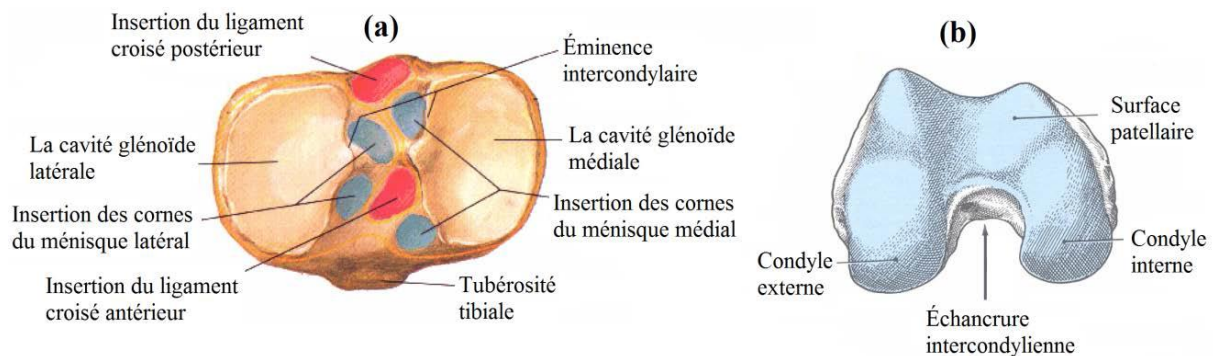


Figure 1. Surfaces articulaires, (a) vue supérieure du tibia après ablation des ligaments et du cartilage, (b) vue inférieure du fémur.

Chacune des surfaces de l'articulation tibio-fémorale est couverte par des couches de cartilage d'épaisseurs variables, entre lesquelles s'interposent les ménisques (disposés entre le tibia et le fémur). La cohésion de cette articulation est assurée par un ensemble de ligaments ainsi que par la patella. On distingue le ligament croisé antérieur (LCA), le ligament croisé postérieur (LCP), le ligament collatéral médial (LCM) et le ligament collatéral latéral (LCL). Les deux premiers aident à la stabilité antéropostérieure ainsi qu'à la flexion extension, et les deux derniers assurent la stabilité latérale [3]. Au fur et à mesure que la flexion du fémur s'amorce, un contact additionnel, par le biais des couches de cartilage, s'opère entre le fémur et la rotule. La figure 2.(a) et la figure 2.(b), présentent respectivement, les différents constituants et les différents mouvements (essentiellement des mouvements de flexion et des mouvements d'extension auxquels s'y associent des rotations dans les autres plans) de l'articulation du genou.

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser principalement à la jointure tibio-fémorale qui apparaît comme la partie principale de cette articulation. Cependant, il est important de noter que la jointure patello-fémorale est d'une grande importance dans l'articulation du genou. Elle permet notamment de diminuer les forces exercées sur les tendons extenseurs du genou en modifiant le bras de levier du mécanisme extenseur du genou.

De plus, la patella permet de limiter l'extension du genou et d'éviter un glissement trop important vers l'avant du fémur sur le plateau tibial.

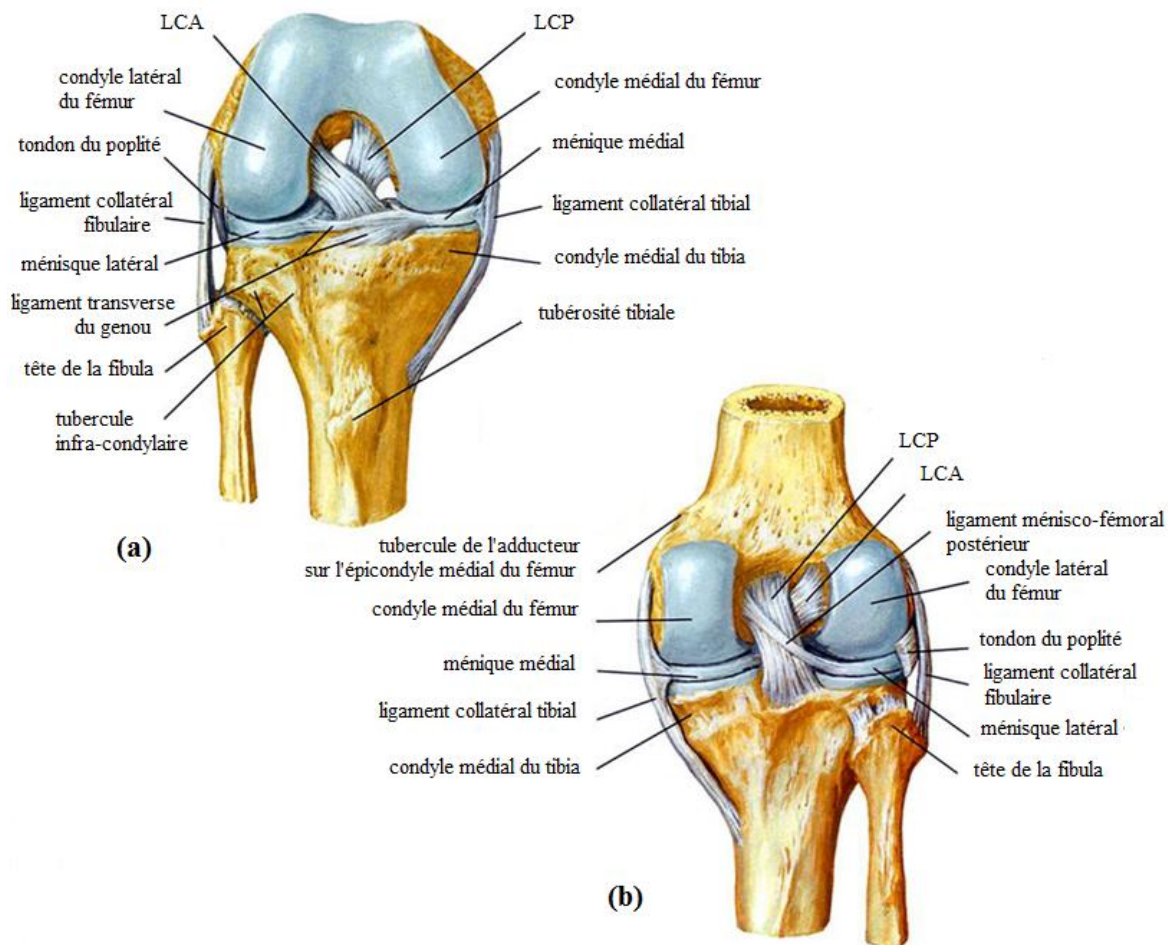


Figure 2. Genou droit en: (a) flexion, (b) pleine extension [4].

1.1. Le cartilage articulaire

Le cartilage est un tissu vivant épais de 1 à 5 mm suivant les articulations et qui se renouvelle environ tous les 3 mois. C'est un tissu spécialisé, un peu particulier puisqu'il n'est ni vascularisé ni innervé. Il se compose des couches de substance blanchâtre qui recouvrent les surfaces articulaires du fémur (distale), du tibia (proximale) et de la rotule (postérieure). Ce tissu élastique offre une surface ferme, lisse et de coefficient de frottement très faible qui facilite les mouvements du genou au cours des différentes activités quotidiennes. En utilisant la technique de sonde à aiguille (needle probe technique), [5] ont mesuré in-vitro l'épaisseur du cartilage de 11 articulations de cadavres humains, et ont rapporté des épaisseurs variables le long de la surface articulaire. Soit de 1.65 à 2.65 mm sur les condyles fémoraux et de 1.54 à 2.98 mm sur les plateaux tibiaux. Toutefois, l'épaisseur peut atteindre 5mm sur la surface de contact de la rotule. Sa fonction consiste à assurer le glissement des extrémités osseuses et permettre l'amortissement et la transmission des charges.

Le cartilage articulaire est composé principalement par des fibres de collagènes (Principalement du type II), des protéoglycannes et de l'eau avec des pourcentages respectives de 50-73% (du poids sec), 15-30% (du poids sec) et 58-80% (du poids total) [6-12]. La composition et la structure du cartilage change à travers son épaisseur [13-15]. Plusieurs travaux histologiques et mécaniques [13, 16-18], ont montré que le cartilage articulaire est constitué de différentes couches histologiques. Avec le changement dans la composition et la structure, on distingue quatre couches (Figure 3):

- La couche superficielle : elle est en contact avec le liquide synovial et sert de surface de glissement. Elle représente environ 5 à 10% de la hauteur totale du cartilage. Cette couche peut être subdivisée en deux zones: la zone en contact avec le liquide synovial et la zone la plus profonde qui contient des chondrocytes plats et ellipsoïdaux disposés parallèlement à la surface articulaire. Les fibres de collagène sont orientées parallèlement à la surface articulaire.
- La couche transitionnelle (couche moyenne): dans cette couche les fibres de collagène sont orientées d'une manière aléatoire [16] et moins dense que celle de la surface articulaire. L'épaisseur de cette zone représente environ 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage.
- La couche profonde : dans cette couche, les fibres de collagène sont orientées perpendiculairement à la surface articulaire. Cette couche est par ailleurs, la région la plus pauvre en eau et la plus riche en protéoglycannes [19]. Elle représente 40 à 45% de l'épaisseur total du cartilage articulaire .
- La couche calcifiée (couche basale) : c'est la zone la plus rigide du cartilage articulaire. Elle est en contact directe avec la plaque osseuse et représente 5 à 10% de hauteur du cartilage .

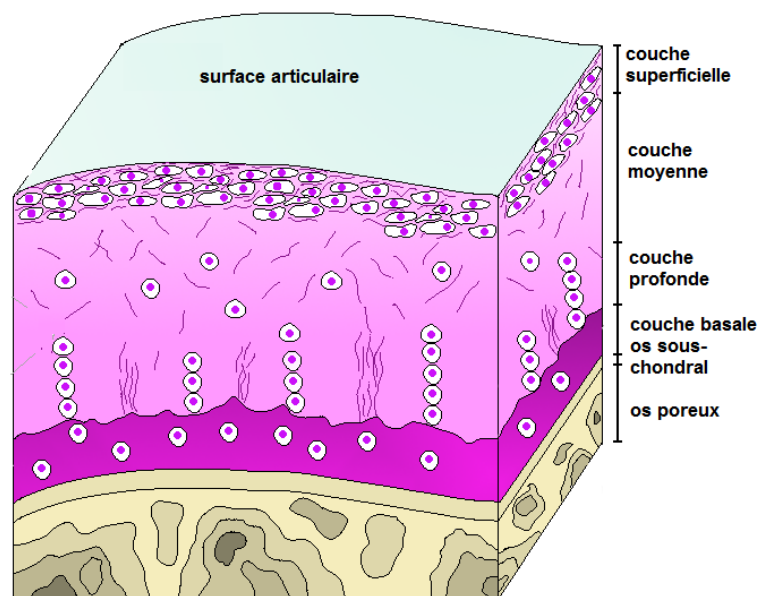


Figure 3. Les différentes couches du cartilage articulaire [20].

1.2. Ménisque

Les ménisques sont des structures fibro-cartilagineuses de forme semi lunaire qui assurent la congruence des surfaces articulaires fémoro-tibiales. Ils permettent une répartition harmonieuse des forces sur le plateau tibial. Etant déformables, ils assurent également un rôle d'amortissement et d'absorption [21]. La stabilité des ménisques est assurée par différents ligaments : le ligament transverse qui lie les 2 ménisques entre eux, les ligaments méniscaux-fémoraux aussi connus sous le nom de ligament de Humphrey et Wrisberg qui lient la corne postérieure du ménisque latéral au condyle fémoral médial et les attaches de chaque corne au plateau tibial (Figure 4).

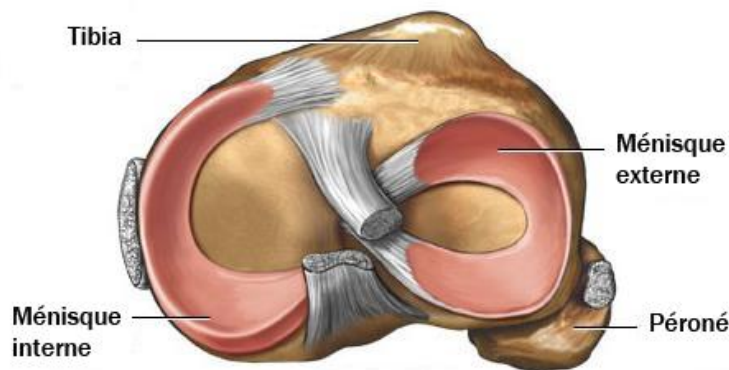


Figure 4. Vue en coupe transversale du genou droit

Les propriétés mécaniques des ménisques ont été intensivement étudiées par plusieurs auteurs, sous des forces de compression, de tension et de cisaillement [22-25]. Il a été montré dans des tests de compression que les propriétés viscoélastiques sont dépendantes de l'organisation des tissus. Les propriétés en tension quant à elles, dépendent de l'organisation spatiale des fibres de collagène à travers les différentes couches de ménisque [24]: ce qui confirme l'existence d'une direction privilégiée pour les fibres de collagène (circonférentielle) sur laquelle s'appuie le modélisation des tissus comme des matériaux composites.

1.3. Ligaments

Les ligaments sont assimilables à des "rubans élastiques" fibreux et relient les os entre eux. Ils jouent un rôle majeur dans la stabilité du genou. Le pivot central est constitué de deux ligaments se trouvant entre les plateaux tibiaux et l'extrémité du fémur, les ligaments croisés. Ils assurent majoritairement la stabilité dans le sens antéro-postérieur. Le ligament croisé antérieur (LCA) stabilise vers l'avant le mouvement du tibia sous le fémur tandis que le ligament croisé postérieur (LCP) stabilise vers l'arrière le même mouvement (Figure 5). Les ligaments latéraux relient les bords extérieurs et intérieurs du fémur et du tibia-péroné. Le ligament latéral interne (LLI) empêche la bascule de la jambe vers l'extérieur, tandis que le ligament latéral externe empêche la

bascule de la jambe vers l'intérieur. Enfin le tendon rotulien (techniquement assimilé à un ligament) représente le prolongement du tendon du muscle quadriceps et attache la partie basse de la rotule au tibia [26].

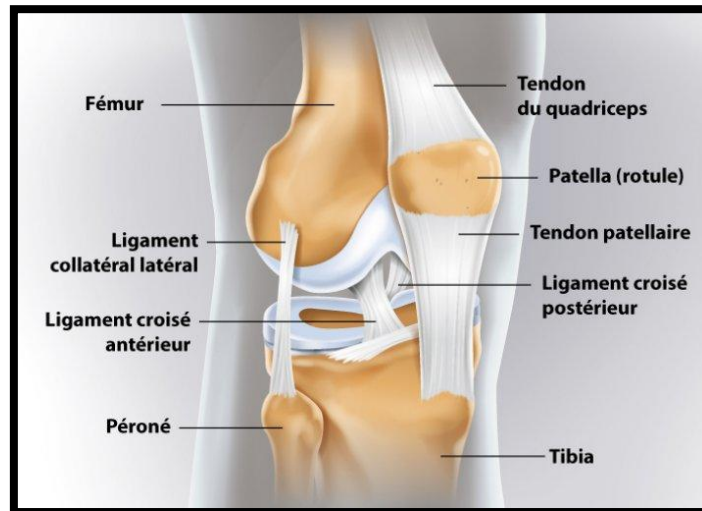


Figure 5. Les ligaments du genou humain

1.4. L'arthrose du genou

L'arthrose est une maladie articulaire dégénérative caractérisée par une usure graduelle du cartilage et une altération progressive des structures articulaires. Affectant principalement les doigts, les genoux et les hanches, elle représente une des principales causes d'incapacités physiques, en particulier par la douleur et les limitations quotidiennes qui touchent les patients qui en souffrent. Bien que l'arthrose du genou ne peut être guérie, vous pouvez stabiliser sa progression, voire retarder ou même prévenir l'apparition de lésions articulaires plus graves, notamment par un diagnostic précoce et par une action sur les phénomènes biologiques et mécaniques modifiables qui sont à l'origine de l'arthrose (Figure 6).

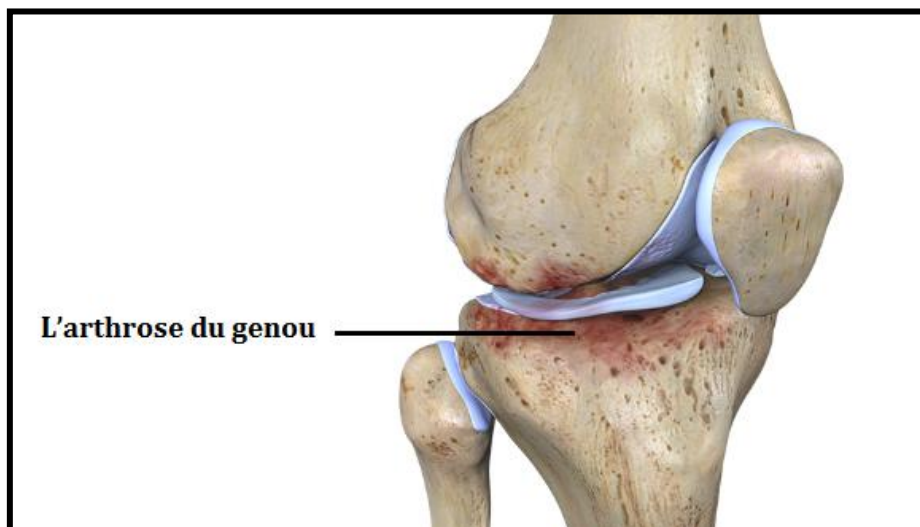


Figure 6. L'arthrose du genou

2. La biomécanique du genou

2.1. Flexion-extension

Le mouvement de flexion-extension est le mouvement principal du genou. Son amplitude est mesurée à partir d'une position de référence obtenue lorsque l'axe de la jambe est dans le prolongement de l'axe de la cuisse. Chez les sujets sains, l'angle d'hyper-extension va de 5 à 10°, l'angle de flexion active va de 120° (si la hanche est en extension) à 140° (si la hanche est fléchie) et l'angle de flexion passive atteint 160°.

Le mouvement de flexion-extension est la résultante de deux mouvements de base (Figure 7) :

1. Le roulement des condyles fémoraux vers l'arrière des plateaux tibiaux assimilable à une roue sur une surface plane adhérente (Figure 7.a).
2. Le glissement des condyles sur les plateaux tibiaux assimilable à une roue qui patine (Figure 7.b).

Ainsi les condyles commencent par rouler sans glisser, puis le glissement devient progressivement prédominant sur le roulement si bien qu'en fin de flexion les condyles glissent sans rouler. Les ménisques suivent les condyles et glissent sur les plateaux tibiaux. Ainsi, même si cette articulation est dite "en charnière" (ginglyme), ce n'est qu'une représentation approximative [26].

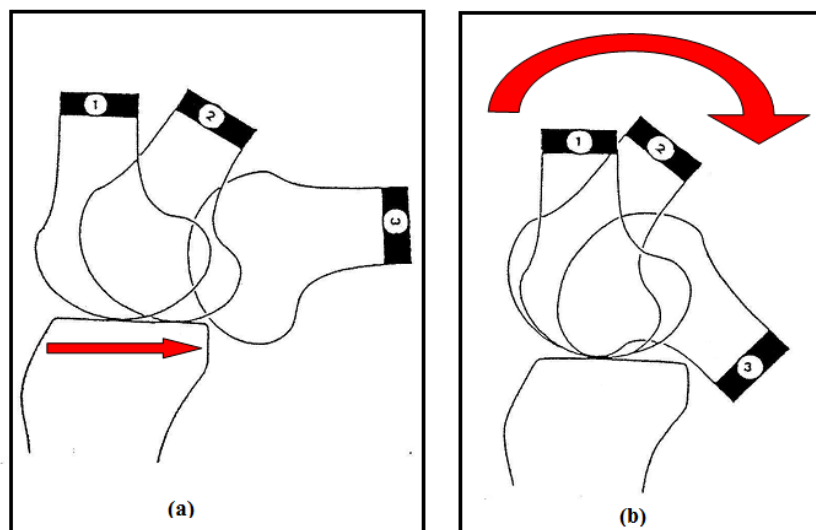


Figure 7. Les mouvements de genou: (a) roulement, (b) glissement [27].

Cependant, ce mouvement est différent suivant le condyle ; pour le condyle interne, ce roulement n'a lieu que pendant les 10 à 15 premiers degrés de flexion tandis que pour le condyle externe ce roulement se poursuit jusqu'à 20° de flexion. Ainsi le condyle externe recule plus que l'interne lors de la flexion. Sur la figure I.8 on constate que la flexion fait reculer le condyle interne de a en a' (5–6mm) et le condyle externe de b en b' (10–12mm), engendrant ainsi une rotation interne de 20° (Figure 8). Cette différence de

recul est due à la différence des rayons de courbure des condyles ainsi qu'à l'orientation des ligaments latéraux [26].

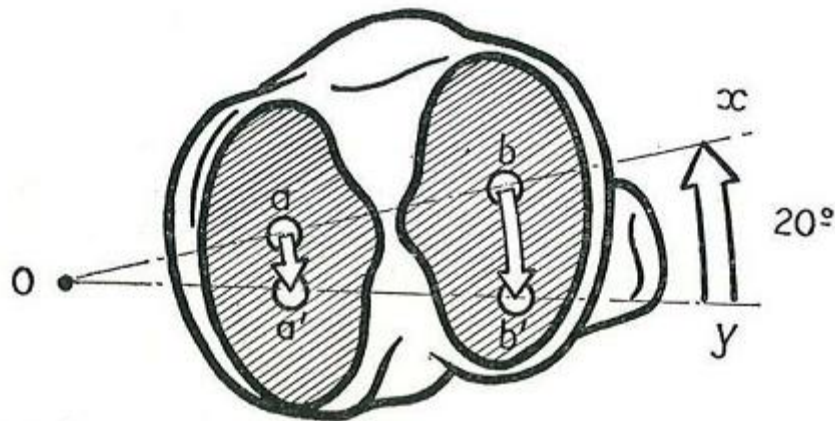


Figure 8. Mise en évidence de la rotation automatique lors de la flexion du genou [27].

Lors de la flexion, la rotule se déplace dans un plan sagittal dans la trochlée. On peut montrer simplement l'utilité de cet os d'un point de vue mécanique. En effet, sa présence permet d'augmenter le bras de levier du tendon rotulien, ce qui accroît nettement l'efficacité du quadriceps.

2.2. Rotation axiale

La rotation active de la jambe autour de son axe longitudinal ne peut être effectuée que genou fléchi. La rotation externe est de 40° contre 30° pour la rotation interne mais ces valeurs maximales varient avec le degré de flexion. On a vu qu'une rotation interne automatique de 20° intervient lors du fléchissement.

Lors de la rotation externe, le condyle externe avance sur le plateau tibial externe tandis que le condyle interne recule. Lors de la rotation interne, l'inverse se produit. Cependant ces mouvements ne sont pas parfaitement similaires, car le condyle interne se déplace relativement peu tandis que le condyle externe a une course plus importante, d'où un angle de rotation externe légèrement plus élevé (Figure 9) [28].

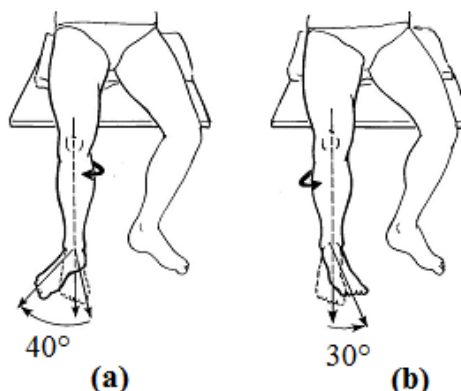


Figure 9. Les rotations du genou: (a) externe, (b) interne.

3. Les prothèses du genou

Les prothèses articulaires de genou sont des dispositifs médicaux implantables (DMI) utilisés pour remplacer une surface articulaire dégradée, à l'origine des manifestations cliniques observées.

On entend par DMI : « tout dispositif destiné à être implanté en totalité dans le corps humain ou à remplacer une surface épithéliale ou la surface de l'œil, grâce à une intervention chirurgicale, et à demeurer en place après l'intervention. Est également considéré comme dispositif implantable tout dispositif destiné à être introduit partiellement dans le corps humain par une intervention chirurgicale et qui est destiné à demeurer en place après l'intervention pendant une période d'au moins trente jours » [29].

A ce titre, elles appartiennent à la classe III des dispositifs médicaux (DM) [29]. Elles se différencient selon la surface articulaire remplacée.

Il existe ainsi plus de vingt sociétés commercialisant des prothèses de genou et proposant une large gamme d'implants visant à répondre aux différentes situations cliniques.

Les matériaux utilisés, généralement un alliage de chrome et de cobalt, du titane ou de l'acier inoxydable [30], sont conçus pour restituer à l'articulation un mouvement le plus physiologique possible. La prothèse comporte un couple de friction, constitué d'une pièce métallique qui vient glisser sur une pièce en matière plastique de type polyéthylène de très haute densité.

Trois types de fixation se distinguent : la fixation cimentée, la fixation « hybride » et la fixation non cimentée, plus rarement utilisée.

Lors de la fixation cimentée, les matériaux sont lisses et « nus » tandis qu'ils sont recouverts de cristaux d'hydroxyapatite en l'absence de ciment dont l'aspect granuleux favorise l'ostéointégration.

Il est possible de ne pas cimenter les deux implants mais un seul, on parle alors de fixation « hybride ». Dans ce cas, il s'agit le plus souvent de l'implant tibial. L'ensemble des données issues de l'analyse de la littérature ne permet pas de conclure à la supériorité d'une technique de fixation sur l'autre, le choix devant être laissé à la compétence du chirurgien selon le contexte anatomique et la qualité de l'os [31].

3.1. Historique du développement des premières prothèses du genou

Les premières tentatives d'élaboration de prothèses de genou datent du XIX^{ème} siècle (Verneuil, Péan, Gluck). Ces premiers essais utilisaient initialement des matériaux comme le caoutchouc, le platine ou l'ivoire. L'amélioration des alliages métalliques comme le vitallium constitua une première avancée notable (1938 - Venable & Stuck) [32].

3.2. Les différentes prothèses articulaires du genou

Les prothèses de genou sont classées en fonction des compartiments articulaires qu'elles remplacent.

3.2.1. Les prothèses unicompartmentales (PUC)

Un seul compartiment est remplacé. Elles nécessitent pour être posées l'intégrité du ligament croisé antérieur (LCA), ce qui justifie parfois la réalisation d'une IRM préopératoire pour s'en assurer.

Il est recommandé que ce type de prothèse soit implanté par des chirurgiens orthopédistes ayant une connaissance et une expérience de la chirurgie prothétique du genou, l'intervention chirurgicale étant complexe [33]. La survie de ces prothèses est moins bonne comparativement aux prothèses tricompartmentales (PTG) bien que l'intervention chirurgicale soit moins « délabrante », la durée du séjour hospitalier réduite et les taux de complications et de réadmissions plus faibles [33]. En fonction du compartiment remplacé on distingue les deux types de prothèses suivants:

3.2.1.1. Les prothèses unicompartmentales fémoro-tibiales (PUC FT)

Les prothèses fémoro-tibiales comprennent un implant fémoral unicompartmental (condyle prothétique métallique remplaçant le condyle fémoral touché) et un implant tibial unicompartmental (embase tibiale métallique). L'implant tibial peut posséder un tampon de polyéthylène fixé ou non sur l'embase tibiale [34] (Figure 10).



Figure 10. Prothèse fémoro-tibiale.

3.2.1.2. Les prothèses unicompartmentales fémoro-patellaires (PUC FP)

Les prothèses fémoro-patellaires comprennent un implant trochléen (trochlée prothétique métallique) et un implant patellaire (pièce rotulienne en polyéthylène). L'implant trochléen est fixé sur la face antérieure du fémur. La prothèse rotulienne en polyéthylène est positionnée sur la face postérieure de la rotule [35] (Figure 11).



Figure 11. Prothèse fémoro-patellaire.

3.2.2. Les prothèses tricompartmentales ou prothèses totales du genou (PTG)

Les PTG sont indiquées dans les atteintes articulaires touchant un ou plusieurs compartiments du genou. Elles sont composées d'un implant trochléen et bicondylien, d'un implant tibial et d'un implant patellaire. L'utilisation de ce type de prothèses vise à obtenir un genou davantage normo-axé dans les trois plans de l'espace et un équilibre ligamentaire en flexion et en extension.

Le mode d'union entre l'implant fémoral et tibial est plus ou moins contraint et dépendra de l'état ligamentaire du patient. Pour les prothèses à glissement, l'union est libre, tandis que les deux implants seront liés pour les prothèses à charnière.

Les données de la littérature rapportent un taux de reprise de l'ordre de 5 % à 9 ans, en particulier pour les PTG à glissement [36].

3.2.2.1. Les prothèses tricompartmentales à glissement

Les PTG à glissement sont utilisées en primo-implantation ou en reprise, visant à reproduire les mouvements physiologiques du genou. Elles sont caractérisées par l'absence d'union fixe entre l'implant fémoral et l'implant tibial, la stabilité du genou étant assurée par les formations ligamentaires périphériques du patient. Elles sont munies de plateaux fixes, le tampon de polyéthylène étant solidaire de l'embase métallique tibiale ou de plateaux mobiles avec un tampon de polyéthylène mobile. Une des contraintes observée avec l'utilisation d'un plateau fixe est l'apparition de micromouvements entre le polyéthylène et le plateau tibial, à l'origine de la formation de particules, responsables d'une ostéolyse et d'un descellement tibial. Au contraire, l'usage du plateau mobile entraîne une usure uniforme sur tout le plateau d'où un moins grand nombre de reprises et une majoration de la durée de vie de la prothèse.

Il existe différents modèles qui peuvent entraîner le sacrifice ou le maintien des LCP ou LCA. Cette notion de respect ou de sacrifice des ligaments croisés détermine des caractéristiques particulières de contraintes de la prothèse et donc des sous-groupes de PTG à glissement [36].

3.2.2.1.1. Sacrifice des deux ligaments croisés

Deux types de prothèses nécessitent un sacrifice des ligaments croisés: les prothèses dites « postéro-stabilisées » et les prothèses à congruence augmentée.

A. Les prothèses postéro-stabilisées

Le sacrifice des ligaments croisés nécessite la mise en place d'un système de stabilisation afin de réaliser les mouvements de flexion et d'extension. Les prothèses dites postéro-stabilisées sont ainsi munies d'un système de postéro-stabilisation de type « came/pivot », avec une came fémorale de forme variée. L'association à un plateau mobile permet de réduire les contraintes à l'interface prothèse-os [36, 37] (Figure 12).



Figure 12. Prothèse avec 3ème condyle fémoral.

B. Les prothèses à congruence augmentée

Les prothèses à congruence augmentée possèdent un dessin spécifique au niveau de leurs plateaux tibiaux augmentant la surface de contact entre le composant tibial et le composant fémoral, limitant le risque d'usure à la jonction FT et favorisant la stabilité de l'arthroplastie [36] (Figure 13).



Figure 13. Prothèse à plateau mobile.

3.2.2.1.2. Sacrifice du LCA et maintien du LCP

Ces prothèses nécessitent des implants de forme particulière afin de conserver le LCP. Dans ce cas, la résection osseuse au niveau fémorale est moindre du fait de l'absence de cage qui est observée à contrario pour les prothèses postéro stabilisées [38] (Figure 14).



Figure 14. Prothèse conservant le ligament croisé postérieur.

3.2.2.1.3. Maintien des deux ligaments croisés

Ces prothèses sont les moins contraintes, néanmoins leur utilisation est limitée du fait de la rareté des situations cliniques où la fonctionnalité des ligaments croisés est conservée [36] (Figure 15).

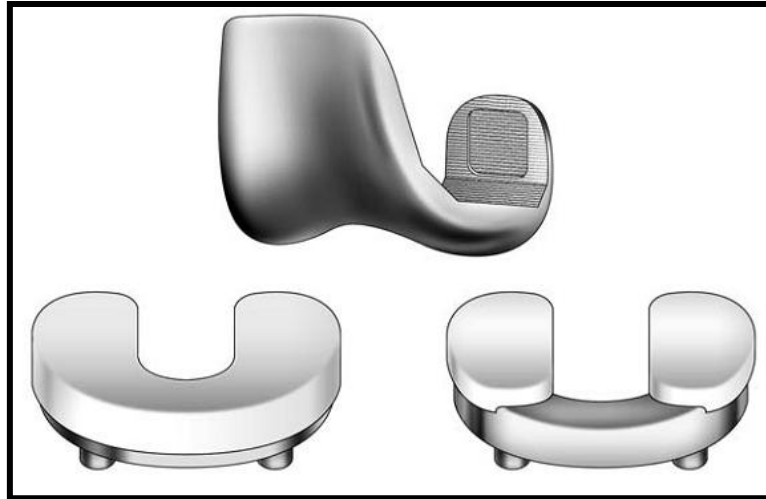


Figure 15. Prothèse gardant les deux ligaments croisés.

3.2.2.2. Les prothèses tricompartimentales à charnière

Il s'agit des prothèses les plus contraintes. Il existe une union fixe de type charnière entre l'implant fémoral et l'implant tibial, cette charnière peut avoir [39] :

- Soit un degré de liberté, autorisant les mouvements de flexion/extension : Prothèse charnière.
- Soit deux degrés de liberté, autorisant les mouvements de flexion/extension et de rotation axiale : Prothèse charnière-rotatoire.

Elle comporte également de longues tiges centromédullaires fémorales et tibiales, l'insert tibial peut être à plateau fixe ou mobile.

Elles sont utilisées en cas de destruction osseuse et/ou ligamentaire qui ne permet plus d'assurer la stabilité du genou c'est le cas par exemple lors d'une résection de tumeur, de pertes osseuses massives, en cas de déficit global du système ligamentaire (Figure 16).



Figure 16. prothèse tricompartimentale à charnière.

3.2.2.3. Les prothèses tricompartimentales pour la reconstruction épiphysaire ou épiphyso-métaphyso-diaphysaire

Ce type de prothèse est utilisé en cas des pertes osseuses majeures touchant les régions épiphysaires, métaphysaires ou diaphysaires, en première intention ou en reprise [36].

3.2.2.4. Les prothèses totales spéciales sur mesure

Les prothèses totales spéciales sur mesure sont réalisées à l'unité et adaptées à des mensurations atypiques d'un patient ou à l'état de genou ne permettant pas d'utiliser des prothèses disponibles sur le marché. Elles sont ainsi indiquées dans les situations suivantes :

l'absence de reconstruction lors d'une perte de substance osseuse d'origine tumorale, les morphologies atypiques de type nanisme ou gigantisme et certaines séquelles de traumatismes.

L'indication doit être validée lors d'une réunion de concertation pluridisciplinaire, incluant chirurgiens orthopédistes et oncologues. Leur prise en charge est soumise à l'obligation d'entente préalable conformément à l'article R. 165-23 du code de la sécurité sociale, afin d'apporter la preuve médicale que la pose d'un implant standard ou de reconstruction ne convient pas [31].

3.2.2.5. Les implants centro-médullaires à effet d'arthrodèse

Les implants centro-médullaires à effet d'arthrodèse, contrairement aux implants décrits précédemment, sont des implants articulaires non mobiles comprenant une tige fémorale et une tige tibiale solidarisées entre elles, interdisant ainsi toute

mobilité entre le fémur et le tibia. Ils sont utilisés en cas de perte de fonction de l'appareil extenseur et d'impossibilité de conservation de la mobilité du genou. L'objectif de ce dispositif est d'obtenir une arthrode FT, n'impliquant pas de procédés d'ostéosynthèse internes (clous centromédullaires, plaques, vis) ou externes (fixateurs externes tibio-fémoraux) [36].

3.2.2.6. Les « non-indications » et les contre-indications

Certaines indications ne sont pas favorables à la mise en place d'une PTG :

- une désaxation majeure dans le plan frontal et sagittal,
- une ostéopathie majeure.

D'autres indications constituent des contre-indications :

- des atteintes ligamentaires collatérales ou périphériques majeures,
- un capital osseux insuffisant pour une bonne fixation de l'implant,
- une réserve osseuse insuffisante ou une mauvaise couverture cutanée au niveau de l'articulation du genou,
- une allergie aux matériaux constitutifs des prothèses,
- l'état général du patient (troubles neurologiques, milieu septique, infections...).

3.2.3. Cas des implants patellaires

L'implant patellaire est commun à la prothèse FP et à la PTG, quel que soit le degré de contrainte. Ses indications sont celles des prothèses dont il constitue un des composants. Afin de limiter tout risque de métallose et la libération de débris métalliques imprégnant les tissus alentours, un implant monobloc cimenté en polyéthylène est préférable [36].

3.2.4. « Accessoires » complémentaires

Des cales ou des tiges d'extension peuvent être utilisées dans certains cas afin d'augmenter la surface d'ancrage de la prothèse et combler une perte de substance osseuse associée [36].

3.3. Caractéristiques des implants

Le couple de frottement de l'articulation fémoro-tibiale est le plus souvent un couple de frottement métal-polyéthylène. D'autres couples de frottement existent : le couple de frottement oxyde de zirconium-polyéthylène et céramique-polyéthylène [32].

Le couple de frottement de l'articulation fémoro-patellaire est un couple de frottement métal-polyéthylène.

Qu'il s'agisse des prothèses unicompartmentales fémoro-tibiales ou tricompartmentales, les caractéristiques des implants tibiaux et fémoraux sont les mêmes, c'est-à-dire [32]:

- l'implant fémoral est en alliage métallique le plus souvent (alliage de chrome-cobalt). Les propriétés recherchées allient la résistance, l'élasticité, la résistance à l'abrasion et une biocompatibilité. Les implants sont cimentés ou non cimentés ;
- l'implant tibial est constitué d'une embase métallique (en alliage de titane ou en chrome-cobalt), dans laquelle s'insère une pièce en polyéthylène fixe ou mobile, l'implant étant monobloc ou modulaire, ou bien intégralement en polyéthylène (ce qui impose un cimentage). L'insert en polyéthylène est fixe ou mobile (mouvement rotatoire et/ou antéro-postérieur) ;
- l'implant patellaire peut être un composant monobloc en polyéthylène seul, ou modulaire, constitué de l'association metal back et insert en polyéthylène.

4. Les Biomatériaux

4.1. Définition

La définition du terme « biomatériau » mérite d'être rappelée : il s'agit d'un matériau non vivant destiné à être en contact temporaire ou permanent avec des systèmes biologiques (tissus, organes ou fluides d'un être vivant) pour évaluer, traiter, augmenter ou remplacer un tissu, un organe, une fonction quelconque du corps humain [40]. Il faut noter qu'actuellement, les biomatériaux sont souvent associés pour former des objets plus complexes, par exemple une prothèse articulaire peut contenir du titane, être scellée avec un ciment méthacrylique, avoir des surfaces partiellement recouvertes de céramique (hydroxyapatite) et comporter des surfaces de glissement en polyéthylène. Actuellement, se développe l'utilisation de biomatériaux recouverts de molécules biologiques ou pré cultivés avec les cellules du patient pour accélérer l'intégration tissulaire ; ce domaine nouveau est celui de l'ingénierie tissulaire. La mise en place de biomatériaux dans le corps humain consiste donc à réunir une/des structure(s) inerte(s) et les cellules vivantes baignant dans les liquides extracellulaires. Le domaine des biomatériaux intéresse donc les médecins, les ingénieurs (chimie, métallurgie), les biologistes et les compagnies. Nous nous intéresserons surtout au devenir et au vieillissement des matériaux destinés à être mis en place en site osseux. Ils sont représentés par trois grandes classes, souvent associées : les métaux, les céramiques, les polymères.

Les biomatériaux prennent une part de plus en plus grande dans la médecine actuelle. Les applications des biomatériaux sont innombrables et intéressent les diverses spécialités : valves cardiaques, cathéters, cœur artificiel, prothèses articulaires, implants dentaires, dialyse, prothèses vasculaires et trachéales, lentilles cornéennes, cristallins artificiels... Plus de la moitié des biomatériaux fabriqués correspond à des objets

destinés à être mis en place en site intra-osseux, l'orthopédie, la chirurgie dentaire et l'implantologie sont donc les plus grands consommateurs.

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir et d'autre part être biocompatibles. Historiquement la biocompatibilité, a d'abord été appréhendée de manière passive, avec le développement de matériaux les plus inertes possibles vis-à-vis des tissus.

Aujourd'hui, une interaction positive est clairement visée, dans le but d'une intégration plus rapide et durable des implants et une guérison des tissus. On cherche alors des matériaux dits 'bioactifs', qui présentent une affinité avec les tissus environnant et permettent une intégration plus rapide des biomatériaux [41-43].

4.2. La biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte.

Elle se définit aujourd'hui, comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et le matériau de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre (aucun phénomène de rejet ni de toxicité n'est observé).

Elle peut donc être définie comme la compatibilité entre un système technique et un système biologique. C'est aussi l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément [44].

4.3. Les différentes classes des biomatériaux

Le domaine des biomatériaux est très vaste et regroupe plusieurs produits. Les développements récents des biomatériaux céramiques ou polymères pourrait nous donner l'impression qu'il n'y a plus d'avenir pour les biomatériaux métalliques [45]. En fait, si les céramiques et polymères présentent des caractéristiques intéressantes, ils présentent toujours des lacunes, spécialement dans leurs propriétés mécaniques. C'est pour quoi il est très important de penser en terme de biomatériaux métalliques, de rassembler les propriétés mécano-chimiques des deux types pour compenser leurs différentes faiblesses. Les différents types des biomatériaux peuvent être classés en quatre groupes :

- Les métaux et alliages métalliques.
- Les céramiques.
- Les polymères.
- Les autres matériaux d'origine naturelle ou composite.

4.3.1. Les métaux et alliages métalliques

Ce sont en quelques sortes les «ancêtres» des biomatériaux puisque ce sont les premiers qui ont été utilisés pour faire des implants [45].

Le plus important par les volumes est sans doute l'acier inoxydable, encore largement utilisé en chirurgie orthopédique. Son intérêt réside dans ses bonnes propriétés mécaniques et sa bonne résistance à la corrosion.

Il faut également mentionner les alliages de titane qui sont utilisés principalement en chirurgie orthopédique, implants dentaires, dans les stimulateurs cardiaques et les pompes implantables. L'un des avantages principaux du titane est sa bonne biocompatibilité: l'os adhère spontanément au titane (ostéoconductivité).

Les alliages à mémoire de forme sont une variante intéressante des alliages de titane. Nous pouvons citer pour exemples dans le domaine dentaire ou orthopédique. Les alliages métalliques utilisés en arthroplastie se subdivisent en trois groupes :

4.3.1.1. Alliages à base de titane

Deux types d'alliages sont utilisés: le Protasul 64 WF de nuance (Ti6Al4V) et le Protasul 100 de (Ti6Al7Nb). Contrairement au premier ce dernier ne contient pas de vanadium. Cet élément semble être à l'origine de réactions d'intolérance. Les deux alliages présentent d'excellentes propriétés de résistance à la fatigue. Cependant leur très faible dureté limite leur utilisation comme surface de frottement. Leur emploi comme aire de contact peut conduire à une usure abrasive du dioxyde de titane et à un risque trop important de corrosion en contact direct avec le matériau adhésif [46]. Les Protasul 64 WF et le 100 sont de propriétés mécaniques de résistance plus élevées que les aciers inoxydables par exemple et les alliages Cobalt-Chrome. Par contre, leur module de Young est environ deux fois moins important que celui de ces deux alliages comme le montre le Tableau 1.

Les alliages de titane présentent une très bonne résistance à la corrosion et surtout des propriétés mécaniques, (module de Young, résistance à la rupture et résistance à la fatigue), largement plus importantes que celles des autres biomatériaux (polymères, céramiques, ou métalliques).

Les alliages de titane présentent la possibilité de réduction du module d'élasticité tout en gardant une valeur élevée de la résistance métallique. En effet, les alliages caractérisés par le couple de propriétés : module de Young (faible) et résistance mécanique (élevée) [47], sont recherchés. Les alliages de titane permettent l'obtention d'un tel couple.

Le but recherché dans ce cas est d'avoir un module de Young de l'implant comparable à celui de l'os. La réduction du module d'élasticité de l'implant à base de titane peut être obtenue par le développement d'une couche poreuse en surface, d'une part, par le dépôt

d'une éponge de l'alliage à base d'hydroxyapatite ou de céramique, ou par l'utilisation des alliages β (TNZT) métastables d'autre part. Ces procédés permettent d'atteindre une valeur du module de Young égale au double de celle de l'os.

Alliages	Microstructure	Module d'élasticité E (Gpa)
Ti-6Al-4V	$\beta+\alpha$	100-105
Ti commercialement pur	α	100-105
Ti-15Mo-3Nb-0.3O	β_m	80
Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT)	β_m	55-60

Tableau 1. Composition et propriétés mécaniques des alliages forgés cas du Protasul 10[46].

4.3.1.2. Les alliages cobalt-chrome

Les alliages cobalt-chrome [48] sont principalement utilisés en chirurgie cardiovasculaire et orthopédique [49] (ex : Vitallium® : Co, Cr:28%, Mo:6%, Ni:2%). La formulation des alliages Co-Cr est directement liée aux procédés de fabrication. En effet, si la présence de carbone (0.35%) améliore la coulabilité des alliages, elle doit être minimisée dans le cas d'alliages forgés du fait de la formation de carbures qui réduisent la ductilité du matériau. Une teneur en Cr voisine de 25-30% confère aux alliages Co-Cr une bonne résistance à la corrosion du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxyde stable Cr_2O_3 alors que l'addition de 4 à 7.5 % de Mo ou de Ni provoque un durcissement par substitution (dû aux différences des rayons atomiques avec le Co).

Toutefois, il a été remarqué, dans les zones d'implants soumises à des frottements, l'arrachement de particules (0.5-35 μ m) contenant des ions toxiques Cr^{6+} et Co^{2+} [50] susceptibles de conduire au relâchement spontané des tissus entourant la prothèse.

4.3.1.3. Les alliages à base nickel

Les alliages Ni-Cr ont longtemps été appréciés pour la confection de prothèses dentaires [50], du fait de la ductilité de ces alliages à base de Ni qui les rendait facile à travailler. Toutefois, si l'addition de Cr (12%) et de Mo permet d'améliorer la résistance à la corrosion, la couche de passivation devient instable en présence d'acide. Les matériaux à base nickel ainsi susceptibles d'être sujets à la corrosion fissurant sont dorénavant peu employés. Certains alliages Ni-Ti [51] présentent l'intérêt exceptionnel de la mémoire de forme. Une application spectaculaire concerne la fabrication de filtres sanguins qui, injectés dans une veine sous forme compacte, se déploient au cours de la mise en équilibre thermique dans l'organisme. Malgré une amélioration de la résistance à la corrosion liée à la formation d'une couche stable de TiO_2 , ces alliages restent utilisés pour des implantations de courte durée d'application, ou dans le cas d'utilisation extracorporelle comme les actionneurs d'orthèses dynamiques programmables [52].

4.3.1.4. Les aciers austénitiques

Les aciers austénitiques présentant une dureté très élevée et une ténacité très importante sont surtout utilisés pour les articulations artificielles (tige ou tête d'articulation). L'amélioration de leurs résistances à la corrosion nécessite une concentration en nickel variant entre 13 et 14 %. Une concentration en molybdène supérieure à 2 % améliore la résistance contre la corrosion perforante alors qu'une faible teneur en carbone permet d'éviter la formation de précipités (carbures) et de martensite de formation [44].

4.3.1.5. Les métaux nobles

A cette catégorie, on rattache le tantale, le palladium, le platine, l'or, l'argent, l'iridium et le niobium. La plus connue est l'utilisation de l'or en dentisterie. Le coût élevé de ces matériaux rend leur utilisation de plus en plus rare [45].

4.3.2. Les céramiques

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Dans une deuxième étape la densification et la consolidation de cet agglomérat sont obtenues par un traitement thermique appelé frittage [53].

Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [54].

A la différence des verres, les céramiques, en tous cas dans les matériaux les plus anciens, sont constituée de deux phases distinctes : une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) et une phase cristalline dispersée (ordonnée) [53].

➤ Classification des céramiques

1. Classification traditionnelle

Les céramiques sont classées en fonction de la température de frittage (encore improprement appelée température de "fusion" ou de "cuisson") [55]:

- **Haute fusion** : 1289 à 1390°C (la fabrication des dents artificielles des prothèses amovibles).
- **Moyenne fusion** : 1090 à 1260°C (la réalisation des couronnes Jaquettes).
- **Basse fusion** : 870 à 1065°C (émaillage couronnes céramo-métalliques).

- **Très basse fusion 660 à 780°C** : émaillage du titane, émaillage d'alliage à haute teneur en or, réalisation d'éléments entièrement en céramique et de joints céramique-dent.

2. Classification actuelle en fonction de la composition chimiques

Les propriétés finales des prothèses céramiques (résistance mécanique, microstructure, et propriétés optiques) résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur la nature chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme [56].

2.1. Les céramiques feldspathiques

La céramique, feldspathiques un type spécifique de céramique est essentiellement faite à partir de l'argile blanc (kaolin: Al_2O_3 , 2SiO_2 , $2 \text{H}_2\text{O}$), du quartz (SiO_2) et du feldspath (K_2O , Al_2O_3 , SiO_2) [57].

Le composant principal est le feldspath. Il représente une proportion massique de 80 à 98 % du composé final. Le kaolin présent de façon inconstante sert essentiellement de liant lors de la préparation des pâtes. La silice sous forme cristallisée (quartz) améliore la résistance mécanique du composé final [58].

2.2. Céramiques alumineuses

Leur constituant principal est l'alumine (Al_2O_3) dont le rôle est d'augmenter les qualités mécaniques de la céramique [55].

2.3. Vitro-céramiques

Se sont des matériaux mis en forme à l'état de verre, puis traité thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle. Ils comportent deux matériaux de nature chimique différente : Apathite ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3$) et Mica-tétra-fluorosilicate.

Matériaux en cours d'évolution sont des céramiques dans lesquelles la phase cristalline est devenue prépondérante. Ces matériaux, en raison de leur opacité, sont utilisés en lieu et place de l'armature métallique des coiffes céramo-métalliques. On parle de céramiques d'infrastructure [55].

2.4. Zircon (ZrO₂)

ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques très élevées [55].

3. Classification selon le procédé de mise en forme

3.1. Avec support métallique

Les systèmes Céramo-métalliques pour des restaurations dentaires sont disponibles depuis les années 1960. Ils s'appuient sur le l'application et la cuisson d'une

céramique cosmétique sur une armature métallique pour produire un plan esthétique de restauration acceptables [59].

Quatre critères sont nécessaires à la mise en forme de la céramique sur un support métallique : il faut que la température de cuisson de la céramique soit nettement inférieure à la température de solidification de l'alliage, que les coefficients de dilatation thermique soient semblables, que leur opacité soit suffisante pour masquer l'infrastructure métallique et qu'il existe une adhérence à l'infrastructure métallique. Cette armature peut être :

- Une feuille d'or ou de platine.
- coulée à cire perdue.

Les alliages les plus courants sont : (Au-Pd), (Ni-Cr), (Cr-Co). Mais aussi le titane (Ti), dont la température de fusion est de 800°C, ce qui nécessite l'utilisation d'une céramique très basse fusion et un coefficient de dilatation thermique (CDT) adapté [60].

La céramique utilisée pour les couronnes céramo-métalliques ne peut être que très peu modifiée pour réduire les contraintes imposées à l'interface entre les deux matériaux.

Les porcelaines basse fusion pour couronne Jaket ont un coefficient d'expansion thermique qui se situe entre 5.5 et $7.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ce qui le rend compatible avec les alliages de platine et platine-iridium [60].

3.2. Sans support métallique

Il existe actuellement quatre procédés de mise en forme des céramiques dentaires, et les différents types de céramiques ne peuvent pas tous être conçus par la même méthode, ceci étant dû aux propriétés de chacun d'entre eux [61]:

- La technique de la barbotine.
- La céramique coulée.
- La céramique pressée.
- Céramique usinée.

4.3.3. Les polymères

Les utilisations des polymères dans le domaine des biomatériaux sont extrêmement nombreuses. Les deux grandes tendances de l'usage des polymères concernent : les polymères fonctionnels qui sont susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau-tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les tissus osseux et les polymères résorbables tels que les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique [62]. A cause de leur module d'Young très faible, les

polymères ne sont pas très utilisés comme matériaux soumis à des charges mécaniques. Aucun polymère ne remplit parfaitement toutes les demandes cliniques.

4.3.4. Les autres matériaux d'origine naturelle ou composite

D'autres matériaux comme les composites et les matériaux d'origine naturelle sont actuellement sources de nombreuses recherches. Les premiers présentent l'intérêt d'avoir la même structure que l'os qui est lui-même un matériau composite [63]. Enfin, les matériaux d'origine naturelle (corail, nacre, chitosane, ...) présentent l'avantage d'être totalement biocompatibles.

CONCLUSION

Comme nous venons de le voir, l'articulation du genou relie entre elles la cuisse et la jambe. Celui-ci est stabilisé par de solides bandes de ligaments fibreux nommés « ligaments collatéraux » et qui ont pour rôle d'empêcher les mouvements latéraux excessifs. Au terme de notre chapitre, il est incontestable que les prothèses du genou ont de nombreuses indications dans les différentes arthropathies du genou, arthrosiques et inflammatoires.

REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE

- [1] Klein, P., & Sommerfeld, P. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs: bases et concepts, bassin, membres inférieurs*: Elsevier.
- [2] Mellal, A. (2010). *Application pratique de l'anatomie humaine-Tome 2 (Vol. 2)*: Editions Publibook.
- [3] Fuss, F. K. (1989). Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *American journal of anatomy*, 184(2), 165-176.
- [4] Netter, Frank Henry. 2007. « Atlas d'anatomie humaine ». 4ème édition. Issy-les Moulineaux : Masson.
- [5] Shepherd, D., & Seedhom, B. (1999). Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases*, 58(1), 27-34.
- [6] Akizuki, S., Mow, V. C., Müller, F., Pita, J. C., Howell, D. S., & Manicourt, D. H. (1986). Tensile properties of human knee joint cartilage: I. Influence of ionic conditions, weight bearing, and fibrillation on the tensile modulus. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(4), 379-392.
- [7] Broom, N., & Marra, D. (1986). Ultrastructural evidence for fibril-to-fibril associations in articular cartilage and their functional implication. *Journal of anatomy*, 146, 185.
- [8] Buckwalter, J. A., & Rosenberg, L. C. (1988). Electron microscopic studies of cartilage proteoglycans. *Electron microscopy reviews*, 1(1), 87.
- [9] Clarke, I. (1974). Articular cartilage: a review and scanning electron microscope study. II. The territorial fibrillar architecture. *Journal of anatomy*, 118(Pt 2), 261.
- [10] Frank, E., Grodzinsky, A., Phillips, S., & Grimshaw, P. (1990). Physicochemical and bioelectrical determinants of cartilage material properties. *Biomechanics of diarthrodial joints*, 1, 363-390.
- [11] Mow, V. C., & Ratcliffe, A. (1990). *Biomechanics of diarthrodial joints (Vol. 1)*: Springer.
- [12] Setton, L., Tohyama, H., & Mow, V. (1998). Swelling and curling behaviors of articular cartilage. *Journal of biomechanical engineering*, 120, 355.
- [13] Kääh, M., Ap Gwynn, I., & Nötzli, H. (1998). Collagen fibre arrangement in the tibial plateau articular cartilage of man and other mammalian species. *Journal of anatomy*, 193(1), 23-34.
- [14] Lipshitz, H., Etheredge 3rd, R., & Glimcher, M. (1976). Changes in the hexosamine content and swelling ratio of articular cartilage as functions of depth from the surface. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(8), 1149.

- [15] Ratcliffe, A., Fryer, P. R., & Hardingham, T. E. (1984). The distribution of aggregating proteoglycans in articular cartilage: comparison of quantitative immunoelectron microscopy with radioimmunoassay and biochemical analysis. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 32(2), 193.
- [16] Broom, N. D., & Poole, C. (1982). A functional-morphological study of the tidemark region of articular cartilage maintained in a non-viable physiological condition. *Journal of anatomy*, 135(Pt 1), 65.
- [17] Mow, V. C., Holmes, M. H., & Michael Lai, W. (1984). Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *Journal of biomechanics*, 17(5), 377-394.
- [18] Muehleman, C., Majumdar, S., Sema Issever, A., Arfelli, F., Menk, R. H., Rigon, L., . . . Wagner, A. (2004). X-ray detection of structural orientation in human articular cartilage. *Osteoarthritis and cartilage*, 12(2), 97-105.
- [19] Buckwalter, J., & Mankin, H. (1998). Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Instructional course lectures*, 47, 487.
- [20] Coles, J.M. et al., 2008. In situ friction measurement on murine cartilage by atomic force microscopy. *Journal of biomechanics*, 41(3), pp.541-548.
- [21] BARONE R., (2000) Anatomie compare des mammifères domestiques. Tome 2. Arthrologie et Myologie. 4ème édition. Ed Vigot, Paris, 1020p
- VASSEUR PB., (2003) Stifle Joint In : Slatter. Textbook of Small Animal Surgery. Saunders, Philadelphia, 2090-2133
- [22] Fithian, D. C., Kelly, M. A., & Mow, V. C. (1990). Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clinical orthopaedics and related research*(252), 19.
- [23] Mow, V. C., & Ratcliffe, A. (1997). Structure and function of articular cartilage and meniscus. *Basic orthopaedic biomechanics*, 2, 113-177.
- [24] Tissakht, M., & Ahmed, A. (1995). Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. *Journal of biomechanics*, 28(4), 411-422.
- [25] Zhu, W., Chern, K. Y., & Mow, V. C. (1994). Anisotropic viscoelastic shear properties of bovine meniscus. *Clinical orthopaedics and related research*(306), 34.
- [26] Baptiste, P. (2013) Caractérisation et modélisation des actions mécaniques des orthèses du genou, Thèse Doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, France.
- [27] A. Kapandji: Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. Membre inférieur. Maloine, 1977.

- [28] Messoudi, K. (2015) Résultats de la prothèse totale du genou dans le traitement de la polyarthrite rhumatoïde, Thèse Doctorat, Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, Maroc.
- [29] Directive 93/42/CEE du conseil du 14 juin 1993 relative aux dispositifs médicaux et Arrêté du 20 avril 2006 fixant les règles de classification des dispositifs médicaux, pris en application de l'article R.5211-7 du code de la santé publique.
- [30] Hôpital Edouard Herriot. Prothèse totale de genou, [en ligne]. <http://www.chu-lyon.fr/web/2971/>
- [31] HAS. Rapport d'évaluation des produits de santé – Implant articulaire de genou – Eléments concourant à la décision d'arthroplastie du genou et du choix de la prothèse,
- [32] Haute Autorité de Santé. Implants articulaires du genou. Révision de catégories homogènes de dispositifs médicaux. Saint-Denis La Plaine : HAS ; 2012.
- [33] Thelliez P. Complications des prothèses partielles et totales du genou : les chiffres sur la table ! Journal International de Médecine.
- [34] Belkaious L, Neyret P, Lustig S, Servien E. Les prothèses unicompartmentales du genou : le pour et le contre. Rev Rhum Monogr. juin 2016;83(3):172-9.
- [35] H.Migaud, F.Gougeon, S.Guilbert, S.Bolzer, Y.Pinoit, F.Remy. Techniques chirurgicales et modèles des prothèses fémoro-patellaires. Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique. Septembre 2004.
- [36] BERTRAND Aude, 2015. thèse de doctorat. Suivi d'un an d'arthroplastie du genou au CHR d'Orléans : évaluation des pratiques professionnelles et bon usage. Université de Poitiers.
- [37] Avis de la HAS. Implants articulaires de genou, [en ligne]. http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1345400/avis-de-la-has-implants-articulaires-de-genou-6-novembre-2012/
- [38] DI PAOLO Julie, (2017) Analyse de coût de l'hospitalisation pour arthroplastie totale de genou : étude par micro-costing au bloc opératoire, Thèse Doctorat, Université de Lille 2, France.
- [39] Cyteval C, Les prothèses du genou et leurs complications. J Radiol Diagn Interv. 2016; 97(3): 339-51.
- [40] Williams DF. Definitions in biomaterials : Proceedings of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials, Chester, England, March 3-5, 1986. Proc. Consensus Conference Eur. Soc. Biomaterials. NY : Elsevier ; 1987 : 1-72.

- [41] Binnig G., Quate C. F., Gerber Ch. (1986). Atomic force microscope. *Phys. Rev. Lett.*, 56: 930-933.
- [42] Muster D, Vouillot JL, Dubruille JH.: «Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-faciale » (I et II). *Encycl Méd Chir Stomatologie/Odontologie*, Elsevier, Paris 1999, 22-014-F-10 et 22-014-F-14.
- [43] Ministère de la Recherche, "Biomatériaux et suppléance fonctionnelle". *Les technologies pour la santé*, (2005).
- [44] BELGHERRAS MOHAMMED ELNEDHIR. (2018) Comportement mécanique du ciment orthopédique sous chargement dynamique. Thèse Doctorat, Université de DJILLALI LIABES, SIDI BEL ABBES, Algérie.
- [45] CHETIBI Loubna. (2014) Elaboration et étude des biomatériaux nanostructurés de type Hydroxyapatite/MWCNTs/TiO₂/Ti, Thèse Doctorat, Université de CONSTANTINE 1.
- [46] VAN HILLE W. (1999) Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine.
- [47] Breme H.J. et Helsen J.A., Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley ons. (1998). pp.1-35.
- [48] R. Schmidt, Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Traité des matériaux*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes 7 (1999).
- [49] E. Chabault, Nanofriction of UHMWPE on Gold and Cobalt – Chromium alloys. *Rapport de PFE INSA Clemson University* (2000).
- [50] H.F. Hildebrand et J.C. Hornez, Biological Response and Biocompatibility. *Metals as Biomaterials*, éd. Wiley and Sons (1998) pp. 265-290.
- [51] B.Y. Li, L.J. Rong, Y.Y. Li et V.E. Gjunter, Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism anisotropy in pore structure. *Acta. mater.* 48 (2000) pp. 3895-3904.
- [52] G. Nicolas, D. Geiger, C. Oddou et C. Hamonet, Des fils d'alliages à mémoire de formes utilisés comme actionneurs d'orthèses dynamiques programmables. *Proceedings du Colloque Mécano-Transduction 2000* (2000), p 123
- [53] J. Dejou. *Les céramiques*, Société Francophone de Biomateriaux Dentaires, (2010) .
- [54] J.-M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, *EMC-Dentisterie* 1, P.101–117, (2004).

- [55] MALLOU Saida. (2015) Les caractérisations des matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires. Mémoire de Master, Université de ABDERRAHMANE MIRA, Béjaïa, Algérie.
- [56] Benkhadra Dalal. (2010) Comportement physico-chimique des inserts dentaires. Mémoire de Magister, Université de MOHAMED KHIDER, Biskra, Algérie.
- [57] M.A Abudalazez, Mémoire de Master: Preparation and characterization of opaque dental porcelain powder as filler in denture base poly (methyl methacrylate), (2009).
- [58] A. Morin (Assistante), I. Lopez (Assistante), J.-L. Coeuriot , P. Millet , EMC-Ondologie 1 , P .1-12, (2005) .
- [59] I. Denry, Julie A. Holloway , Materials 3, P. 351-368, (2010).
- [60] G.J.Mount, W .R .Hume. Préservation et restauration de la structures dentaires, livre.
- [61] T.Vanel, Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré Nancy 1 : Impacts des facteurs humains dans l'intégration esthétique d'un élément Céramique, (2007).
- [62] L.G. Griffith, J. Acta mater 48, 263-277 (2000).
- [63]. W. C. Callister, Fundamentals of Mater. Sci and Eng. second edition. Wiley & Sons, New York, 2005.

CHAPITRE III

**Comportement Biomécanique du
PTG sous Chargement Statique**

INTRODUCTION

La Méthode des Eléments Finis (MEF) est une technique mathématique basée sur la résolution d'un système complexe de modèle discrétisé avec des éléments qui consistent en des nœuds. Les sections suivantes de ce chapitre vont décrire les différentes étapes utilisées lors de la modélisation de la prothèse totale du genou humain [1]. La méthode des éléments finis, utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ [2]. Le but de ce chapitre est de modéliser la structure des différentes composantes d'un système PTG afin de définir une configuration géométrique fidèlement correspondante, pour ensuite analyser la distribution des contraintes biomécaniques dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur les principes de la méthode des éléments finis.

1. Modélisation tridimensionnelle

Le genou est une articulation qui relie le fémur (qui supporte la cuisse) au tibia (qui supporte la jambe), Le fémur et le tibia sont composés de deux types d'os, une couche externe appelé os cortical, a l'intérieur de ce dernier se trouve l'os spongieux. Pour un modèle solide en trois dimensions de la prothèse totale du genou, il ya deux grandes composantes qui doivent être modélisées: le fémur et le tibia dans la partie osseuse.

Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour produire la forme géométrique d'un objet. Parmi ces méthodes, on retrouve les techniques de Tomodensitométrie (TDM), dite aussi scanographie, où l'objectif est de mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis exporter vers le logiciel Mimics software (Materialise, Leuven, Belgium) pour reconstruire des images 3D, les modèles de surface 3D ont été transférés vers le logiciel 3D SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France, 2012).

1.1. Tomodensitométrie - TDM

La tomodensitométrie dite aussi tomographie axiale calculée par ordinateur, CT-scan ou simplement scanner, est une technique d'imagerie médicale qui consiste à effectuer une reconstruction 3D des tissus à partir d'une analyse tomographique obtenue en soumettant le sujet au balayage d'un faisceau de rayons X. Le scanner utilise la propriété des rayons X d'être absorbés de façon différente suivant ce qu'ils traversent pour mesurer des densités dans une tranche du corps (coupe axiale ou transverse) [3]. Le sujet est placé sur une table qui se déplace dans le sens longitudinal à l'intérieur d'un court anneau contenant un tube à rayons X qui génère un faisceau d'une épaisseur de 1 à 10 mm qui va tourner autour du patient en 0.5 à 1 sec. En face du tube sont disposés des milliers de détecteurs.

Jusqu'au début des années 1990, les scanners se réalisaient coupe par coupe, la position de chaque coupe étant déterminée par l'avancement séquentiel de la table. La majorité des scanners modernes travaillent maintenant en mode hélicoïdal spiralé (Fig 1), permettant d'effectuer un examen beaucoup plus rapidement : au lieu de retenir la

respiration à chaque coupe, toute la région d'intérêt est scannée en moins de 30 secondes au cours d'une seule apnée. Dans ce mode, la table se déplace en continu et le couple tube-détecteurs tourne sans interruption. Les données ainsi obtenues doivent être soumises à des opérations de calcul supplémentaires (interpolations) pour reconstruire une coupe à 360 degrés sur un emplacement déterminé du corps. Le mode hélicoïdal permet d'obtenir des images beaucoup plus précises qui ne sont plus influencées par la respiration. On peut aussi reconstruire les données obtenues dans d'autres plans de l'espace, ou même reconstruire une image de surface ou de volume de l'organe scannée. qui vont mesurer l'intensité résiduelle du faisceau qui a traversé le corps. Cette technique permet de visualiser les organes humains, particulièrement les tissus durs (osseux) [4].

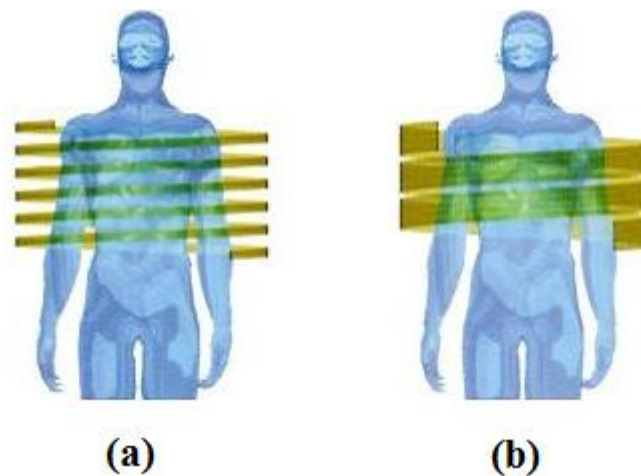


Figure 1. CT spiralé: (a) monocoupe, (b) multicoupe [5].

1.2. Mimics software

Mimics (Materialise Interactive Medical Image Control System) est un logiciel de traitement d'image 3D ainsi que de conception et de modélisation, développé par Materialise NV1, une société belge spécialisée dans les logiciels de fabrication additive et des technologies pour les soins médicaux, dentaires et les industries d'imprimeries 3D. Mimics permet de traiter et d'éditer une pile de données d'images 2D (IRM, tomodensitométrie, micro-tomodensitométrie, échographie ...) pour construire des modèles 3D avec la plus grande précision, flexibilité et convivialité. Ces modèles 3D peuvent ensuite être utilisés pour une variété d'applications d'ingénierie.

- toutes les étapes de construction du modèle géométrique sont résumées dans la figure 2:

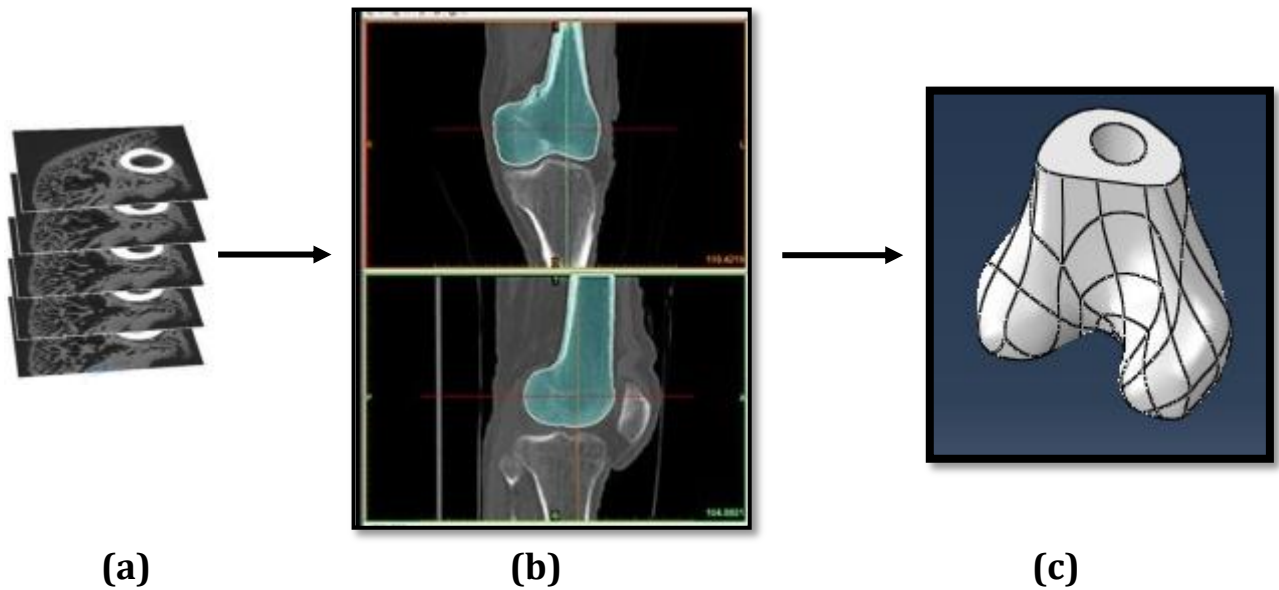


Figure 2. Les étapes de construction du modèle géométrique:

- (a) CT scan (scanner).
- (b) traitement et conception d'un modèle 3D par logiciel Mimics.
- (c) Construction du modèle 3D par SolidWorks.

1.3. Présentation du modèle géométrique

Le modèle tridimensionnel de la prothèse utilisé dans notre étude c'est un modèle de type (Sigma® Fixed - Bearing Knees) qui constituée de deux pièces métalliques, l'une qui recouvre la surface du tibia, l'autre qui recouvre la surface du fémur, une pièce en plastique dur (polyéthylène) est intercalée entre les deux pièces métalliques. (Figure 3) :

- L'implant fémoral: c'est une pièce articulaire en titane (Ti-6Al-4V) fixée au fémur par deux tiges en forme conique (Figure 4.b).
- Insert en polyéthylène: pièce de polyéthylène (UHMWPE) qui permet le glissement et la stabilité de l'articulation entre le fémur et le tibia, agissant comme le ménisque, fournissant un coussin et une surface sur laquelle le genou peut tourner. Cette partie s'appelle la plaque ménisque. (Figure 4.c).
- l'implant tibial: pièce en titane (Ti-6Al-4V) implantée dans le tibia par un seul tige conique longue sur laquelle s'appuie l'articulation (Figure 4.d).

Ce prothèse de genou particulier ne remplace pas la rotule, mais les chirurgiens utilisent généralement une partie de la ferraille du patient et fabriquent une nouvelle rotule à des fins esthétiques.

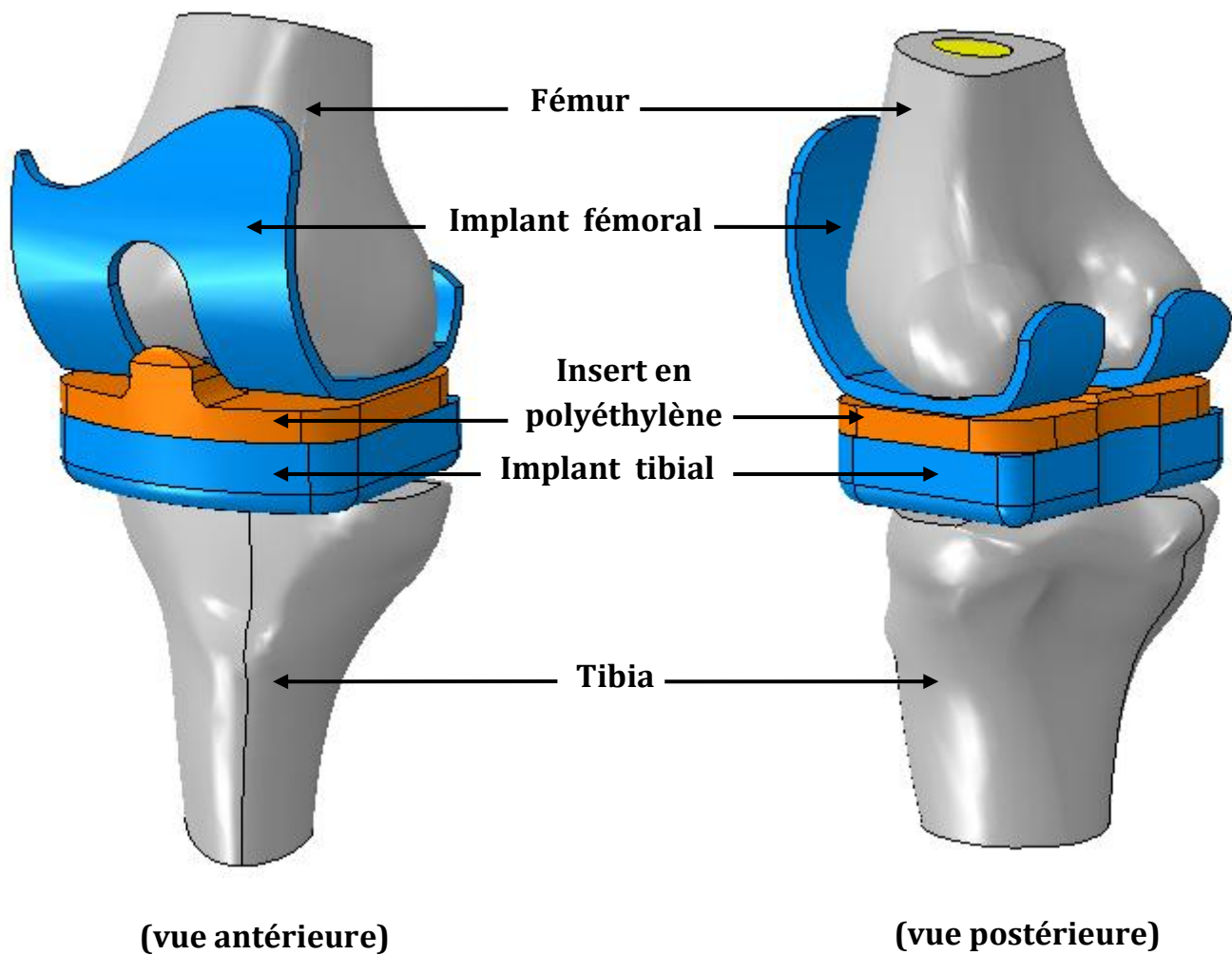


Figure 3. Modèle géométrique 3D de la section fémur, section tibia, et le system de PTG.

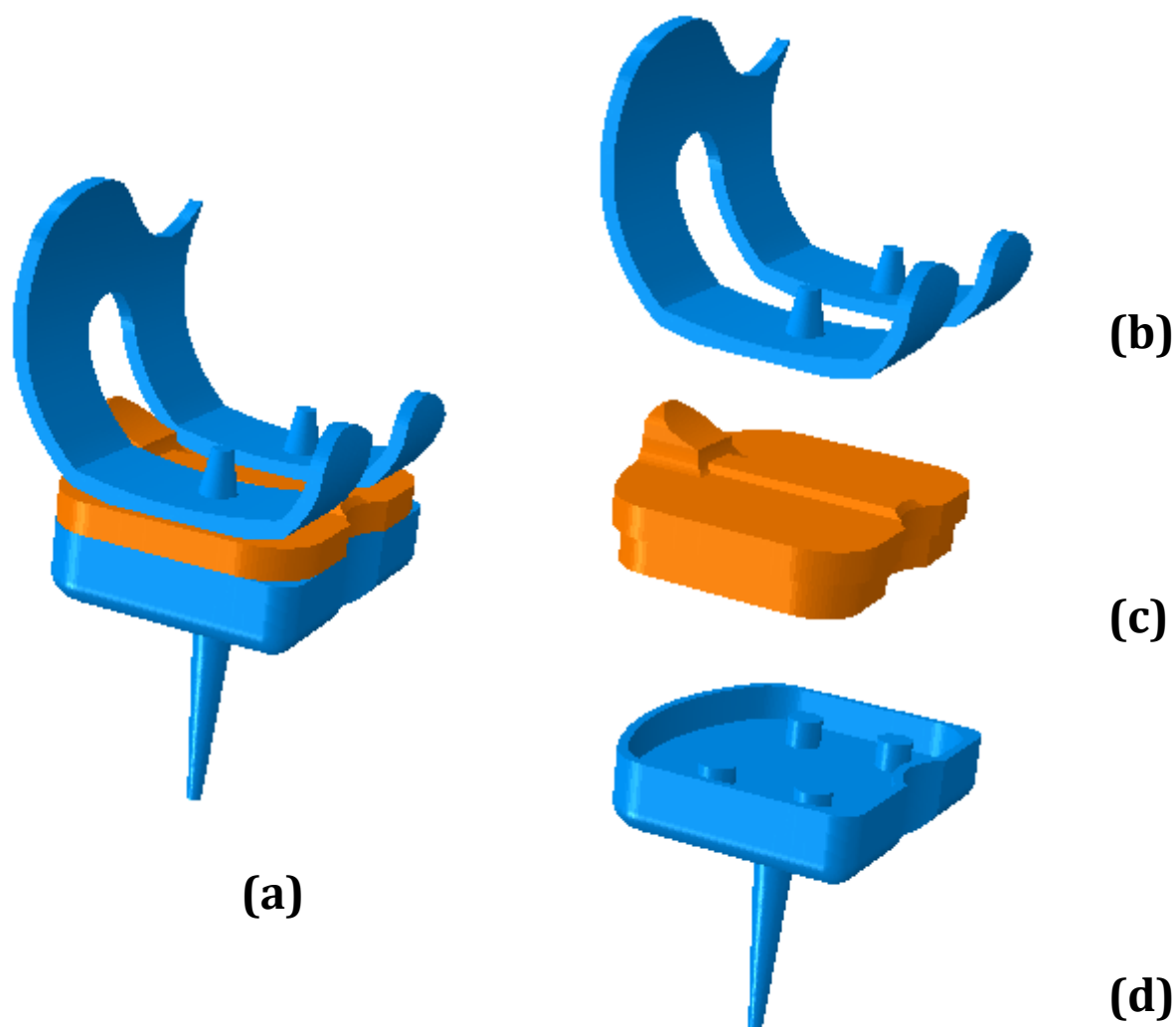


Figure 4. (a) modèle géométrique de la prothèse totale du genou, (b) l'implant fémoral, (c) insert en polyéthylène, (d) l'implant tibial.

2. Modélisation par éléments finis

Durant les trois dernières décennies, et comme complément puissant aux études expérimentales, plusieurs modèles mathématiques et numériques avec différents degrés de précision ont été élaborés. Ces outils sont devenus des alternatives indispensables pour simuler et comprendre le comportement biomécanique de l'articulation du genou et de ses implants. En outre, ils peuvent prévoir la majorité des variables importants, telles que les déplacements, la distribution des contraintes et des déformations au cours des différentes postures et activités physiques [6]. En effet, les procédures expérimentales in-vivo ou in-vitro sont souvent limitées et coûteuses, mais demeurent un excellent moyen de validation des modèles mathématiques. Cette analyse a été réalisée grâce à l'utilisation du logiciel de calcul ABAQUS (6.14-1).

2.1. Logiciel de modélisation/simulation Abaqus

Abaqus est considéré parmi les logiciels de simulation les plus puissants actuellement. C'est un outil basé sur la méthode des éléments finis, qui peut résoudre des problèmes allant des analyses linéaires relativement simples aux simulations non linéaires très complexes. Il possède une librairie riche d'éléments permettant de modéliser virtuellement n'importe quelle géométrie. Il possède également un nombre très important de modèles de matériaux permettant de simuler les comportements de la plupart des matériaux typiques de technologie comprenant les métaux, le caoutchouc, le polymère, les composites, ...etc [7].

Le logiciel Abaqus a été développé par Hibbit, Karlsson & Sorensen (HKS), devenue Abaqus Incorporation depuis 30 ans et le début de la théorie des éléments finis. Il a été amélioré au fur et à mesure pour intégrer toutes les nouveautés de cette théorie et les besoins de cette entreprise, jusqu'à ce que l'entreprise soit rachetée par Dassault industries en Octobre 2005.

Le coeur du logiciel est appelé moteur de calcul. À partir d'un fichier de données caractérisé par le suffixe .inp, qui décrit l'ensemble du problème mécanique, le logiciel analyse les données, effectue les simulations demandées et fournit les résultats dans un fichier .odb.

Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (pré-traitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier .odb (post-traitement). La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, ...etc., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré-traitement et le post-traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. Abaqus propose le module Abaqus CAE, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation :

- La génération du fichier de données.
- Le lancement du calcul proprement dit.
- L'exploitation des résultats.

2.2. Etude statique des forces et moments appliquées au genou

Le genou est une articulation extrêmement complexe comprenant deux os principales, fémur et tibia. Cette structure squelettique est stabilisée par des structures capsulaires et ligamentaires et a la capacité de se déplacer dans six directions différentes et pour supporter des charges externes de 6 à 8 fois le poids corporel. Les mouvements du genou sont multidirectionnels et complexes. On distingue six mouvements, trois rotations et trois translations. Ces mouvements peuvent être décrits séparément, mais il doit rester clair que la plupart des mouvements sont effectués en combinaison avec d'autres mouvements. Ces mouvements sont déterminés par les caractéristiques de mouvement passif du genou et des charges externes [8,9].

La modélisation par la méthode numérique nécessite une description précise des conditions de charge du système [10-12]: la force de poids corporel (F_y), la force de contact articulaire médio-latérale (F_x) et antéro-postérieure (F_z), moment de rotation interne/externe (M_y), moment de flexion/extension (M_x), moment adduction/abduction (M_z) (Figure 5). Ces valeurs sont changées selon l'activité quotidienne, le poids corporel et l'âge de patient (Tableau 1), dans ce chapitre nous avons choisi un patient mâle de poids 100 kg, d'âge 63 ans et hauteur de 1.77 m, durant la marche normal [13].

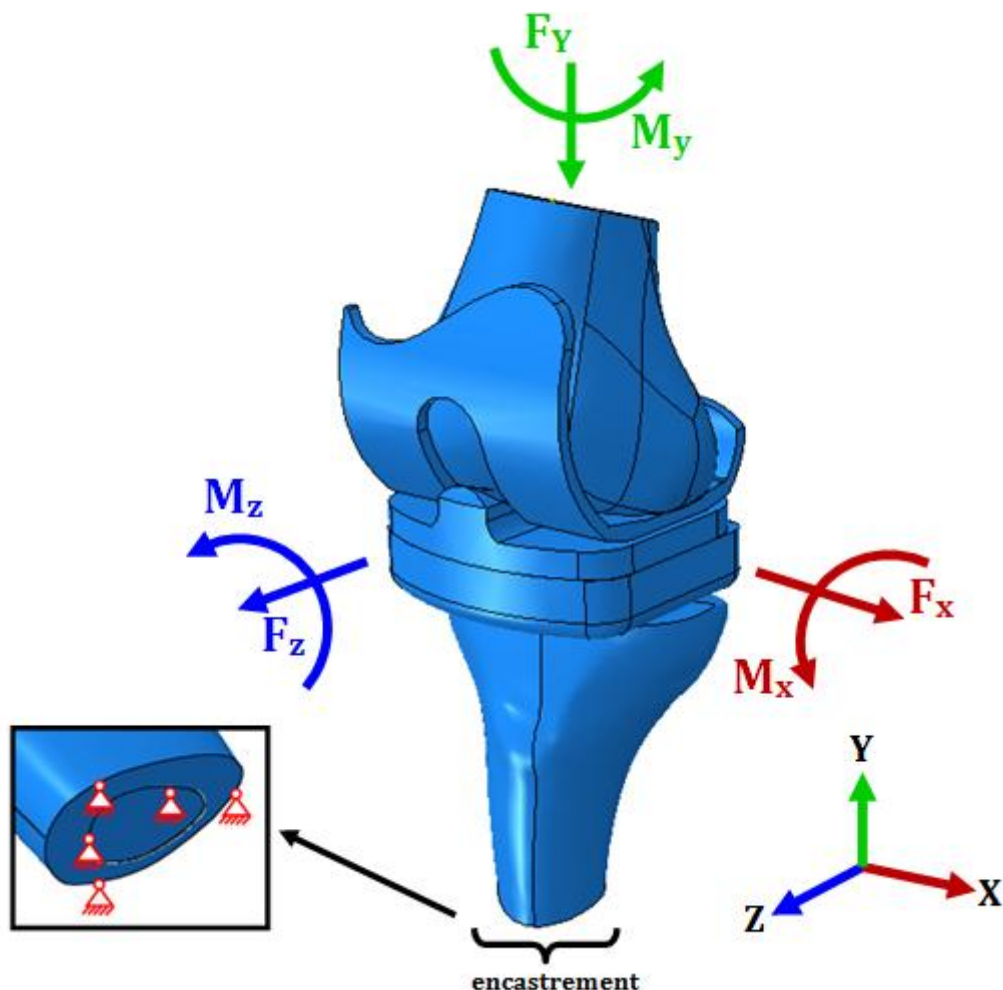


Figure 5. Les forces et les moments appliquées au système PTG.

	F_y (N)	F_x (N)	F_z (N)	M_y (N.m)	M_x (N.m)	M_z (N.m)
marche normale	2793	0	-166.6	-3.53	8.82	-23.81

Tableau 1. Les forces et les moments appliquées au system PTG [13].

2.3. Propriétés mécaniques des matériaux

Les propriétés mécaniques de l'os humain sont complexes et varient entre les corps humains, sa structure osseuse est de nature hétérogène et anisotrope. Dans cette étude les propriétés mécaniques de l'os cortical et l'os spongieux ainsi que les composants de la prothèse totale du genou ont été considérés comme matériaux linéaires, élastiques et isotropes, le tableau 2 récapitule les différentes propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans ce modèle. Les différentes propriétés élastoplastique du UHMWPE peuvent être tirées de la courbe de la figure 6.

Elements	Matériaux	Module de Young E (GPa)	Coefficient de poisson ν
Implant Femoral de PTG	Ti-6Al-4V	110	0.35
Implant Tibial de PTG			
Insert en Polyéthylène	UHMWPE	0.463	0.46
Fémur	Os cortical	11.5	0.3
	Os spongieux	0.6	0.2
Tibia	Os cortical	11.5	0.3
	Os spongieux	0.6	0.2

Tableau 2. Propriétés mécaniques du système os-implant [14-17].

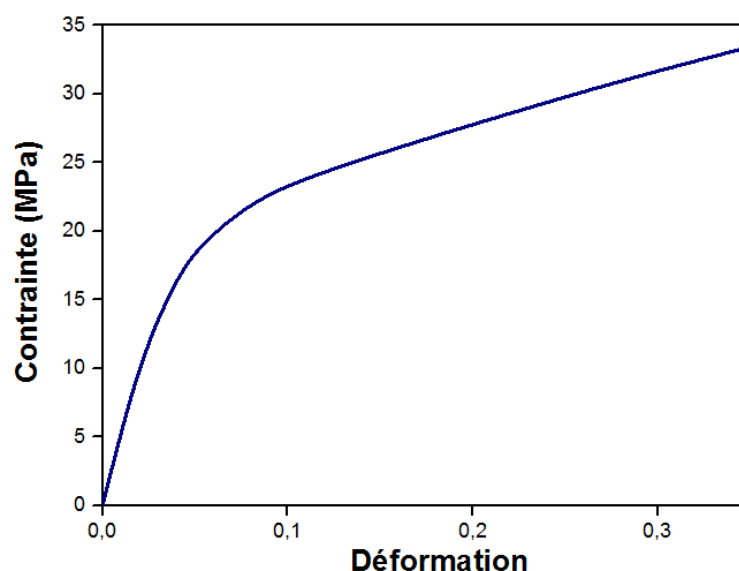


Figure 6. Courbe contraintes-déformations du UHMWPE [18].

2.4. Solutions numériques

D'une manière générale, la mise en œuvre d'un matériau ainsi que son utilisation nécessite la connaissance de ses caractéristiques mécaniques. L'étude du comportement mécanique des matériaux a pour but de connaître leur réponse à une sollicitation donnée. Dans cette optique, ABAQUS est utilisé pour obtenir approximativement les solutions pour toutes les simulations statiques dans cette étude. En effet, dans notre cas l'os, les cartilages articulaires se comportent comme étant des matériaux élastiques, isotropes et linéaires. Pour ces raisons, la loi de Hooke est utilisée pour calculer les contraintes au niveau de chaque composant. Par définition, c'est la loi de comportement des solides soumis à une déformation élastique de faible amplitude [1]. Elle relie linéairement le tenseur des déformations au tenseur des contraintes comme suit :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} * \varepsilon_{kl}$$

Où ε : l'allongement relatif

C : tenseur de rigidité élastique d'ordre 4

$$C_{ijkl} = \lambda * \delta_{ij} * \delta_{kl} + \mu(\delta_{ik} * \delta_{jl} + \delta_{il} * \delta_{jk})$$

Où λ et μ sont les coefficients d'élasticité de Lamé.

Dans le cas linéaire élastique isotrope et homogène on aura :

$$\sigma_{ij} = \lambda(\text{tr}\varepsilon_{ij}) + 2\mu * \varepsilon_{ij}$$

2.5. Maillage du modèle

Une sélection appropriée de type et taille des éléments pour générer le maillage peut contribuer directement à la précision de l'analyse par éléments finis, qui est nécessaire pour refléter précisément les détails anatomiques du modèle concerné. Les différentes composantes ont été maillées en éléments tétraèdre quadratique à dix nœuds C3D10M et hexaèdre linéaires à 8 nœuds C3D8R (Figure 7). il est donc nécessaire de raffiner le maillage au niveau de la zone inter-faciale, par conséquent, le système PTG et l'os devront être maillés avec des éléments de grande taille lorsqu'on s'éloigne de l'interface (Figure 8) et (Figure 9), le tableau 3 résumé le nombre des éléments et nombre des nœuds utilisé par une convergence en maillage.

Composants	Type de maillage	Type d'éléments	Nombre des éléments	Nombre des nœuds
Os cortical fémoral	tétraèdre quadratique	C3D10M	147859	209694
Implant fémoral			48453	77047
Insert en polyéthylène			166405	237255
Implant tibial			191209	281919
Os cortical tibial			126491	184571
Os spongieux tibial			109213	155287
Os spongieux fémoral	hexaèdre linéaires	C3D8R	3729	4454
Modèle complet	tétraèdre quadratique & hexaèdre linéaires	C3D10M & C3D8R	793359	1150227

Tableau 3. Résumé sur le type de maillage utilisé dans la simulation.

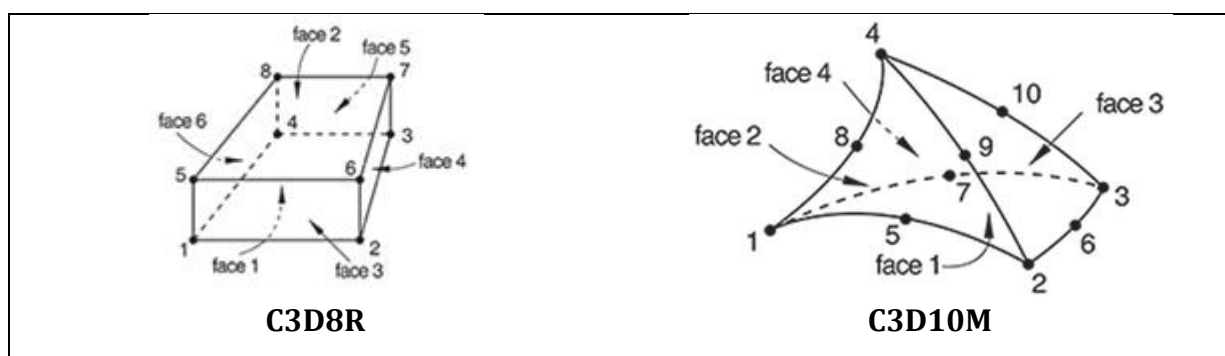


Figure 7. Forme des éléments utilisés dans le maillage.

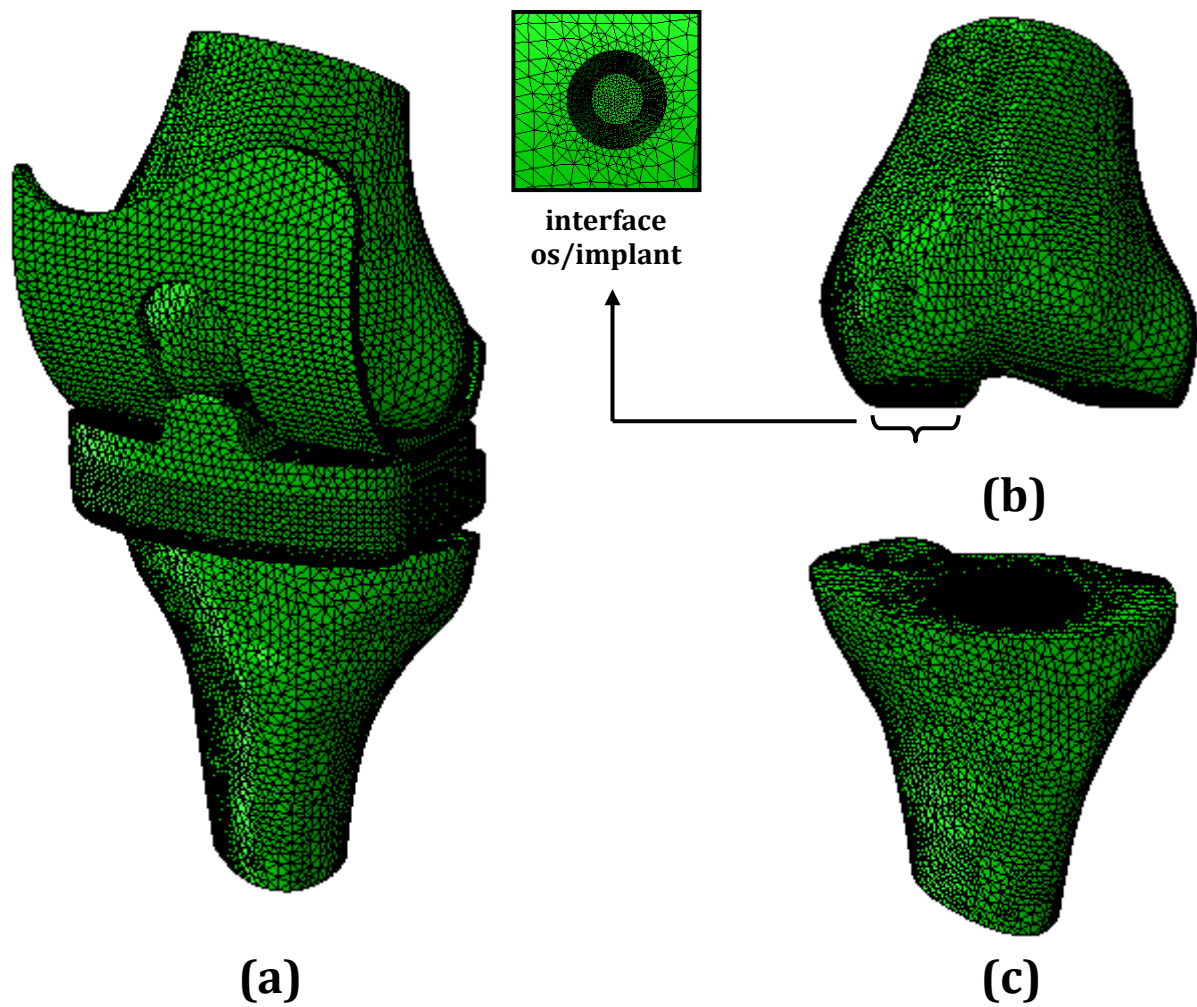


Figure 8. (a) Maillage global de l'ensemble, (b) Maillage de fémur, (c) Maillage de tibia.

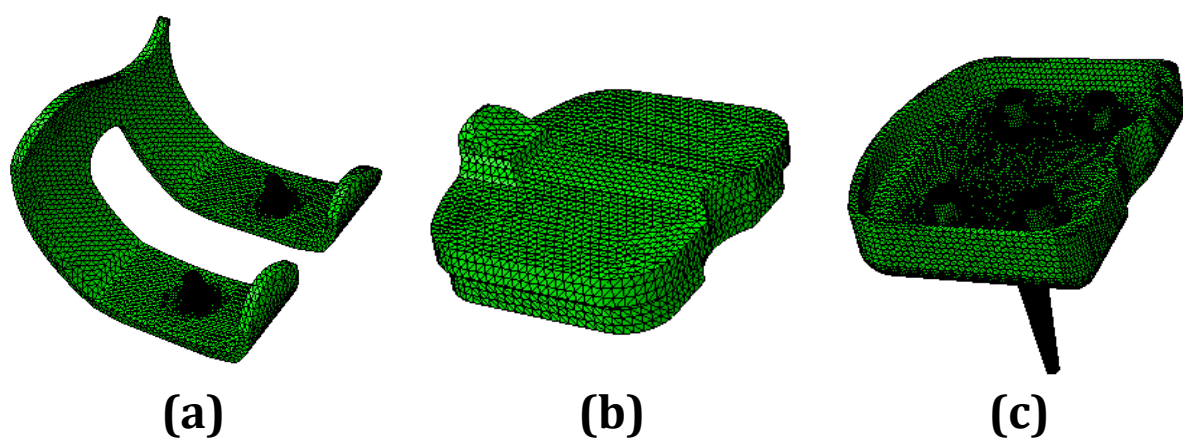


Figure 9. Maillage du system PTG: (a) Implant Fémoral, (b) Insert en Polyéthylène, (c) Implant Tibial.

2.6. Les conditions aux limites

Les conditions aux limites prises par cette simulation se conforment à celles de la littérature [19-21,1]. Afin de garder la stabilité du genou, le tibia est encastré en sa partie distale, c'est-à-dire aucun déplacement et rotation au niveau de la base, les trois translations U_x , U_y , U_z et les rotations W_x , W_y , W_z sont bloquées à ce niveau, alors que le fémur reste sans contrainte pour tous degrés de liberté, dans le but de transférer l'effet de la charge corporel et les moments à la structure entière (Figure 5).

2.7. Etat de l'interface

L'interface entre les composants PTG et les parties osseuses (tibia et fémur) a été modélisée comme des liaisons continues réprimant une ostéo-intégration parfaite, c'est à dire que les composants PTG étaient fermement ancrés dans l'os. Pour le comportement tangentiel, les contacts entre les composants fémoraux et les éléments en plastique ont été modélisés comme des frottements avec un coefficient de 0,04 [22].

3. Les résultats

Une charge de compression de 2793 N a été appliquée pour ce cas qui correspond à la force maximale dans le cycle de marche obtenue par I. Kutzner et al [13] en pleine extension. Une charge de 166,6 N a été appliquée dans le sens antéro-postérieur, un moment d'extension de 8,82 N.m, un moment de rotation interne de 3,53 N.m et un moment d'adduction de 23.81 N.m ont été appliquée pour ce cas.

Les forces et les moments transmis de fémur au tibia via des implants ont été étudiées. Les valeurs de contrainte biomécanique de von Mises résultant des conditions de charge corporelle dans les directions médio-latéral et antéro-postérieur de la force appliquée ont été prises en compte pour déterminer les contraintes transmises à l'os-implant. Les résultats ont reproduit une distribution complexe et non uniforme des contraintes et des contraintes qui se produisent dans les composants de PTG.

La contrainte équivalente de von Mises est donnée par la formule suivante:

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2] + 3(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)$$

3.1. L'Os cortical

L'os cortical représente approximativement 80% de la masse osseuse dans le squelette humain. Il est peu poreux (typiquement entre 5 à 15%) et constitue la couche externe de l'os, le comportement biomécanique est étudié en termes de variation de contraintes équivalentes de Von Mises. La contrainte maximale de Von Mises est observée dans la région antérieure du condyle latéral de fémur avec un maximum de 35.92 MPa (Fig 10.a), et dans la partie distale encastrée de tibia avec un maximum de 29.82 MPa (Fig 10.b), les résultats montrent clairement que les contraintes sont maximales au niveau des contacts fémur-implant et l'encastrement, cette concentration est due

principalement à la réaction de l'os aux efforts appliqués, les champs de contraintes sont plus importants au niveau du contact os-implant du fait de la rigidité du matériau de l'implant.

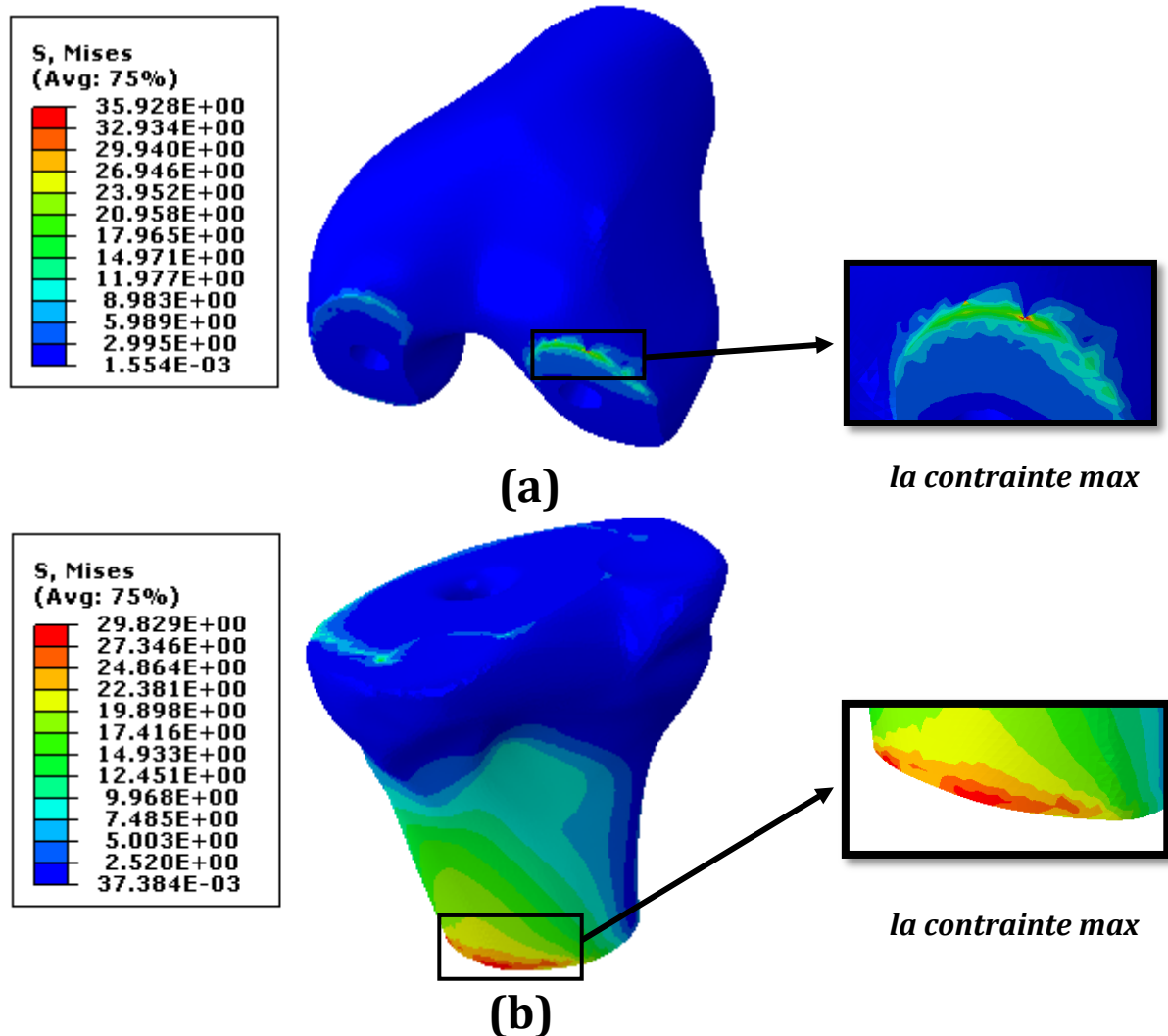


Figure 10. Niveau et répartition des contraintes de von Mises induites dans l'os cortical: (a) fémur, (b) tibia .

3.2. L'os spongieux

L'os spongieux correspond au tissu osseux qui forme la partie poreuse d'une structure osseuse. Caractérisé par sa structure semblable à celle d'une éponge, l'os spongieux se situe en dessous de la corticale, l'intensité des contraintes dans l'os spongieux est relativement minimale, elle atteint 0.054 MPa dans le fémur (Fig 11.a) et 5.93 MPa dans le tibia (Fig 11.b), nous constatons que les valeurs de ces contraintes sont très faibles dans l'os spongieux que celles dans l'os cortical. Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module d'Young (0.6 GPa) est approximativement vingt fois plus petit que celui de l'os cortical (11.5 GPa).

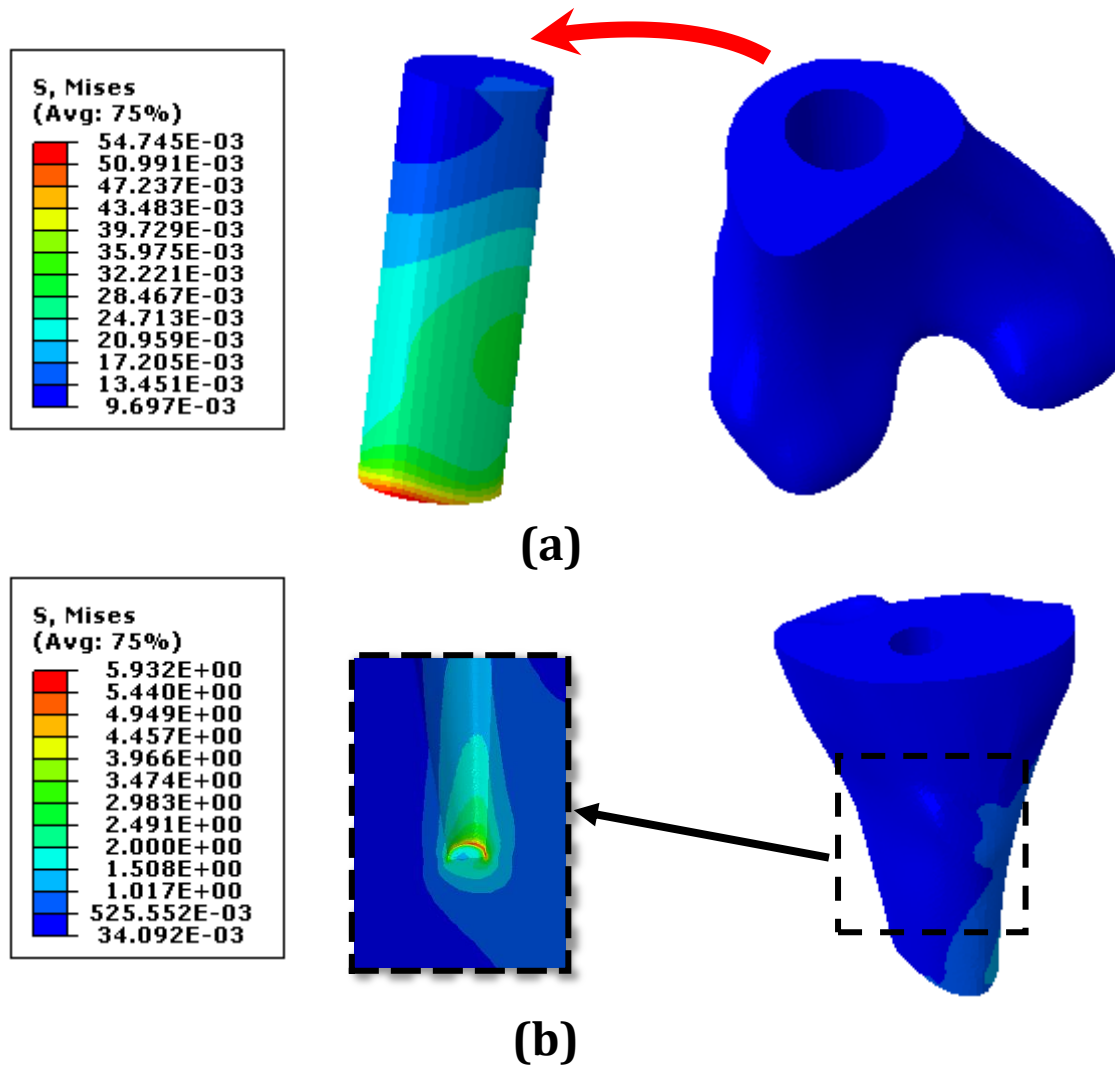


Figure 11. Niveau et répartition des contraintes de von Mises: (a) l'os spongieux de fémur, (b) l'os spongieux de tibia.

3.3. L'implant fémoral

L'implant fémoral est fabriqué en titane (Ti-6Al-4V), élément naturel très solide et résistant à la corrosion, qui est parfaitement biocompatible avec l'os, ainsi que sa stabilité joue un rôle important dans ostéo-intégration. La figure 12 illustrée la distribution et l'intensité des contraintes équivalentes de von Mises dans l'implant fémoral, nous remarquons que cette contrainte est concentrée sur la surface latéral de l'implant au voisinage de la tige d'intégration (elle atteint 121.9 MPa), cette contrainte est faible dans les autres zones, cette concentration due au moment sagittal M_z (23.81 N.m) et l'effet du poids corporel.

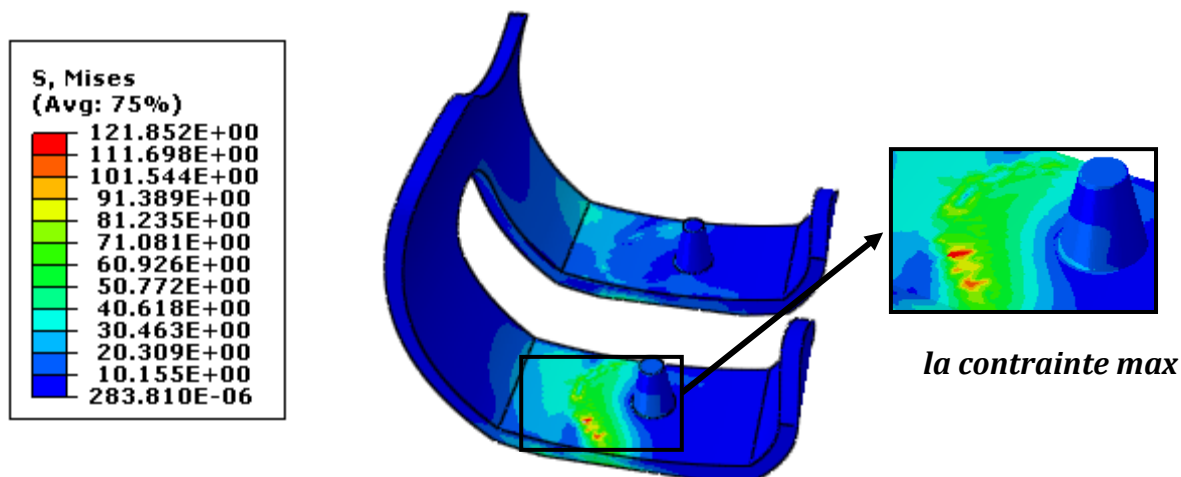


Figure 12. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant fémoral.

3.4. L'insert en Polyéthylène

L'UHMWPE est un polyéthylène caractérisé par une excellente tenue à l'abrasion, un faible frottement, une bonne ténacité, une résistance élevée aux chocs, une excellente biocompatibilité avec l'os. Il est utilisé pour la première fois en orthopédie par le professeur Charnley en 1962 pour la fabrication de cupules. Son analyse est d'une grande importance pour la durée de vie de la prothèse. La figure 13 montre la distribution des contraintes dans le Polyéthylène. Les résultats obtenus montrent que le maximum de ces contraintes est concentré dans la surface supérieure de la surface latérale de l'insert en polyéthylène (elle atteint 16.35 MPa) ce qui montre que la charge verticale appliquée (F_y) au genou est transmise à la surface latérale de ce dernier.

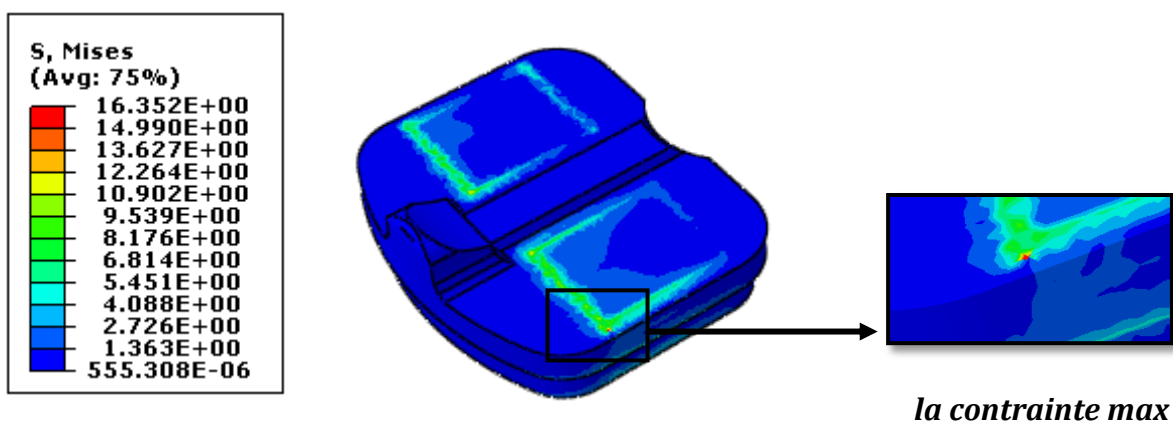


Figure 13. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'insert en Polyéthylène.

3.5. L'implant tibial

L'implant tibial est généralement une plate-forme métallique plate en titane (Ti-6Al-4V). Pour une stabilité supplémentaire, la face inférieure avoir une tige qui s'insère au centre de l'os du tibia. La figure 14 représente les champs des contraintes dans l'implant tibial, on note une contrainte équivalente maximale dans la tige cylindrique antérieure de la partie latérale qui entrent dans le polyéthylène de l'ordre 60.35 MPa, elle est minimale dans le reste surface.

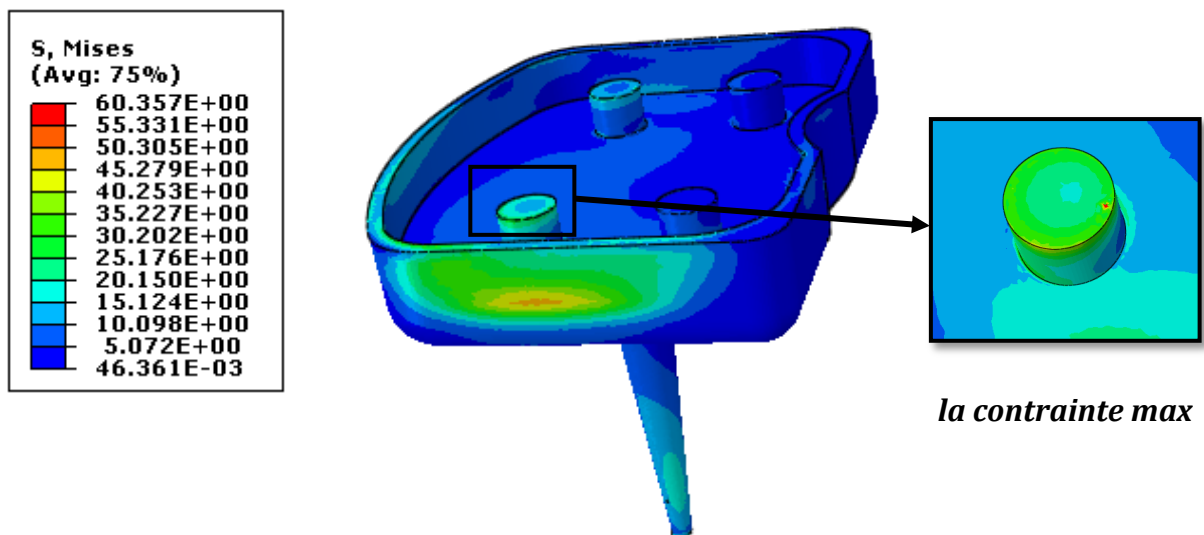


Figure 14. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant tibial

4. La discussion

Le genou est une articulation qui relie le fémur (qui supporte la cuisse) au tibia (qui supporte la jambe). Le fémur est l'os le plus long du squelette mais aussi le plus épais et le plus solide. Il est constitué de deux épiphyses, rejointes par une longue diaphyse. À la partie distale du fémur, on trouve deux condyles (un médial et un latéral), l'os est composé d'une couche externe plus dure connue sous le nom d'os cortical. Cette couche semble lisse et dense à l'œil nu. À l'intérieur de l'os cortical se trouve l'os spongieux qui constituait de petites lamelles ou trabécules osseuses. Dans cette analyse, l'os a été considéré comme un matériau linéaire élastique, homogène et isotrope. L'analyse par éléments finis a été effectuée pour obtenir la répartition des contraintes sur l'articulation fémoro-tibiale et les composantes du système PTG du genou humain.

La contrainte maximale de von Mises est observée dans la région antérieure du condyle latéral de fémur, et dans la partie distale de tibia. En fait, ces contraintes correspondent aux zones de contact entre les condyles fémoraux et la composante fémorale et elles sont légèrement différentes à celles obtenues par anciens chercheurs comme Sun et al, [23] où la contrainte maximale est de 16 Mpa dans le fémur. Cet écart est dû à la différence de la charge appliquée malgré les propriétés des matériaux sont les mêmes entre les deux modèles. Dans l'étude de Sun et al, la charge de compression appliquée est

2600 N et un moment de flexion de 15 N.m), ces contraintes dans le condyle fémoral sont relativement très élevées et peuvent être source de douleur pour le patient.

L'intensité des contraintes dans l'os spongieux est relativement minimale, nous constatons que les valeurs de ces contraintes sont très faibles dans l'os spongieux que celles dans l'os cortical. Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module d'Young est approximativement vingt fois plus petit que celui de l'os cortical, l'os spongieux est quatre fois moins dense, dix fois moins rigide et cinq fois plus élastique que l'os cortical.

L'implant fémoral et l'implant tibial sont des éléments essentiels de la PTG; sa fiabilité et son tenu en fatigue est d'une grande importance pour une PTG qui dure. Les figures 12 et 14 illustrées la distribution et l'intensité de la contrainte équivalente de von Mises dans ces implants. pour l'implant fémoral nous remarquons que cette contrainte est très élevée dans la surface supérieure du côté latéral qui recouvre la surface du fémur. pour l'implant tibial nous observant que la contrainte est forte dans la tige antérieure de côté latéral qui intégré dans la pièce en polyéthylène, dans les autres zones, leur niveau est relativement faible. ces contraintes peuvent entraîner des risques de l'usure, qui est le grand risque de toutes les prothèses implantées. Le descellement de la prothèse (perte de fixation des pièces) se traduit par des douleurs et une migration des pièces de la prothèse qui nécessite une nouvelle intervention, la durée moyenne de survie d'une prothèse est d'environ 15-20 ans.

La figure 13 montre la répartition des contraintes de von Mises sur l'insert en polyéthylène. La contrainte maximale de von Mises est observé sur la partie latérale de l'insert en polyéthylène. La zone de contact médial sur l'insert en polyéthylène est égale à la zone de contact latéral. Mais, la partie latérale de l'insert en polyéthylène supporte plus de charge que la partie médiale. Cela peut être la raison pour laquelle l'usure du polyéthylène du côté latéral est plus sévère que du côté médial après la chirurgie du PTG.

L'usure de l'insert en polyéthylène survient à partir de la charge de compression et le moment de flexion et servant d'interface de glissement entre l'implant fémoral et l'implant tibial est inéluctable avec le temps. C'est le point faible des arthroplasties. Cette usure va entraîner une libération de particules de polyéthylène dans l'articulation. Ces particules s'accumulant dans la synoviale, vont migrer peu à peu aux jonctions os/prothèse, générant une cascade d'évènements biologiques aux interfaces implants/os, qui vont à leur tour conduire à des destructions osseuses localisées et progressives (ostéolyses).

À ce jour, les chercheurs ont toujours associé la contrainte et la déformation du UHMWPE aux endommagements de surface et à l'usure de PTG. Et le niveau de contrainte et de déformation agissant sur le UHMWPE est également adopté pour développer et évaluer la nouvelle conception de UHMWPE. Il est important de comprendre la contrainte et la déformation de plateau tibial lors de la mise en charge du

genou, et de déterminer avec précision la pression de contact et la zone de contact entre la surface des roulements articulés de l'articulation du genou, pour évaluer avec précision le taux d'usure potentielle de UHMWPE. Jusqu'à maintenant, l'UHMWPE est toujours le meilleur matériau de glissement de PTG. Bien que l'usure et l'endommagement de UHMWPE limitent les performances à long terme de l'articulation du genou, il n'existe actuellement aucune alternative cliniquement acceptable au matériau UHMWPE.

La biomécanique et l'usure des PTG sont influencées par la conception prothétique, l'alignement chirurgical et les facteurs de caractère du patient. À l'avenir, en plus de l'amélioration de la performance des matériaux UHMWPE et Ti6Al4V, la conception prothétique, la chirurgie et la rééducation spécifiques au patient seront les orientations de recherche pour améliorer les performances d'usure in vivo des implants dans PTG.

CONCLUSION

Dans cette étude, nous avons utilisé une analyse statique par la méthode des éléments finis pour optimiser les paramètres d'implantation de la PTG afin de minimiser la valeur des contraintes de von Mises engendrées sur le système os-implant afin de réduire l'usure et prolonger la durée de vie de la prothèse. Cette méthode pourrait être adaptée à tous les patients recevant une PTG primaire, et pourrait être une nouvelle exploration pour la planification préopératoire de la PTG et fournir une base pour la décision biomécanique d'implantation précise de la prothèse PTG.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Zahra, T. (2016) Analyse tridimensionnelle par éléments finis des contraintes appliquées dans le genou humain : problème de destruction du cartilage, Mémoire de Master, Ecole Supérieure des Ingénieurs de l'Équipement Rural de Medjez el Bab, Tunis.
- [2] CHELAHI CHIKR, Y. (2018) Analyse tridimensionnelle du comportement mécanique des implants dentaires, Thèse Doctorat, Université de Sidi Bel Abbes, Algérie
- [3] Webb, A., Introduction to Biomedical Imaging, John Wiley & Sons, 2003.
- [4] Udupa, J.K., Herman, G.T., 3D Imaging in Medicine, Second Edition, 2000.
- [5] Cablecom, Portail suisse de radiologie, <http://home.page.hispeed.ch/piben/radiologie/CT.html>. [Last accessed : Septembre, 2008].
- [6] Yang, N., Canavan, P., Nayeb-Hashemi, H., Najafi, B., & Vaziri, A. (2010). Protocol for constructing subject-specific biomechanical models of knee joint. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 13(5), 589-603.
- [7] Merdji Ali. (2011) Etude du Comportement Mécanique des Implants Dentaires, Thèse Doctorat, Université de Sidi Bel Abbes, Algérie.
- [8] Blankevoort L (1991) Passive motion characteristics of the human knee joint. Dissertation, University of Nijmegen, NL.
- [9] Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC, Amstutz HC(1981) The role of joint load in knee stability. J Bone Joint Surg 63 A: 570–585.
- [10] Shriram, D., Yamako, G., Chosa, E., & Subburaj, K. (2019). Biomechanical Evaluation of Isotropic and Shell-Core Composite Meniscal Implants for Total Meniscus Replacement: A Nonlinear Finite Element Study. IEEE Access, 7: 140084 - 140101
- [11] Orozco, G.A., Tanska, P., Mononen, M.E. et al. The effect of constitutive representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics. Sci Rep 8, 2323 (2018).
- [12] Diffo Kaze, A., Maas, S., Arnoux, P. et al. A finite element model of the lower limb during stance phase of gait cycle including the muscle forces. BioMed Eng OnLine 16, 138 (2017).
- [13] I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, G. Bergmann, Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects, Journal of Biomechanics. 43, 2164–2173.
- [14] Ramaniraka, N., Rakotomanana, L., Leyvraz, P.F., 2000. The fixation of the cemented femoral component: effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. J. Bone. Joint. Surg. Br. 82, 297–303.

- [15] Chong, D.Y., Hansen, U.N., Amis, A.A., 2010. Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. *J. Biomech.* 43, 1074–1080.
- [16] Hua, X., Wroblewski, B.M., Jin, Z., Wang, L., 2012. The effect of cup inclination and wear on the contact mechanics and cement fixation for ultra high molecular weight polyethylene total hip replacements. *Med. Eng. Phys.* 34, 318–325.
- [17] Callaghan, J.J., 1993. The clinical results and basic science of total hip arthroplasty with porous-coated prostheses. *J. Bone. Joint. Surg. Am.* 75, 299–310.
- [18] Taylor, M. and Barrett, D. S. (2003) Explicit finite element simulation of eccentric loading in total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 414, pp. 162-171.
- [19] Sun, C., Wang, L., Wang, Z., Geng, L., Li, D., Sui, M., Jin, Z., 2015. Finite Element Analysis of A Retrieved Custom-Made Knee Prosthesis. *J. MECH. MED. BIOL.* 15, 1–15.
- [20] Pérez, M.A., Fornells, P., Doblaré, M., García-Aznar, J.M., 2010. Comparative analysis of bone remodeling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone. *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.* 13, 71–80.
- [21] Quilez, M.P., Seral, B., Pérez, M.A., 2017. Biomechanical evaluation of tibial bone adaptation after revision total knee arthroplasty: A comparison of different implant systems. *PLoS. One.* 12, 1–14.
- [22] Halloran, J.P., Petrella, A.J., Rullkoetter, P.J., 2005. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J. Biomech.* 38, 323–331.
- [23] Sun, C., Wang, L., Wang, Z., Geng, L., Li, D., Sui, M., Jin, Z., 2015. Finite Element Analysis of A Retrieved Custom-Made Knee Prosthesis. *J. MECH. MED. BIOL.* 15, 1–15.

CHAPITRE IV

**Comportement Biomécanique du
PTG sous Chargement Dynamique**

INTRODUCTION

Le genou est une articulation intermédiaire entre le fémur, d'une part, et le tibia et le péroné, d'autre part. L'atteinte de cette articulation par l'arthrose provoque chez les patients une importante incapacité : une impotence fonctionnelle caractérisée par de la douleur, souvent une déformation et de la difficulté à marcher. Depuis l'arrivée des prothèses totales du genou modernes dans les années 1970, l'arthroplastie totale du genou est apparue comme un traitement de choix dans l'arthrose sévère. Cette chirurgie s'est montrée efficace pour améliorer la qualité de vie. Cependant, malgré cela, environ 20% des patients demeurent insatisfaits suite à leur prothèse totale du genou. Plusieurs chercheurs se sont donc penchés sur cette problématique, il apparaît important, dans un premier temps de bien définir la biomécanique du genou opéré, lors de la marche, activité fonctionnelle principale des sujets avec une prothèse totale du genou. L'analyse de la cinématique du genou permet d'observer son fonctionnement dans des conditions de mouvement et de mise en charge, contrairement à la plupart des outils diagnostiques utilisés actuellement. Malheureusement, la cinématique tridimensionnelle (3D) du genou évalué à la marche, suite à une arthroplastie totale du genou, demeure mal comprise.

1. Analyse par la méthode des éléments finis le comportement de PTG pendant un cycle de marche

La méthode des éléments finis a été utilisée pour estimer la distribution des contraintes dans la PTG au cours d'un cycle de marche. Ishikawa et al. ont développé un modèle d'éléments finis bidimensionnel pour évaluer l'effet de la cinématique de contact sur les contraintes du polyéthylène pendant un cycle de marche. Les positions relatives des composants PTG au cours d'un cycle de marche ont été déterminées à partir de données de fluoroscopie in vivo. Des analyses statiques par éléments finis ont été effectuées pour évaluer la distribution de contrainte sur la surface du polyéthylène à divers points au cours du cycle de marche [1]. Estupinan et al. ont utilisé un modèle bidimensionnel idéalisé d'une arthroplastie du genou non conforme pour simuler l'influence de la charge cyclique sur les contraintes du polyéthylène [2]. Dans le modèle d'Estupinan et al. une charge de 200 N a été appliquée au pénétrateur fémoral, qui a ensuite été déplacé de 4 mm à travers la surface du polyéthylène, la charge a été retirée et le pénétrateur est revenu à sa position d'origine. Reeves et al. ont utilisé un modèle de plan sagittal bidimensionnel pour examiner le développement de déformations plastiques dans le polyéthylène en raison de charges répétitives [3]. Le mouvement antéropostérieur du composant fémoral a été contrôlé en appliquant un historique de déplacement repris de la littérature. Godest et al. ont utilisé une approche par éléments finis explicite pour simuler la cinématique et les contraintes internes dans les implants de genou pendant un cycle de marche [4]. Cependant, peu d'articles ont discuté de la distribution des contraintes dans les implants et les os au cours d'un cycle de marche en tenant compte d'un mauvais alignement résultant d'une intervention chirurgicale ou d'un mauvais alignement qui n'a pas été totalement corrigé. En cas de mauvais alignement, la prothèse

totale du genou supportera des charges inégales et la contrainte maximale sera augmentée.

Selon la revue de la littérature, l'alignement est une considération importante dans le prothèse total du genou. Des changements significatifs dans l'alignement axial du fémur et du tibia influenceront la répartition de la charge dans l'articulation du genou. Ces changements peuvent également modifier la répartition des contraintes dans l'implant et parfois entraîner une défaillance du PTG. Le composant tibial dans les prothèses totales de genou peut être un palier fixe ou mobile. Dans ce chapitre un cycle de marche a été simulé dans le modèle de PTG par la méthode des éléments finis.

2. Etude dynamique des forces et moments appliquées au PTG

Un cycle de marche correspond à la période qui s'étend du contact du talon au sol d'un membre inférieur au contact suivant du talon au sol de ce même membre. Chaque cycle de marche se compose d'une phase d'appui (de 0 à ~ 60% du cycle de marche) et d'une phase d'oscillation (de 60 à 100% du cycle de marche). La phase d'appui se compose du contact initial (entre 0 et 2% du cycle de marche), d'une phase de réponse à la charge (entre 2 et 10% du cycle de marche), du milieu d'appui (entre 10 et 30% du cycle de marche) et de la fin d'appui (entre 30 et ~ 50% du cycle de marche).

Dans ce chapitre, les forces et les moments pendant un cycle de marche de 1.6 seconde sont illustrées dans la figure 1 et la figure 2. La charge axiale verticale (F_y) et le moment de flexion-extension (M_x) ont été appliqués au fémur. Pendant la démarche normale, un moment d'abduction (M_z) et un moment de rotation interne (M_y) se produisent après le contact initial, l'articulation du genou est soumise à un moment d'adduction externe tout au long de la phase d'appui et un moment de rotation externe dans la fin d'appui. La charge verticale a été appliquée au centre de fémur vers le sens tibial. Les forces antéro-postérieure (F_z) et médio-latéral (F_x) ont été appliqués sur le plateau tibial au niveau d'articulation.

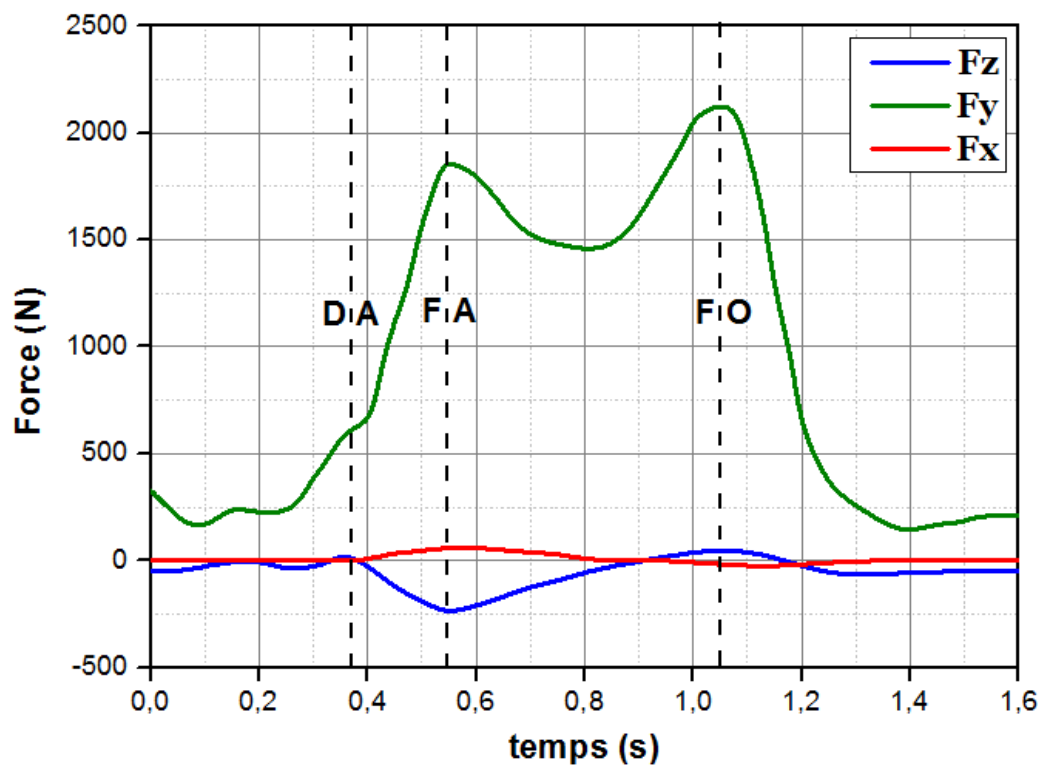


Figure 1. Les forces appliqués au system PTG durant un cycle de marche, DA: début d'appui, FA: fin d'appui, FO: fin d'oscillation [5].

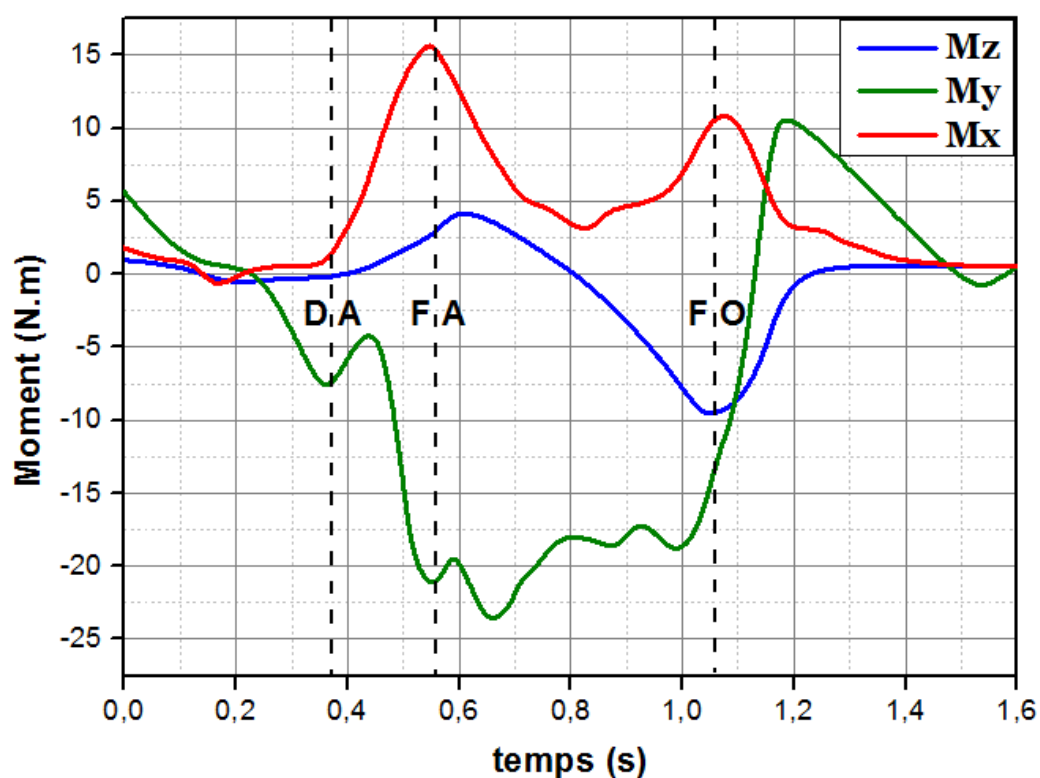


Figure 2. Les moments appliqués au system PTG durant un cycle de marche, DA: début d'appui, FA: fin d'appui, FO: fin d'oscillation [5].

3. Les résultats

Dans cette étude, des forces et moments dynamique ont été examinée afin de déterminer au niveau phénoménologique ce qui se passe lorsque le système de PTG est soumis à cette charge spécifique. L'analyse des contraintes exécutée par Abaqus a fourni des résultats qui ont permis de tracer le champ de contraintes de von Mises sous la forme de bandes de couleur. Chaque bande de couleur représente une plage particulière de valeur de contrainte, qui est donnée en Mega Pascals. La distribution des contraintes a été identifiée pour chaque composant de la prothèse totale du genou ainsi que pour les zones osseuses autour de l'implant. Les valeurs de contrainte équivalentes ont montré une variance dans chaque phase de la marche sous différentes valeurs et la direction des forces et moments, puisque ce modèle reflète le mouvement dynamique. Cette étude a montré la contrainte de von Mises prévue aux différentes composantes de PTG durant un cycle de la marche normal.

3.1. L'os cortical fémoral

L'os cortical est à la fois plus rigide et résistant lorsqu'il est chargé longitudinalement que radialement ou transversalement, il est également plus résistant en compression, d'un point de vue qualitatif, l'os cortical humain peut être considéré comme un matériau linéaire élastique avec une faible déformation à la rupture. Dans l'analyse du cycle de marche du PTG. La plus grande contrainte de von Mises était de 104.8 MPa, cette contrainte était plus élevé à 1.06 seconde comme le montre la figure 3, la contrainte de von Mises maximale de l'os cortical a été observée au bord du condyle médial et dans la face antérieur du fémur. Constatons également une autre concentration de contraintes mais de moindres valeurs au niveau de diaphyse fémorale, ceci est clairement illustré dans la figure 4.

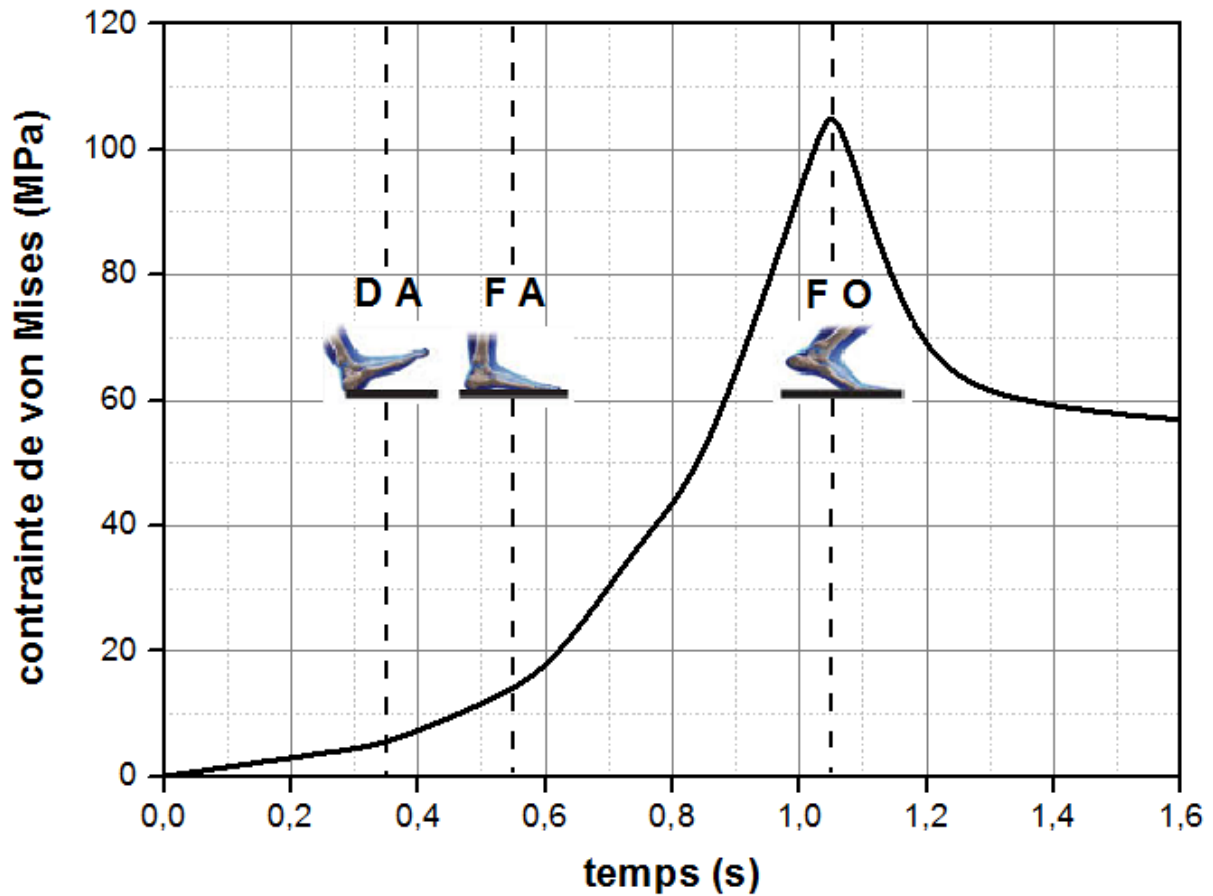


Figure 3. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'os fémoral durant un cycle de marche.

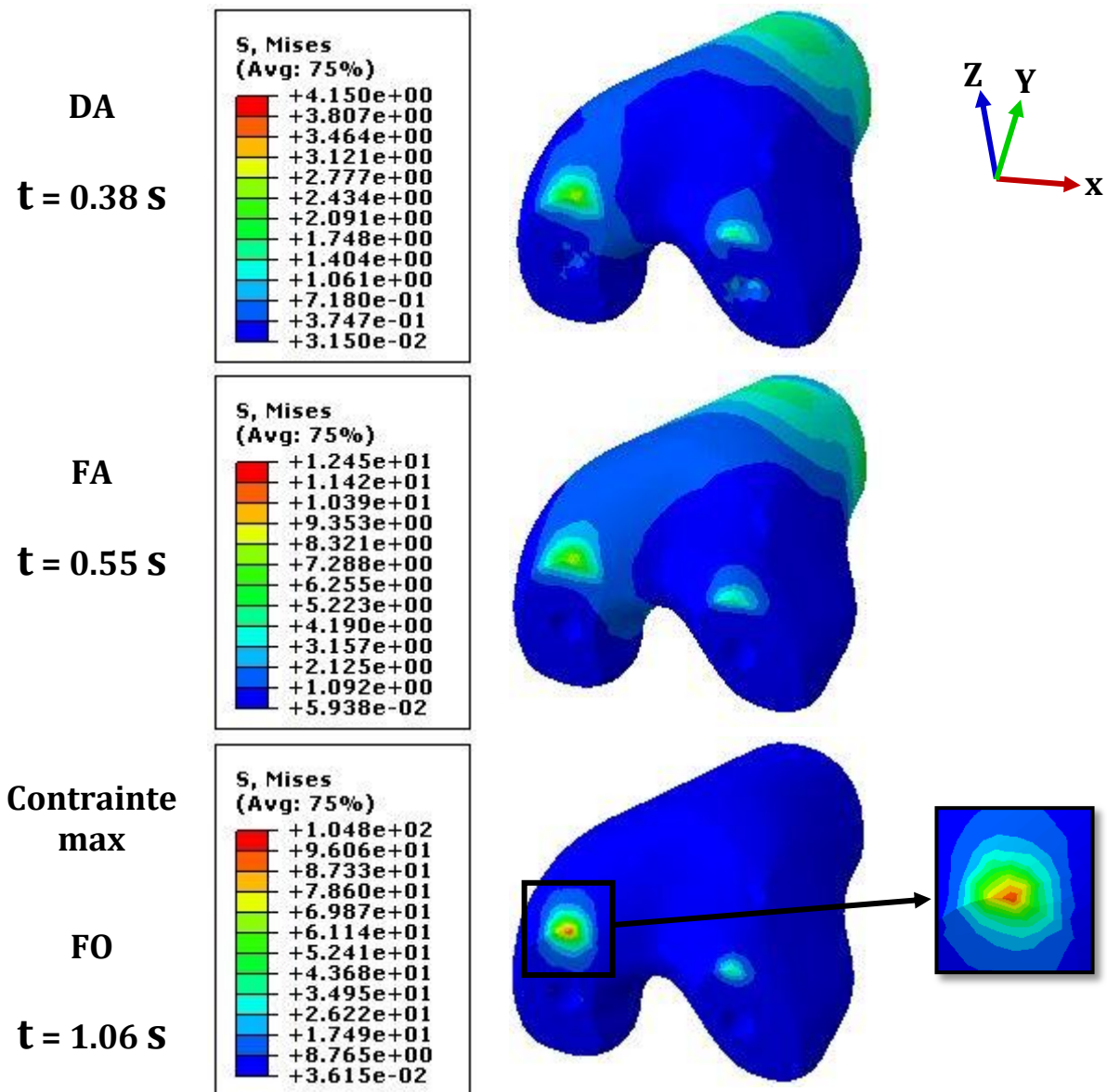


Figure 4. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'os fémoral durant un cycle de marche.

3.2. L'implant fémoral

La figure 5 montre la variation des contraintes biomécaniques de l'implant fémoral. Les contraintes von Mises se présentent sous la forme de courbe normalisée en fonction du temps, les contraintes de von Mises augmentent significativement avec le temps dans la phase (0 à 1,06 s), ces contraintes diminuent significativement avec le temps dans la phase (1,06 s à 1,6 s). L'analyse des contraintes de von Mises était généralement utilisée comme mesure alternative de la distorsion du matériau et comme indice d'évaluation dans l'optimisation structurelle de l'implant fémoral. La contrainte maximale de von Mises (114 MPa) a été trouvée au deuxième pic de poids corporel, c'est à dire à 1,06 s, cette contrainte maximale a été observés dans le côté médial de l'implant fémoral en contact avec le condyle fémoral comme le montre la figure 6. La valeur de contrainte maximale au corps de l'implant dans cette condition de chargement était inférieure à la limite d'élasticité (limite d'élasticité pour le titane, 462 MPa).

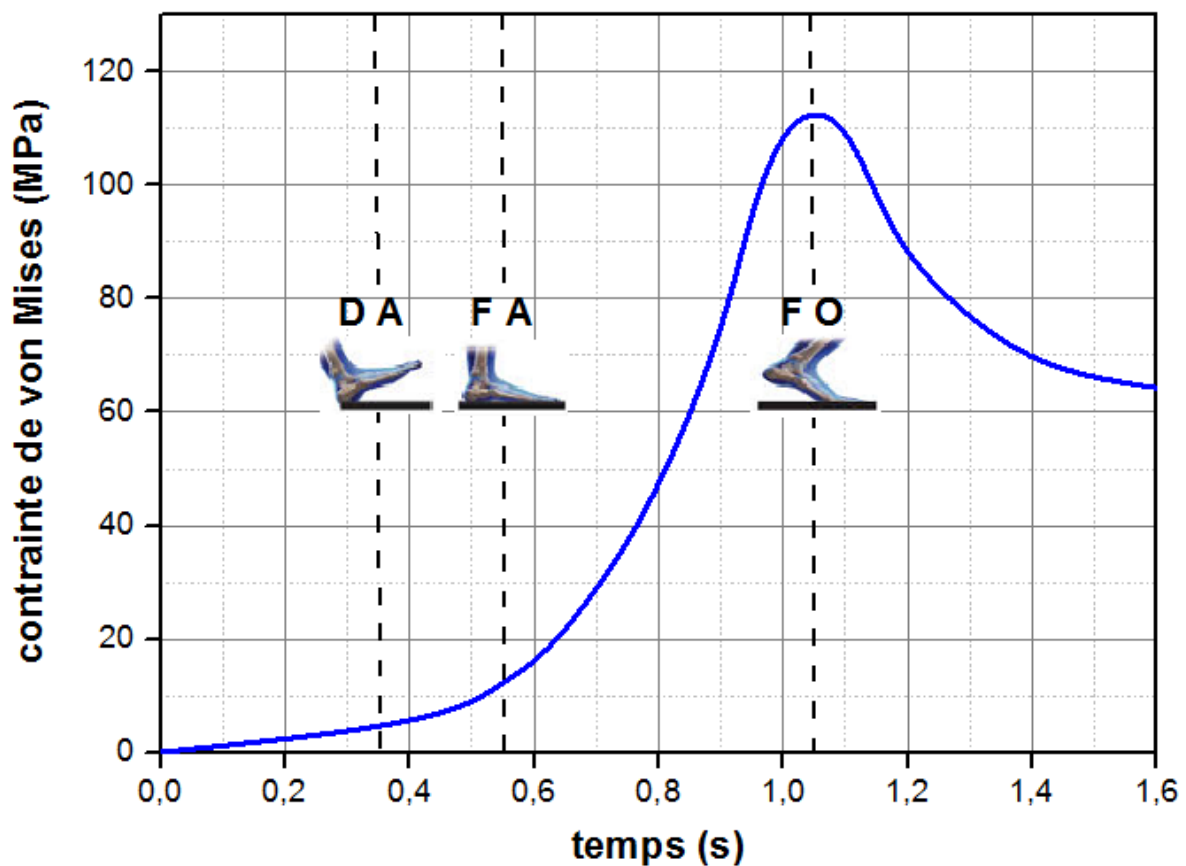


Figure 5. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'implant fémoral durant un cycle de marche.

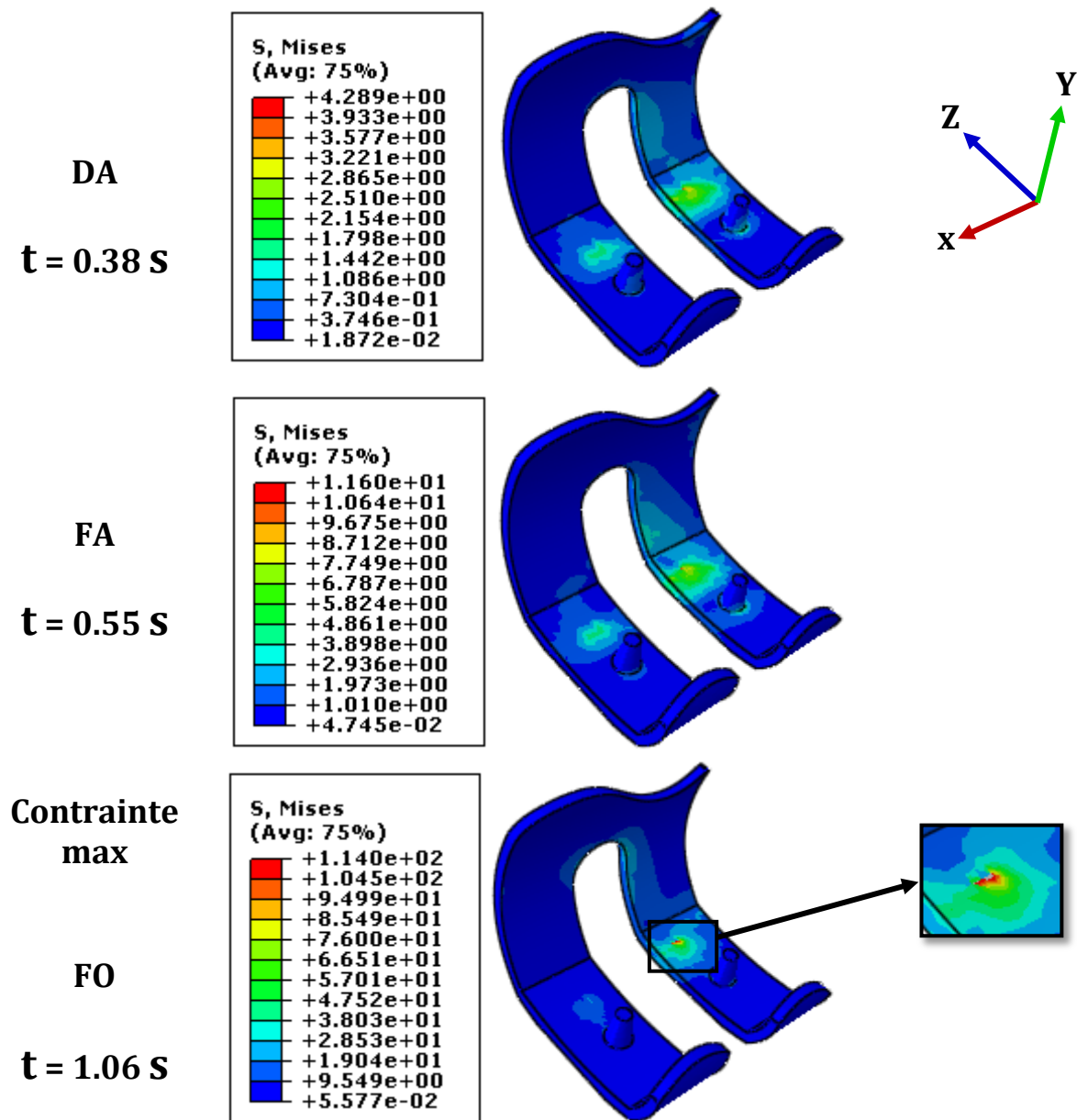


Figure 6. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant fémoral durant un cycle de marche.

3.3. L'insert en Polyéthylène

Le polyéthylène est une des résines thermoplastiques les plus répandues dans l'orthopédie. Il possède une excellente résistance aux agents chimiques et aux chocs. Il a des antécédents cliniques en tant que biomatériau à utiliser dans le genou. La contrainte équivalente maximale à la pièce en polyéthylène était de 6.65 MPa à la partie médiale, cette contrainte a été observée à l'intérieur de la pièce dans le contact avec l'implant tibial par la tige antérieure, cette contrainte diminue dans le côté latéral, elle était entre 0.56 et 1.11 MPa comme le montre la figure 8. La contrainte de von Mises estimée au niveau du polyéthylène a montré une concentration peu importante près de l'interface entre le plateau tibial et l'implant fémoral. La contrainte de von Mises estimée pendant un cycle de marche est présentée à la figure 7.

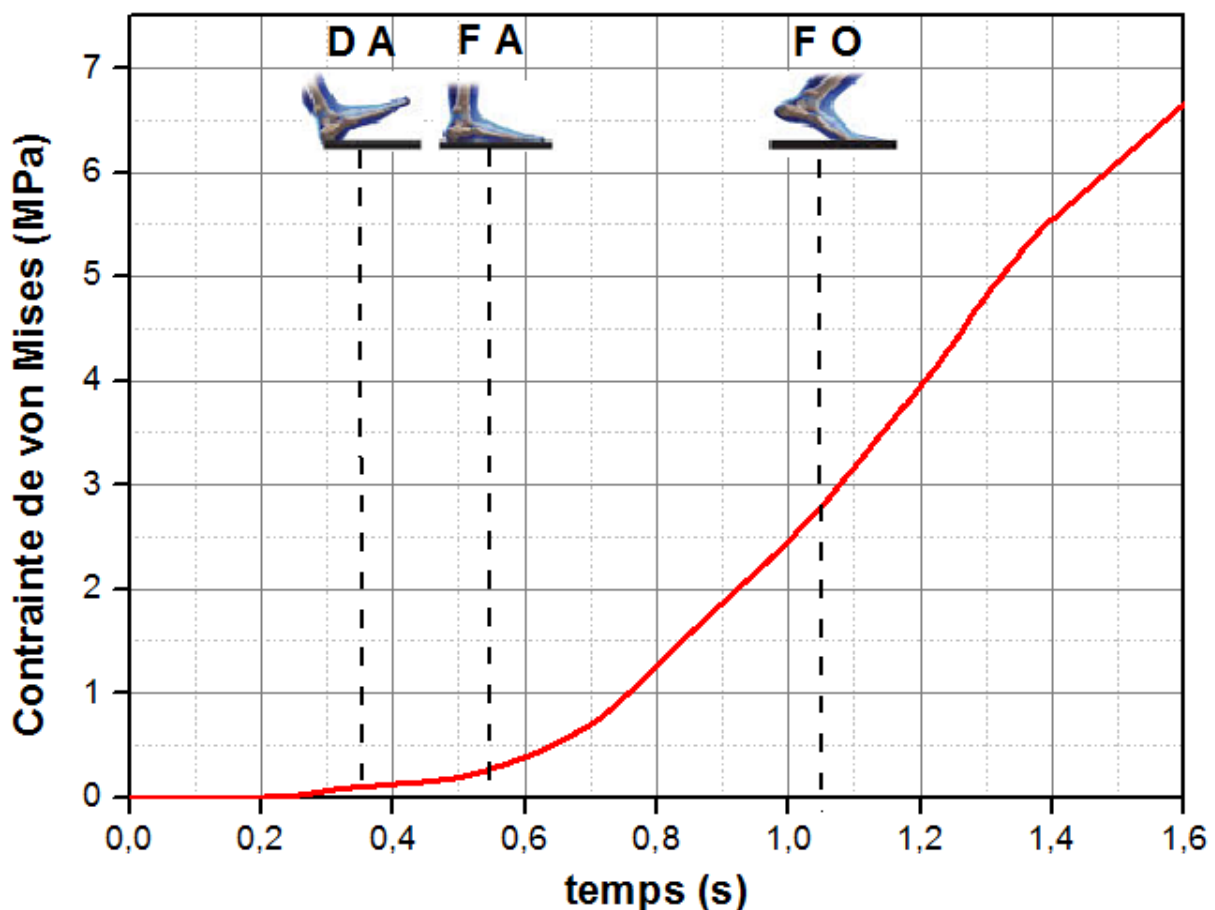


Figure 7. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'insert en polyéthylène durant un cycle de marche.

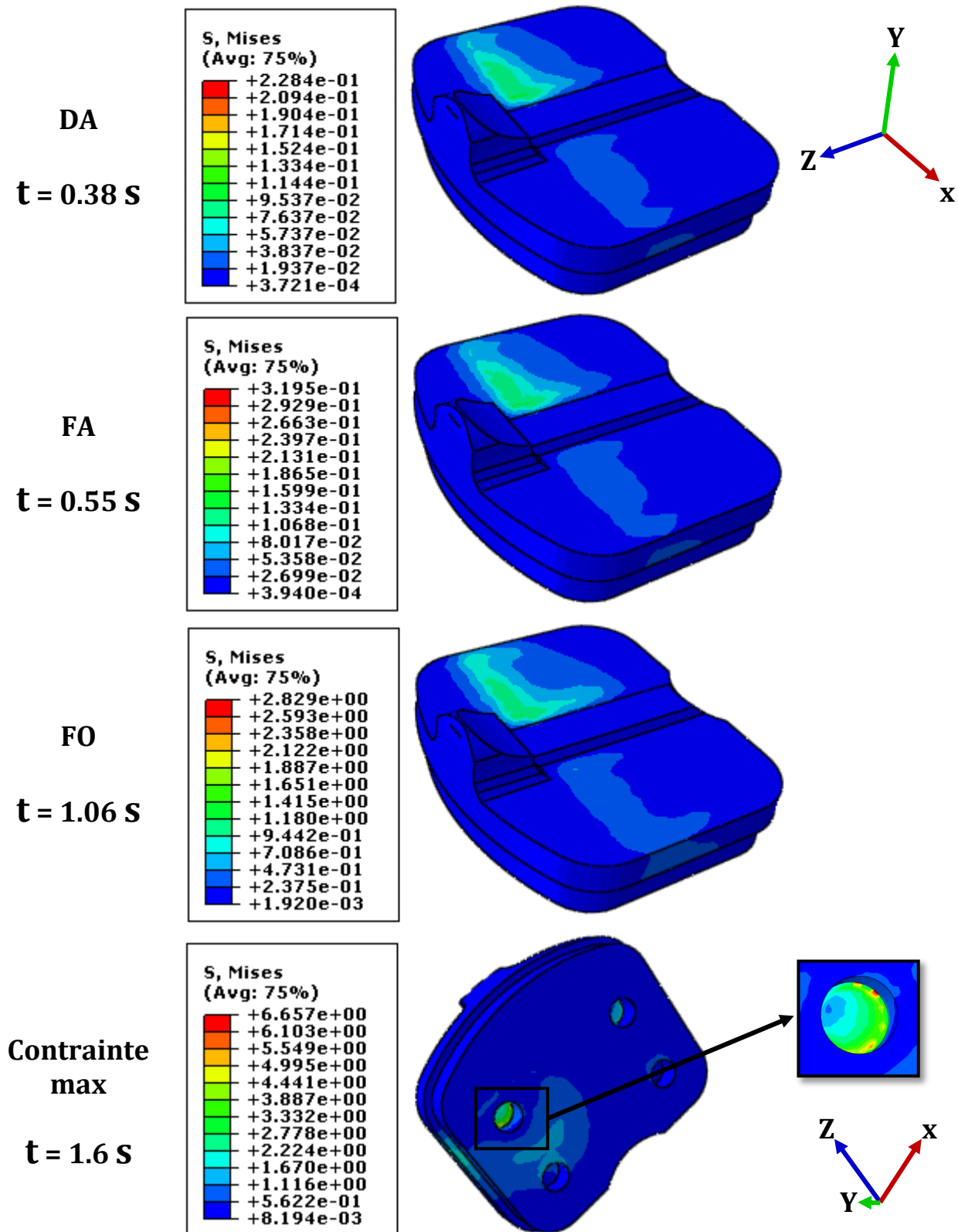


Figure 8. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'insert en polyéthylène durant un cycle de marche.

3.4. L'implant tibial

La courbe de la figure 9 représente la variation des contraintes de von Mises engendrées dans l'implant tibial durant un cycle de marche, on remarque que les contraintes augmentent progressivement pendant le temps. La figure 10 représente le niveau et la répartition des contraintes de von Mises au sein de l'implant. On a vu que la tige antérieure de la partie médiale de l'implant subissait un maximum de contraintes au niveau de son contact avec l'insert en polyéthylène, montrant l'effet distal de la charge dynamique. Ces contraintes diminuent progressivement à mesure que nous nous dirigeons vers la partie latérale du corps de l'implant. La valeur de contrainte maximale au corps de l'implant dans cette condition de chargement était inférieure à la limite d'élasticité (limite d'élasticité pour le titane, 462 MPa).

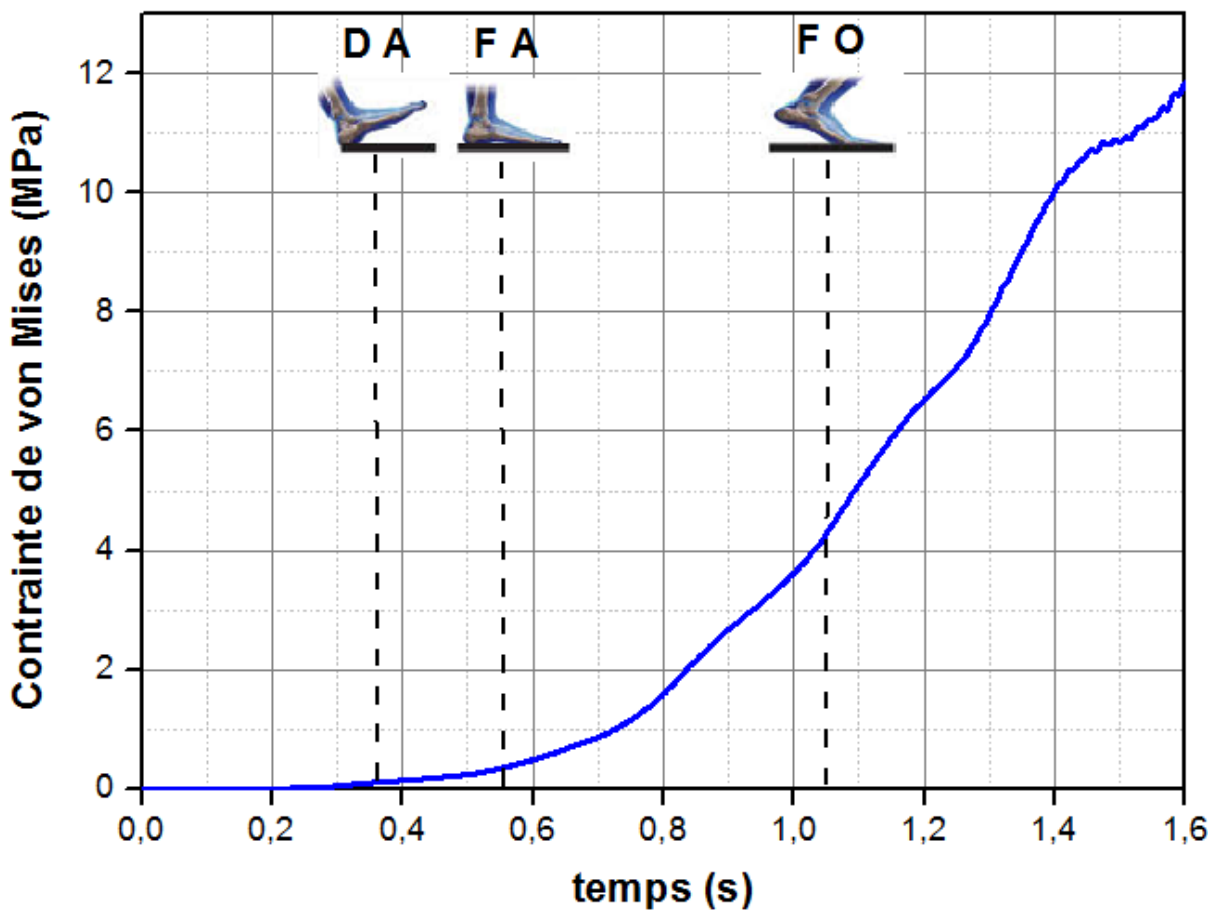


Figure 9. Variation de contrainte von Mises engendrée dans l'implant tibial durant un cycle de marche.

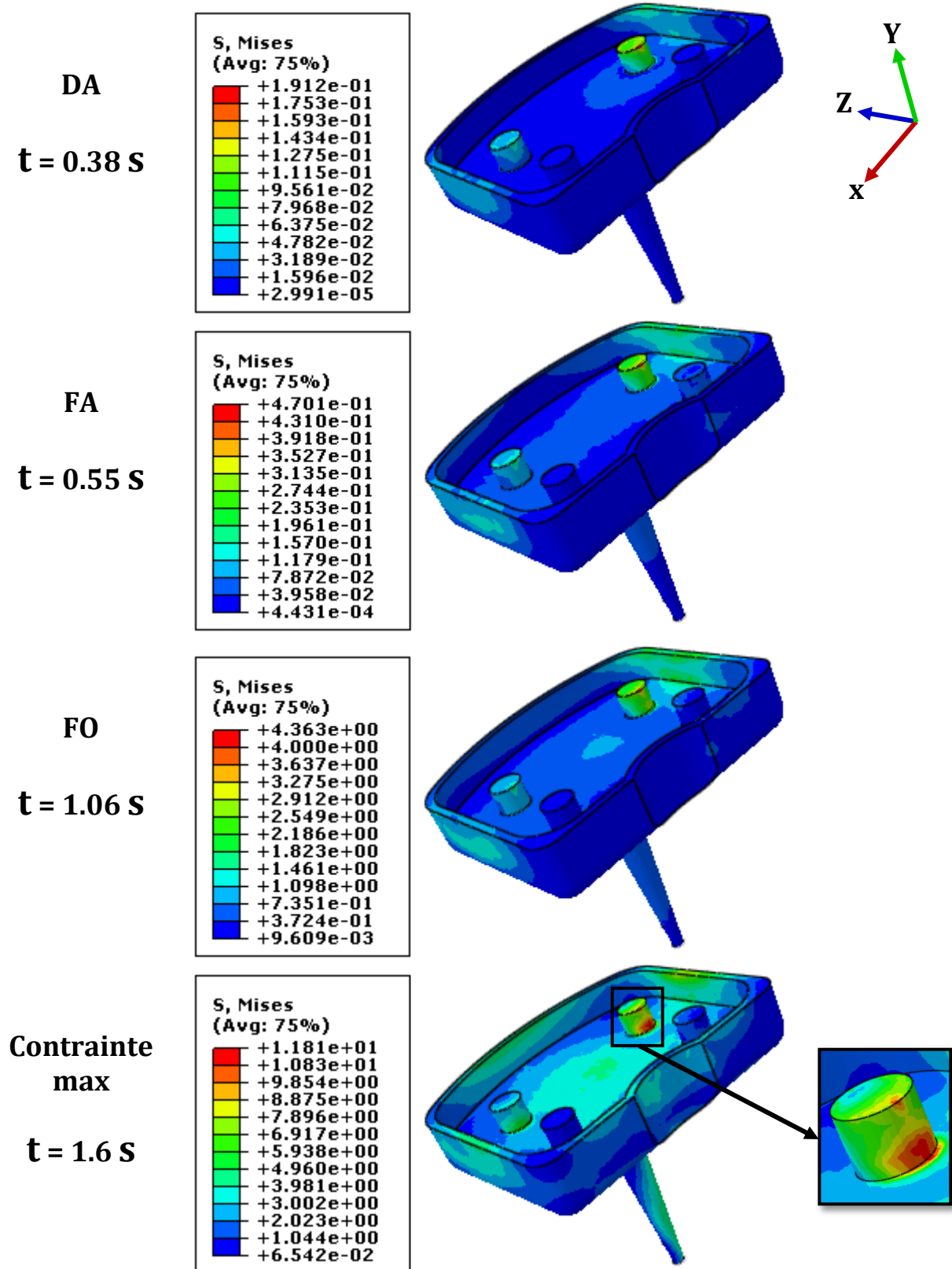


Figure 10. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'implant tibial durant un cycle de marche.

3.5. L'os cortical tibial

Le tibia est un os de la jambe, il est localisé entre le genou et le pied, le tibia fait le lien entre le fémur et la cheville, et permet donc les mouvements nécessaires à la marche. La courbe de la figure 11 présente la variation des contraintes de von Mises engendrée dans los tibial pendant la marche normale, les contraintes équivalentes sont très petites entre 0 et 0.38 seconde , soit avant l'appui, ces contraintes augmente lentement durant la phase d'appui, les contraintes de von Mises augmentent rapidement dans la phase d'oscillation. Comme le montre sur la figure 12, la contrainte maximale de von Mises s'est produite sur le cortex dans le plateau médial. En général, les contraintes de l'os cortical tibial augmentaient progressivement à mesure que l'inclinaison du plateau tibial passait de varus à valgus. La valeur de contrainte maximale était 1.98 MPa à 1.6 seconde.

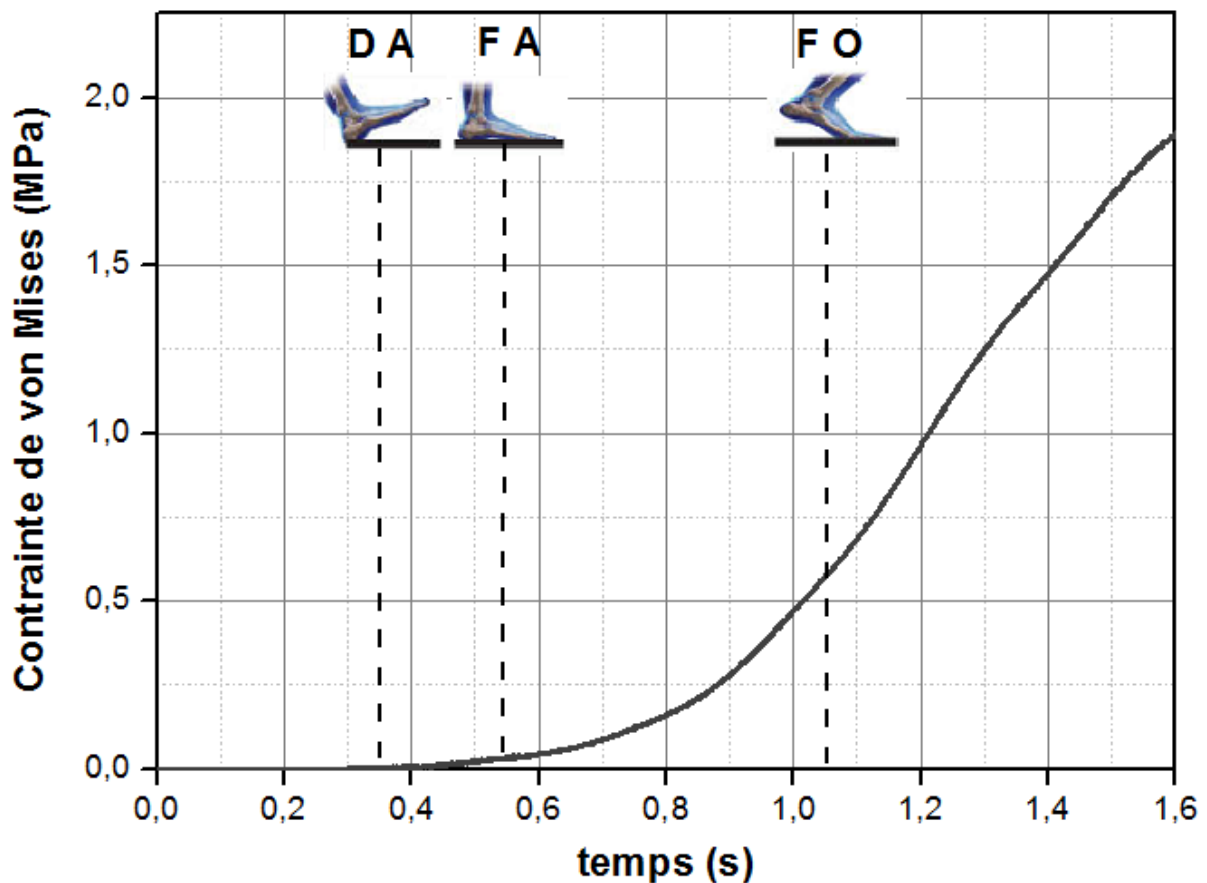


Figure 11. Variation de contrainte de von Mises engendrée dans los tibial durant un cycle de marche.

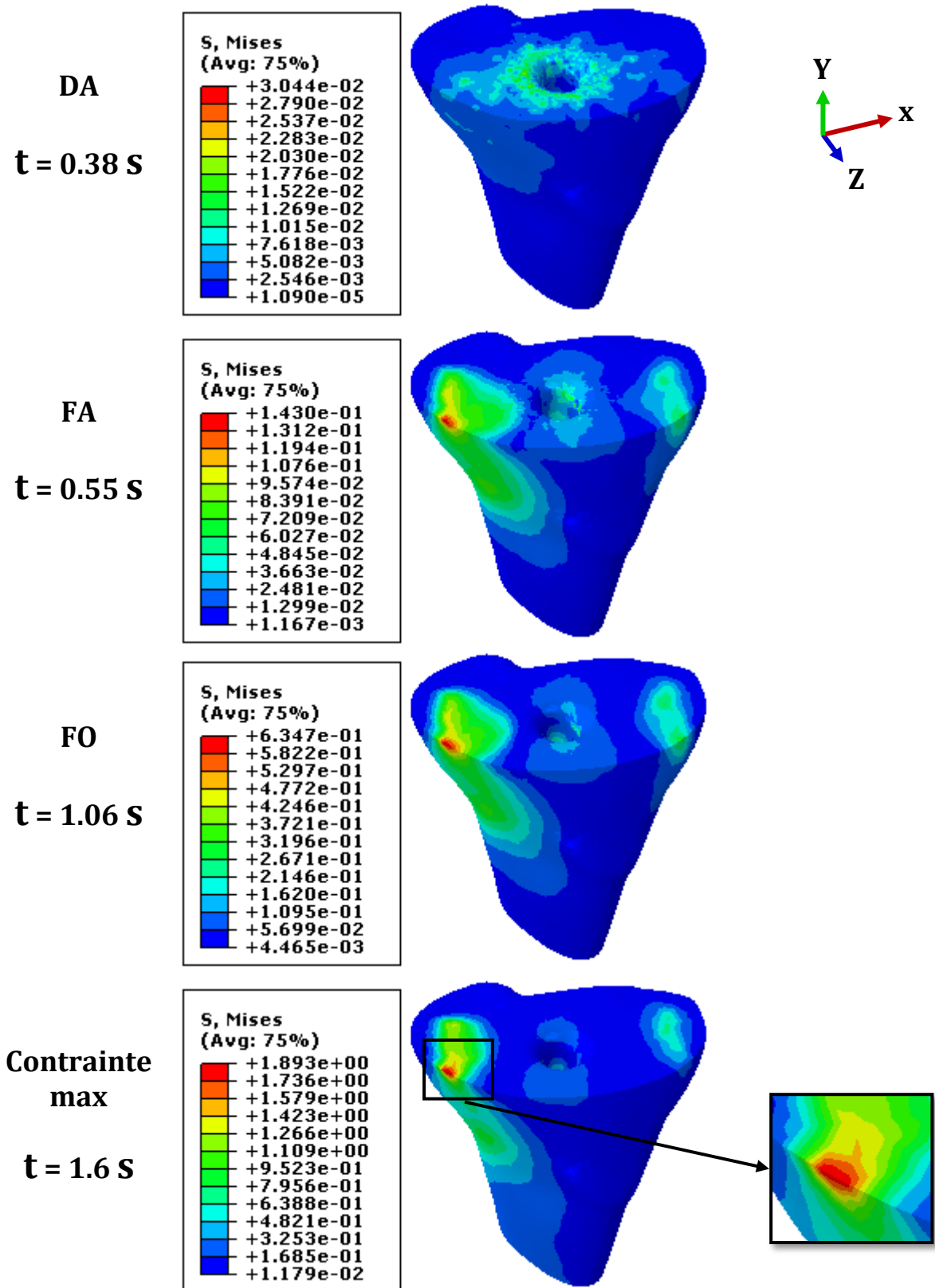


Figure 12. Niveau et répartition des contraintes de von Mises dans l'os tibial durant un cycle de marche.

4. La discussion

La conception des prothèses a été améliorée en utilisant la conception assistée par ordinateur (CAO) et l'analyse structurelle basée sur la méthode des éléments finis. Ces deux méthodes, ensemble, permettent le calcul des variables mécaniques (contraintes, déformations, déplacements) et de la réponse mécanique de la prothèse avec différentes conceptions. Ces variables peuvent également être mesurées par des tests *in vitro*, mais l'avantage de la méthode des éléments finis est la possibilité de modifier les paramètres géométriques et le matériau de la prothèse pour évaluer leur comportement avant la fabrication du prototype. Grâce à cela, il est possible d'évaluer les performances de la prothèse pour différentes positions du cycle de marche en moins temps.

La présente étude a évalué les performances biomécaniques de la PTG. Pour la première fois, un modèle 3D spécifique au sujet de l'articulation du genou avec les conditions de charge dynamique a été utilisé pour évaluer les performances fonctionnelles de la PTG pendant un cycle de la marche normal. Dans ce chapitre, nous présentons un modèle 3D complet de prothèse totale du genou. Cela comprend: os tibial, os fémoral, un implant fémoral, un implant tibial et une pièce en polyéthylène qui permet le glissement et la stabilité de l'articulation. L'os est considéré comme homogène, élastique linéaire et isotrope pour simplifier le problème. Ainsi, tous les matériaux, y compris le polyéthylène et le titane, ont été considérés comme élastiques, linéaires, homogènes et isotropes. A chacun des matériaux, il a été affecté les valeurs du module d'Young et du coefficient de Poisson résumées dans le tableau 2. Les paramètres utilisés pour les tissus osseux correspondent à des valeurs moyennes de la littérature.

pendant la marche normale, la flexion du genou (M_x) est diminuée au contact initial et la flexion maximale globale obtenue est réduite lorsque le pied se déplace vers le sol. Pendant la phase d'oscillation du membre non prothétique, le poids corporel (F_y) commence à avancer sur le membre prothétique, qui est en phase d'appui. Cela produit à une augmentation progressive des contraintes comme nous l'avons remarqué précédemment. Afin d'obtenir une longueur de pas adéquate du membre non prothétique, la montée du talon sur la prothèse se produit plus tôt. L'élévation du talon obtenue est supérieure à celle d'une démarche normale. Cela crée une élévation du corps et se traduit par une plus grande force de charge du côté non prothétique (ou du côté sain) car le poids corporel diminue plus rapidement sur le membre. Une plus grande contraction du quadriceps est nécessaire pour absorber la force. La force d'appui générée par le membre prothétique est réduite, ce qui est compensé par les fléchisseurs de la hanche. La flexion du genou sur le membre prothétique se produit avec une certaine contraction des ischio-jambiers mais principalement une contraction excentrique du quadriceps. Pendant la phase d'appui, l'énergie générée par le membre prothétique est réduite de 50% à celle qui serait générée par le membre normal, ceci est compensé par une plus grande dépense d'énergie dans les muscles situés plus haut du membre. L'effet basculant de la prothèse entraîne une instabilité accrue et la réduction de la flexion du genou obtenue du côté prothétique oblige les muscles de la hanche à

générer une plus grande énergie pour assurer la stabilité. Lorsque le corps transfère du poids dans un mouvement vers l'avant, cette génération d'énergie est ensuite transmise aux muscles du tronc afin de générer suffisamment de force pour propulser le corps vers l'avant et pour compenser la perte d'énergie à travers la prothèse. En raison du mouvement réduit de la cheville de la prothèse, la plage d'extension au niveau de la hanche est réduite à environ la moitié de celle du membre opposé. Le temps d'appui du côté non prothétique est également augmenté par rapport au côté prothétique.

La répartition des contraintes au sein de l'articulation a montré que les contraintes maximales se produisent dans le compartiment médial. La charge est progressivement transférée de l'os fémoral vers les implants puis vers l'os tibial. La contrainte maximale prédite dans le compartiment tibial est inférieure à celle dans le compartiment fémoral, qui est dû aux effets de la pièce en polyéthylène. Comme mentionné précédemment, l'insert en polyéthylène joue un rôle essentiel d'absorption des chocs dans l'articulation du genou. Ainsi, la contrainte survenue dans le compartiment tibial est inférieure à celui dans le compartiment fémoral. Les résultats ont montré que la valeur maximale de la contrainte équivalente s'est produite à la fin de la phase d'oscillation, c'est-à-dire au moment où le moment d'extension et le poids corporel du genou pic deuxième se sont produits. Cela pourrait expliquer pourquoi il a été démontré que le moment initial du varus du genou était un prédicteur de la présence, de la gravité et du taux de progression de l'arthrose du genou sur le compartiment médial.

Les contraintes dans le polyéthylène dépendent de la cinématique de l'articulation, qui à son tour dépend de la conception de l'implant, du positionnement de l'implant et de la contrainte environnante. Afin de comprendre l'importance relative de ces facteurs sur les contraintes du polyéthylène, les modèles géométriques de la PTG doivent être capables d'incorporer ces variables dans les simulations et être capables de prédire la cinématique et les contraintes en une seule analyse. Les résultats de la répartition des contraintes et de la déformation du polyéthylène ont montré que le compartiment médial est la région la plus touchée par rapport le compartiment latéral, cette différence est due aux moments d'adduction et abduction (M_z) qui peut être créée la maladie de varus.

La performance à long terme d'une prothèse totale du genou dépend de la cinématique et des contraintes engendrées dans le système fémur-PTG-tibia. Des études cliniques ont montré que l'usure des prothèses totales du genou est très variable et cela est probablement attribuable aux diverses conditions cinématiques et de contrainte qui se produisent in vivo. Blunn et al. ont déclaré que la cinématique est le facteur le plus affectant à l'usure du polyéthylène dans les prothèses totales du genou [6]. Barbour et al. ont découvert que l'usure de l'UHMWPE était affectée non seulement par l'amplitude de la contrainte de contact, mais également par la manière dont la contrainte est appliquée [7]. Les résultats des tests de Barbour ont indiqué que le facteur d'usure de l'UHMWPE diminuait avec l'augmentation de la contrainte de contact si la contrainte ne variait pas avec le temps. Si une contrainte dépendant du temps ou variant dans l'espace était

appliquée, le facteur d'usure augmente considérablement par rapport à la contrainte de contact d'amplitude similaire.

Plusieurs études ont en effet montré une usure accrue du polyéthylène, une ostéolyse et un relâchement des implants dans les genoux non restaurés à la neutralité [8–12]. Il est généralement admis que ces événements indésirables surviennent parce que des écarts par rapport à l'alignement mécanique neutre entraînent des charges mécaniques accrues sur l'implant, ainsi que l'interface os-prothèse, conduisant à un échec ultérieur de l'implant et/ou de la fixation.

CONCLUSION

Presque tous les systèmes des prothèses du genou, l'objectif principal est la stabilité initiale de la prothèse à long terme par une distribution optimale des contraintes mécaniques dans l'os environnant. Pour atteindre cet objectif, les concepteurs de systèmes d'arthroplastie totale du genou doivent faire face à des problèmes de biomatériaux et de biomécanique, y compris les forces et les moments in vivo sur les composants de la prothèse, la transmission de la charge à l'interface et la réponse des tissus osseux. Une analyse par éléments finis tridimensionnelle (3D) est construite pour étudier l'effet du chargement dynamique sur la distribution des contraintes dans la prothèse totale du genou. Dans les limites de cette étude, l'hypothèse suivante est obtenue à partir de cette étude par la considération biomécanique, il est visible que la contrainte biomécanique se propage dans les zones des os qui sont plus proches des composants de la PTG, et diminue en amplitude vers la région externe. La contrainte biomécanique atteint le plus haut dans la région médiale et supérieure à celle dans la région latérale, La contrainte maximale prédite dans le compartiment tibial est inférieure à celle dans le compartiment fémoral, qui est dû aux effets du matériau de la pièce en polyéthylène qui présente de très faibles propriétés mécaniques et par conséquent, les contraintes fémoral sont dissipées dans la déformation élastique de ce dernier.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] ISHIKAWA, H., FUJIKI, H. and YASUDA, K. (1996) Contact analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene articular plate in artificial knee joint during gait movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118, pp. 377-386.
- [2] ESTUPINAN, J. A., BARTEL, D. L. and WRIGHT, T. M. (1998) Residual stresses in ultra-high molecular weight polyethylene loaded cyclically by a rigid moving indenter in nonconforming geometries. *Journal of Orthopaedic Research*, 16, pp. 80-88.
- [3] REEVES, E. A., BARTON, D. C., FITZPATRICK, D. P. and FISHER, J. (1998) A two dimensional model of cyclic strain accumulation in ultra-high molecular weight polyethylene knee replacements. *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 212, pp. 189-198.
- [4] GODEST, A. C., BEAUGONIN, M., HAUG, E., TAYLOR, M. and GREGSON, P. J. (2002) Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(2), pp. 267-275.
- [5] I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, G. Bergmann, Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects, *Journal of Biomechanics*. 43, 2164–2173.
- [6] BLUNN, G. W., JOSHI, A. B., MINNS, R. J., LIDGREN, L., LILLEY, P., RYD, L., ENGELBRECHT, E. and WALKER, P. S. (1997) Wear in retrieved condylar knee arthroplasties: A comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses. *The Journal of Arthroplasty*, 12(3), pp. 281-290.
- [7] BARBOUR, P. S. M., BARTON, D. C. and FISHER, J. (1997) The influence of stress conditions on the wear of UHMWPE for total joint replacements. *Journal of Materials Sciences: Material in Medicine*, 8, pp. 603-611.
- [8] Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 1991;73:709.
- [9] Lewallen DG, Bryan RS, Peterson LF. Polycentric total knee arthroplasty: a ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:1211.
- [10] Lotke PA, Ecker ML. Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1977;59:77.
- [11] Ritter MA, Faris PM, Keating EM, et al. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 1994;299:153.
- [12] Tew M, Waugh W. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 1985;67:551.

CHAPITRE V

**Analyse des Contraintes dans la
PTG due à un Choc**

INTRODUCTION

Les facteurs biomécaniques produits par les activités quotidiennes jouent un rôle important dans la détermination de la santé et de la durée de vie du système PTG [1]. Par conséquent, les informations sur les forces articulaires et la réponse biomécanique qui en résulte de divers composants tissulaires dans l'articulation au cours des activités quotidiennes sont nécessaires [2]. L'analyse par éléments finis permet de déterminer numériquement la mécanique de contact à l'interface des composants de la prothèse [3]. Le mécanisme habituel des fractures de la diaphyse fémorale est un choc direct violent ou une contrainte fémorale axiale sur genou fléchi (généralement au cours d'un accident de véhicule à moteur ou d'une collision automobile-piéton). Ainsi, d'autres blessures graves sont souvent présentes.

Le but de cette étude est d'analyser par la méthode des éléments finis tridimensionnelle (3D) les contraintes engendrées d'un système Fémur-PTG-Tibia soumis à un effort statique multilatéral combiné, qui représente un choc mécanique fémoral. Pour cela, nous avons modélisé ce système en trois dimensions pour analyser la distribution des contraintes biomécaniques équivalentes pour chaque composant. Plusieurs auteurs ont travaillé sur l'analyse du comportement biomécanique de différents modèles de PTG sous chargement statique [4-6]. Cependant, cette étude propose une nouvelle méthode d'analyse de l'impact des chocs mécaniques inattendus et de leur effet secondaire sur la stabilité et la durabilité du système PTG. Cette méthodologie décrite peut faire partie des exigences pour l'approbation d'une nouvelle prothèse au même titre que les essais expérimentaux de matériaux de prothèse.

1. Chargement et les conditions aux limites

Trois charges statiques combinées suivant les trois directions ont été appliquées sur la section fémorale d'un patient masculin, âgé de 39 ans et un poids de 68 kg [4]. Pour les conditions aux limites (figure 1):

- La partie apicale de la section du tibia a été fixée mécaniquement en restreignant tous les degrés de liberté de translation et en autorisant les rotations autour des axes X, Y et Z "car il y a trois rotations dans l'articulation du genou [5,7,8].
- La surface supérieure de la section fémorale a été soumise à trois charges: $F_x = 930$ N, $F_y = 2667$ N et $F_z = 1070$ N dans les directions médio-latérale, fémoro-tibiale et antéro-postérieure, respectivement. $F_y = 2667$ N est une force de compression soumise dans la direction axiale de l'os fémoral [4]; les deux autres composants sont soumis latéralement à la section transversale du fémur. Ces deux forces F_x et F_z représentent également une projection de la force de choc appliquée sur le fémur égale à une force résultante de 1417,67 N, a été prise pour simuler le cas d'une charge de choc due à un accident de voiture pesant 1000 kg et une vitesse de 4,25 m / s.
- Les autres surfaces pouvaient se déplacer dans tous les degrés de liberté de translation et de rotation.

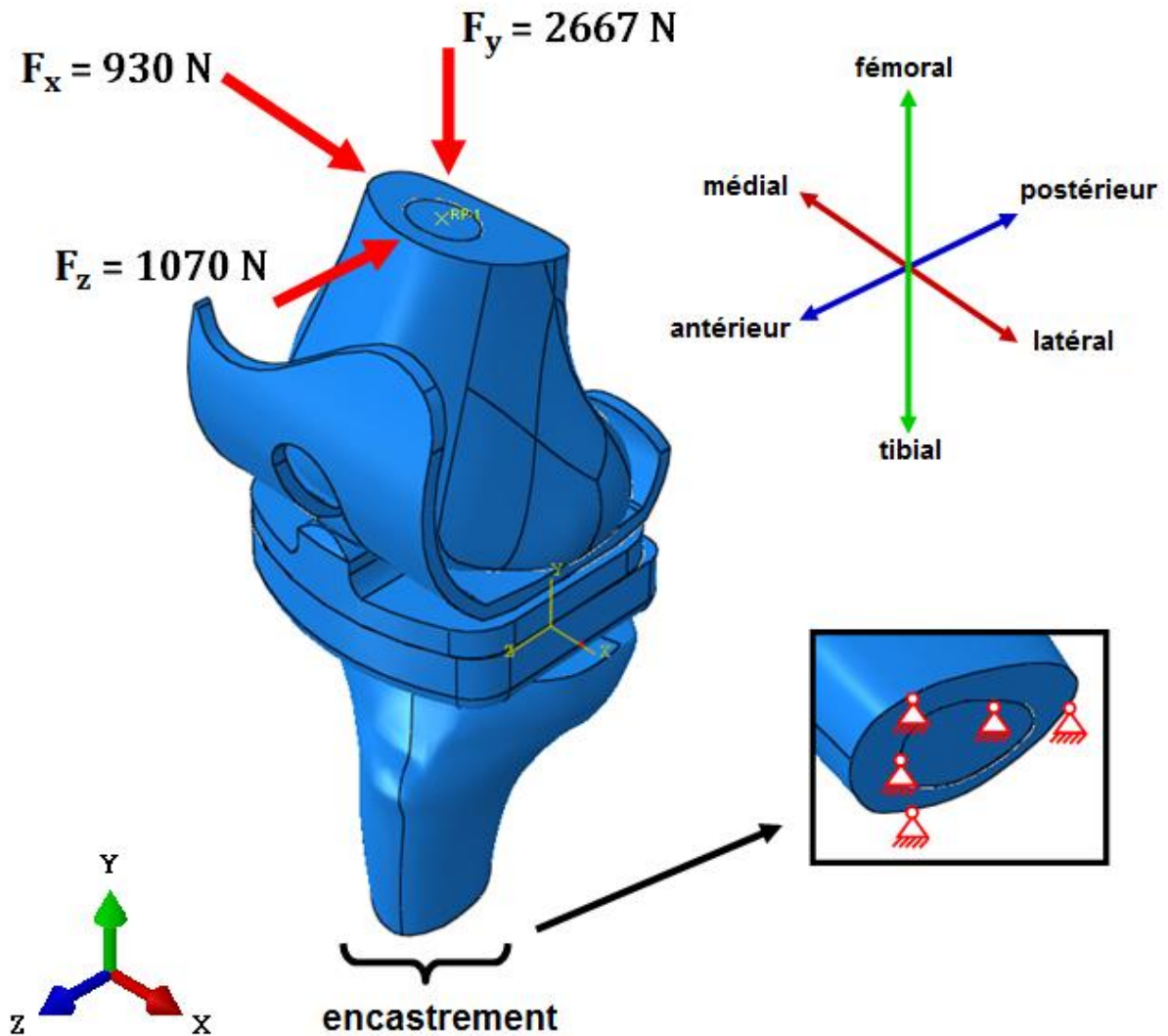


Figure 1. Les forces appliquées au genou.

2. Les résultats

Les analyses numériques réalisées selon les paramètres préalablement définis, il est désormais possible d'apprécier la répartition des contraintes mécaniques calculées pour chacun des composants du système. Afin de rendre les résultats visibles à l'utilisateur, ils sont affichés selon un code couleur qui, sous la forme d'un dégradé allant du bleu au rouge, montre graphiquement la répartition des contraintes mécaniques dans les corps étudiés. Cette échelle chromatique est en fait l'expression des contraintes regroupées par groupe de valeurs délimitées de l'ensemble du modèle FE en fonction de terminaux numériques fixes. Ces derniers sont normalisés manuellement pour toutes les configurations pour permettre la comparaison des résultats selon une échelle chromatique standard.

2.1. Distribution de la contrainte équivalente dans le système PTG

Dans la première étape de cette analyse par éléments finis, les réponses mécaniques des composants PTG sous ses forces combinées et conditions aux limites proposées sont affichées sur la figure 2.

2.1.1. L'implant fémoral

Les réponses aux contraintes du l'implant fémoral ont été calculées sous l'influence des forces triaxiales combinées. Ce type de chargement crée des niveaux de contrainte de von Mises importants, qui ne sont pas homogènes sur toute la surface du l'implant fémoral en jonction avec les autres composants du système PTG. D'après la figure 2.a, on a clairement observé que ce cas de chargement génère une grande contrainte équivalente de (44,19 MPa) sur ses surfaces de contact latérales. Ces contraintes étaient principalement confinées à la partie supérieure de la surface du l'implant fémoral postérieur près de la tige de fixation, face à la surface condylienne de la section osseuse du fémur. La répartition des contraintes dans l'autre zone sous ce chargement est relativement négligeable. On a observé que la valeur de contrainte maximale de (44,19 MPa) dans le composant fémoral était inférieure à sa limite d'élasticité (c'est-à-dire, limite d'élasticité pour Ti-6Al-4V, 795 MPa, [9]).

2.1.2. L'implant tibial

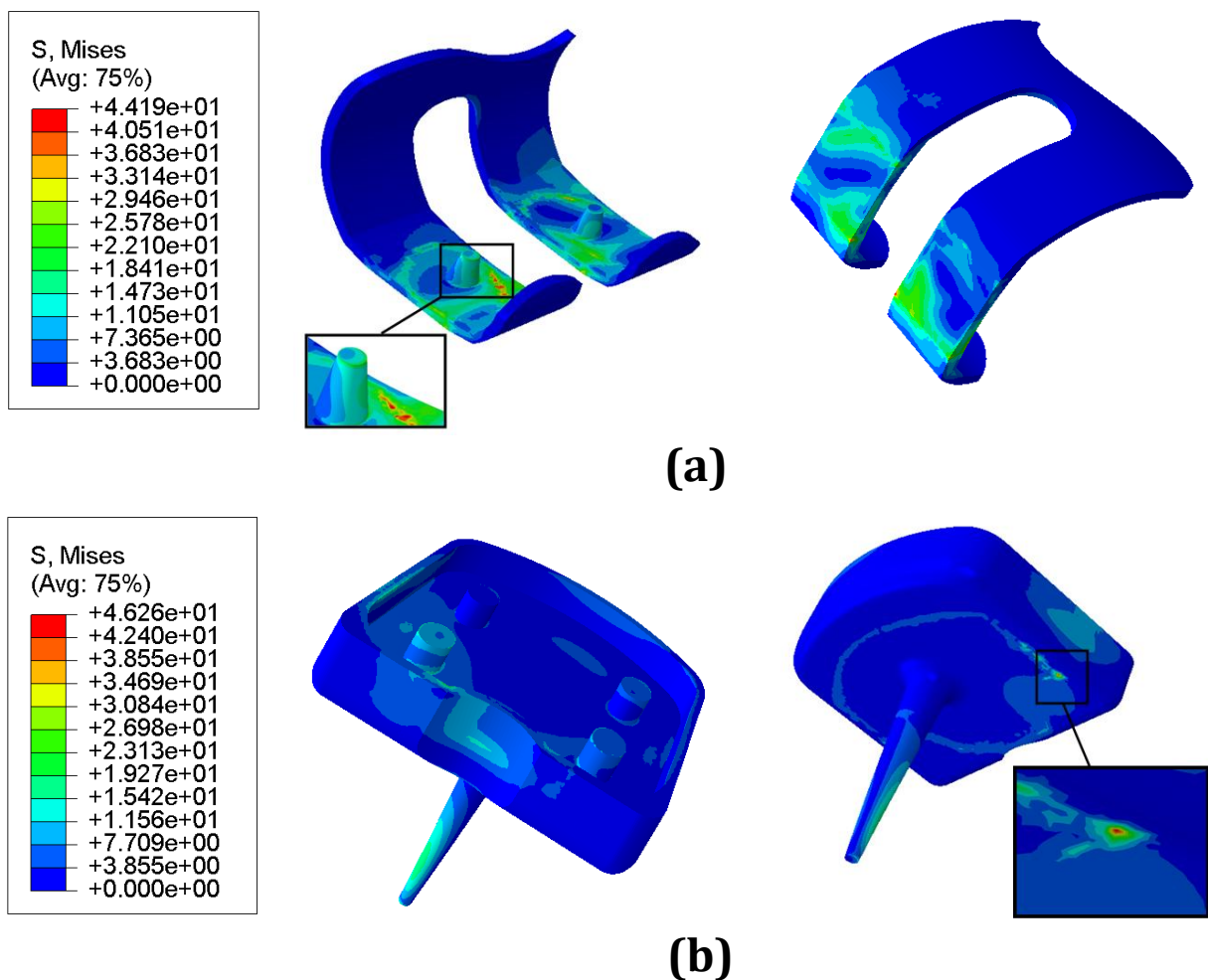
Les résultats obtenus pour l'analyse de la distribution de contrainte équivalente de von Mises dans le composant osseux du tibia sont présentés sur la figure 2.b. Cet élément a également subir une concentration de contrainte maximale de (52,64 MPa). Ces contraintes ont été observées dans une petite zone à la jonction latérale postérieure de ce composant avec plateau osseux tibial. On notera également dans la partie inférieure du composant tibial une autre concentration de contraintes, mais de faible valeur, est présentée du côté de jonction de la tige de fixation de cet élément avec la partie d'os tibial spongieux. A noter que la valeur de contrainte maximale dans le composant fémoral sous cette charge combinée triaxiale était inférieure à la limite d'élasticité de l'implant (limite élastique pour Ti-6Al-4V, 795 MPa, [9]).

2.1.3. L'insert en polyéthylène

Dans cette section, une analyse de la réponse aux contraintes mécaniques dans l'insert en polyéthylène sous l'effet des forces triaxiales combinées a été réalisée. Les résultats de cette étude montrent que la contrainte équivalente la plus significative de (15,6 MPa) est localisée au voisinage de la zone supérieure de contact avec le composant fémoral de la PTG (Fig. 2.c). Ce comportement est dû aux effets des contraintes de compression générées par la force fémoro-tibiale verticale appliquée au niveau de la section osseuse fémorale d'un côté, et des contraintes de cisaillement résultant des efforts appliqués selon les deux directions médio-latérale et antéro-postérieure de l'autre côté.

Les contraintes diminuent progressivement loin de cette région. Dans sa partie inférieure, l'insert en plastique est moins sollicité. La valeur de contrainte maximale de 15,6 MPa observée dans l'insert en plastique sous cette charge combinée était proche de sa limite d'élasticité (limite d'élasticité pour UHMWPE, 19 MPa [10]). Notant que l'intensité de cette contrainte peut entraîner des complications dans le système PTG lorsque la charge appliquée augmente en raison d'un traumatisme aigu.

Cependant, l'étude que nous avons menée montre que ces contraintes sont les plus faibles par rapport à celles des autres composants du système prothétique. Cela revient au fait que l'insert en polyéthylène, présente une faible propriété mécanique et donc les contraintes sont dissipées lors de la déformation élastique.



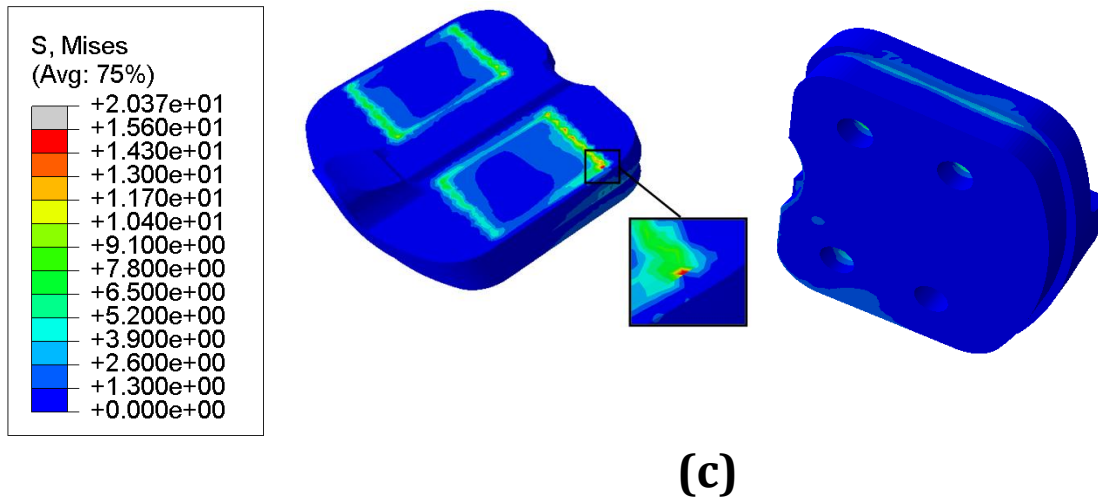


Figure 2. Distribution des contraintes de von Mises dans les composants PTG:
(a) l'implant fémoral, (b) l'implant tibial et (c) l'insert en polyéthylène.

Les courbes de la figure 3 représentant les valeurs de contour des contraintes qui ont commencé par les points S_M et S_L pour les faces supérieures aux extrémités de deux surfaces articulaires du polyéthylène en contact avec le composant fémoral sur les côtés médial et latéral, respectivement. En analysant ces courbes, nous avons pu enregistrer le plus haut niveau de contrainte (P_L) dans la zone latérale postérieure, il a été observé que cette valeur de contrainte (P_L) est deux fois plus importante que celle présentée dans la deuxième zone médial (P_M). Ceci implique des déformations élastiques latérales importantes du polyéthylène. La figure 4 montre clairement que le polyéthylène se déforme visiblement pour absorber le maximum des charges orientées vers le composant tibial.

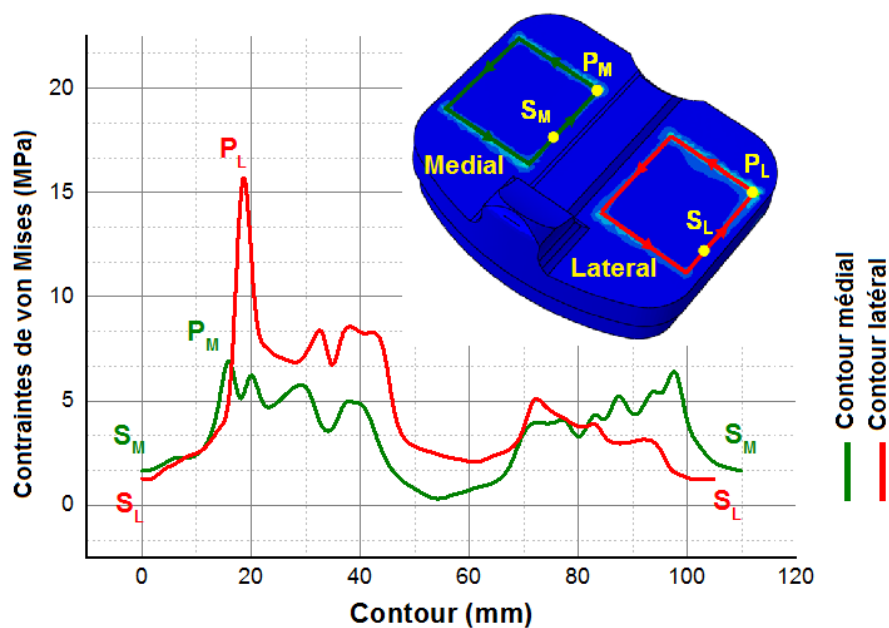


Figure 3. Les courbes des contraintes pour les faces supérieures médial et latéral du polyéthylène.

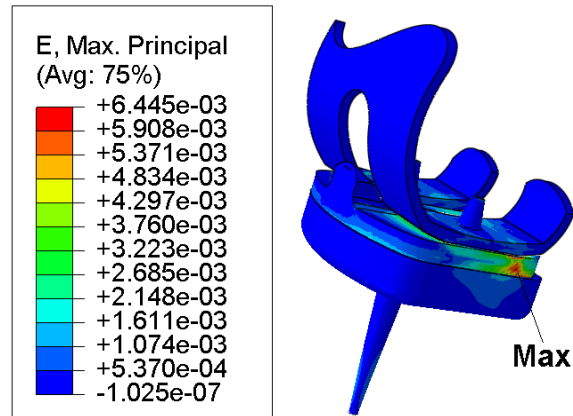


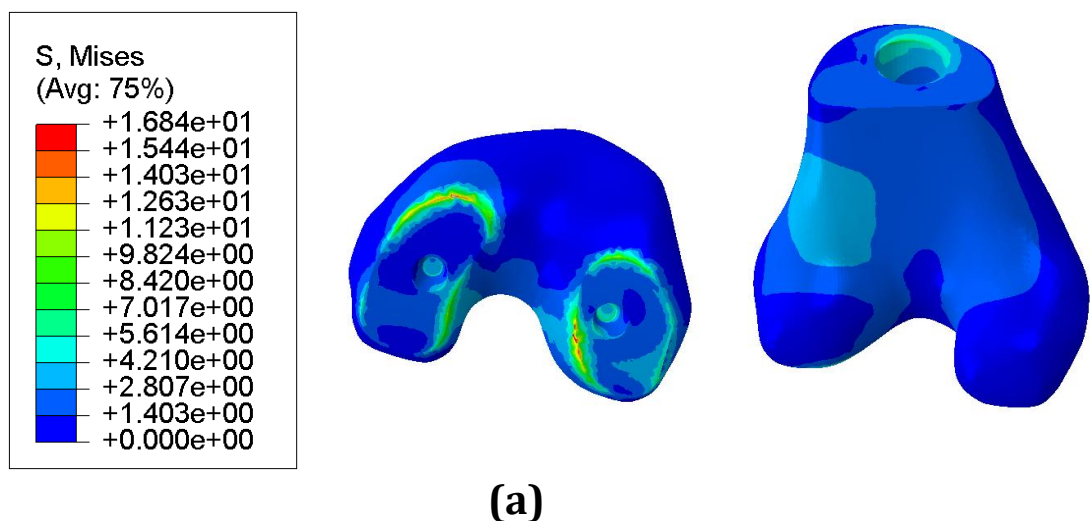
Figure 4. Déformation élastique maximale observée dans le système PTG.

2.2. Distribution de la contrainte équivalente dans l'os

Pour les deux sections du fémur et du tibia, les résultats de l'os cortical et l'os spongieux ont été affichés séparément pour une meilleure visualisation.

2.2.1. L'os cortical

Dans le fémur, le niveau de contrainte de von Mises maximum dans l'os cortical est observé au niveau des surfaces condyliennes sur les extrémités des surfaces articulaires coïncidant avec la région de sa jonction avec l'implant fémoral (Fig. 5.a). Cependant, nous avons remarqué que la valeur de pic la plus élevée (PL = 16,84 MPa) était générée dans le côté du compartiment latéral de l'os fémoral, soit presque deux fois plus que le pic de contrainte (PM = 9,0 MPa) sur l'autre compartiment médial (Fig. 6). D'autre part, l'os tibial présente également une concentration de contraintes beaucoup plus élevée par rapport aux contraintes générées dans l'os fémoral. La valeur de contrainte maximale de 46,26 MPa a été observée au niveau de la marge fixe distale de la section osseuse de l'os tibial (Fig. 5.b). Ces résultats confirment le rôle de l'élément en plastique dans la minimisation des contraintes.



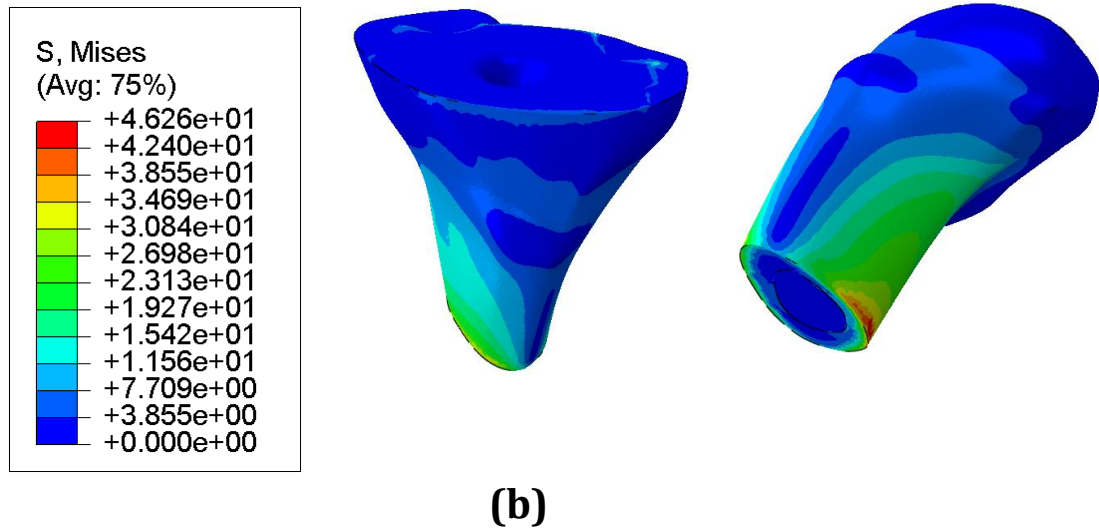


Figure 5. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os cortical : (a) fémur , (b) tibia.

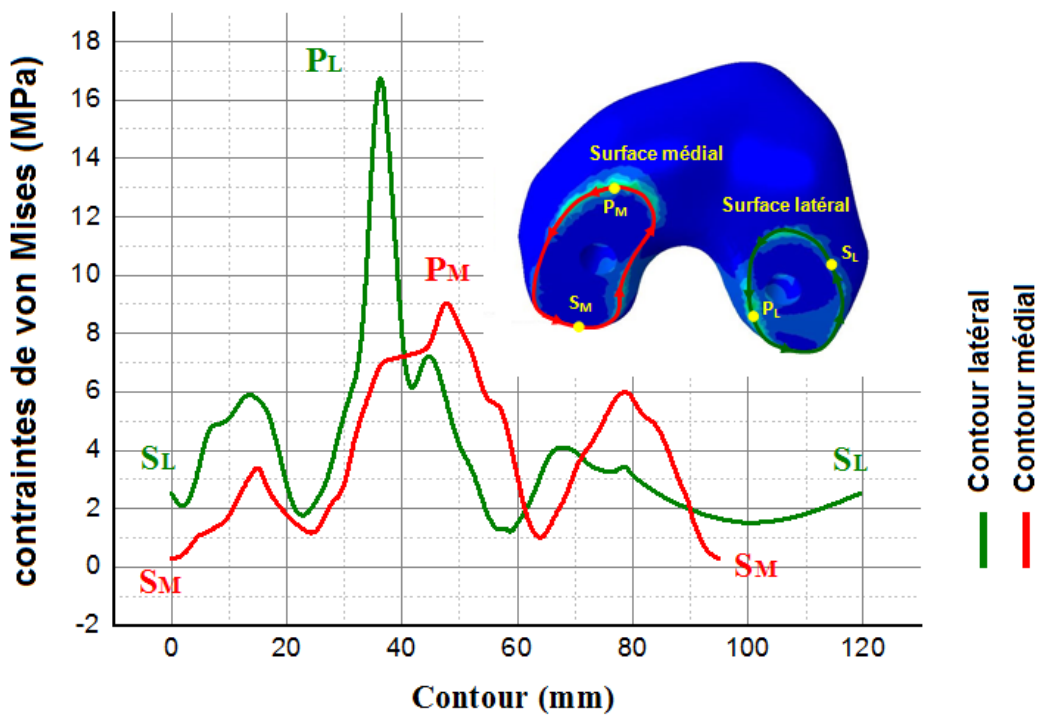


Figure 6. Les courbes des contraintes pour les surfaces condyliennes.

2.2.2. L'os spongieux

Les résultats par éléments finis montrent que les parties spongieuses internes du fémur et du tibia ont également subi des niveaux de contraintes, mais des valeurs faibles par rapport aux parties corticales. La figure 7 représente la répartition des contraintes dans les sections d'os spongieux, on observe des zones de fortes contraintes. Dans la section d'os spongieux fémoral, une contrainte maximale de (1,91 MPa) a été observée dans la zone de charge supérieure à la jonction du corps spongieux avec la couche corticale, et

les contraintes de cette interface diminuent du haut vers le côté distal de ce composant (Fig. 7.a). En outre, dans l'os spongieux de la section tibiale, une contrainte maximale de (2,13 MPa) a été observée sur la face postérieure en dessous du plateau tibial du compartiment latéral (Fig. 7.b).

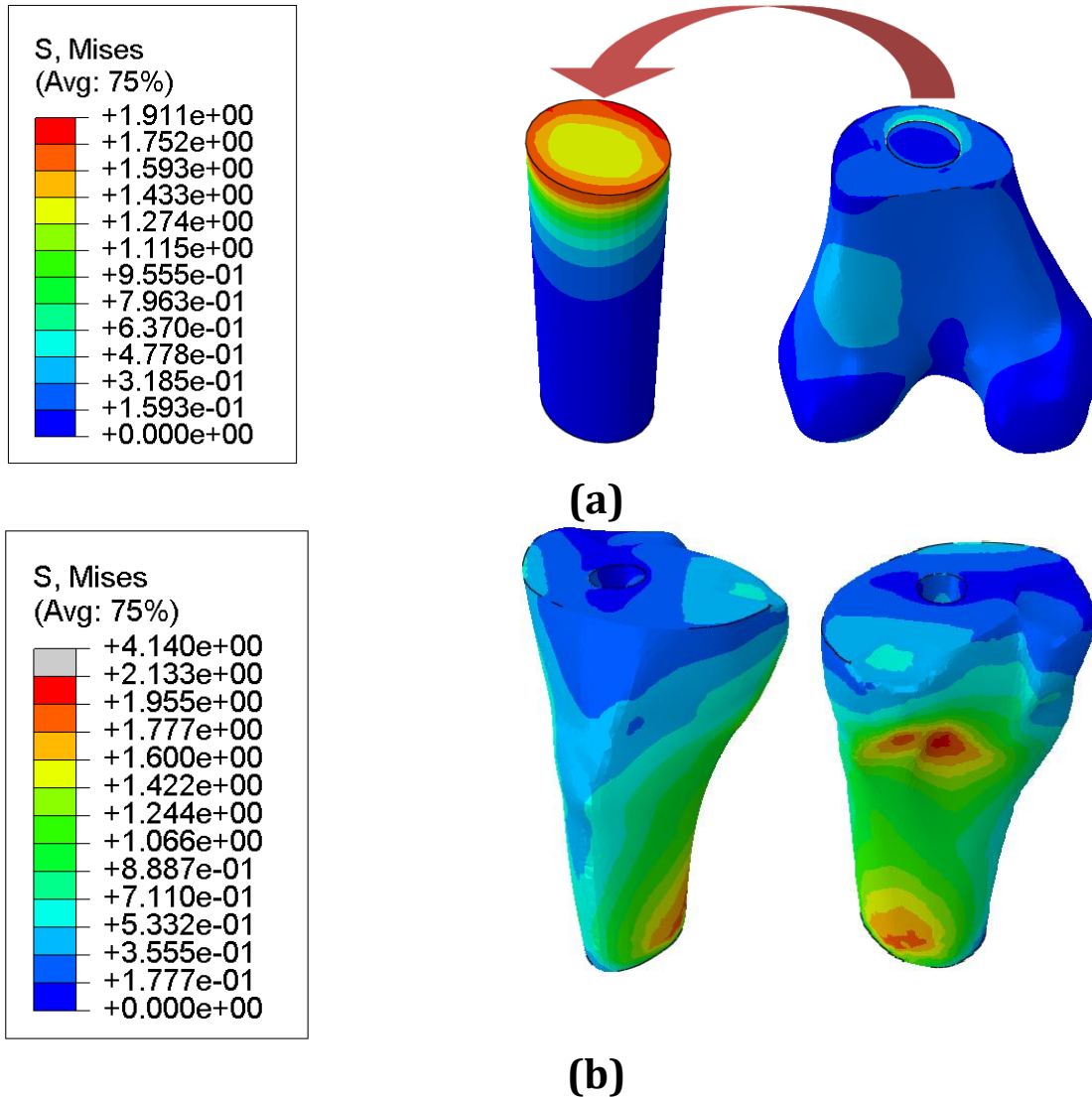


Figure 7. Distribution des contraintes de von Mises dans l'os spongieux : (a) fémur , (b) tibia.

Pour faire la lumière sur les contraintes osseuses interfaciales, les illustrations des composants de la prothèse ont été exclus pour une meilleure visualisation. Les figures 8 et 9 montrent des points répartis à la longueur de l'interface de l'os fémoral - composant fémoral, et l'os tibial - composant tibial au niveau des sections antéropostérieure (AP) et médiolatérale (ML) pour explorer les variations des niveaux des contraintes de von Mises. Les courbes de niveau de contrainte ont été générées le long des chemins décrits montrés dans ces figures pour comparer entre les deux directions, et présentant les

valeurs de contrainte de von Mises pour les deux sections osseuses sous la condition de charge triaxiale proposée dans cette étude. L'état de contrainte équivalent sur la longueur du trajet d'interface en contact avec les composants de la prothèse est présenté dans les deux coupes osseuses. Les résultats de l'analyse par éléments finis ont révélé que le chargement combiné triaxial génère une réponse de contrainte interfaciale irrégulière à l'intérieur de la cavité osseuse et autour du côté ostéointégré du système PTG.

La figure 8.a montre les distributions des contraintes de von Mises dans le côté condyle médial de la section osseuse fémorale. Nous observons à partir de ces courbes les plus fortes contraintes se produisant dans la face condylienne aux extrémités de la surface articulaire coïncidant avec le composant fémoral (Points A et D - Fig. 8.a). Ces valeurs de contrainte ont diminué progressivement dans le sens proximal-distal, et une augmentation brusque des courbes du côté distal de l'os est apparue à l'intersection entre l'apex de la tige de fixation et l'os cortical (points E, F et B, C - Fig 8.a). Une schéma analogue observé pour les courbes de contrainte dans le deuxième côté du condyle latéral de la section osseuse fémorale (Fig. 8.b), bien qu'atteignant des valeurs de contrainte différentes.

Pour la section osseuse tibiale, la figure 9 montre les courbes de contrainte de von Mises sur la longueur de l'interface de l'os tibial - composant tibial au niveau des sections antéro-postérieure et médio-latérale. Les valeurs de contrainte ont été tracées à ces interfaces pour comparer les variations des valeurs de contrainte dans l'os. Les valeurs de contrainte maximales sont indiquées dans le plateau tibial aux points A, D, E et H des côtés antérieur, postérieur, médial et latéral, respectivement. Ces valeurs de contrainte ont diminué dans la direction proximale-apicale et ont montré une augmentation soudaine à la jonction entre l'os cortical et l'os spongieux autour de la tige de fixation ostéointégrée du composant tibial aux points B et F des côtés antérieur et médial, respectivement. La distribution des contraintes montre également une autre augmentation dans l'os spongieux du côté distal de la tige de fixation du même côté que celles du plateau tibial cortical (points F et G des côtés postérieur et latéral, respectivement).

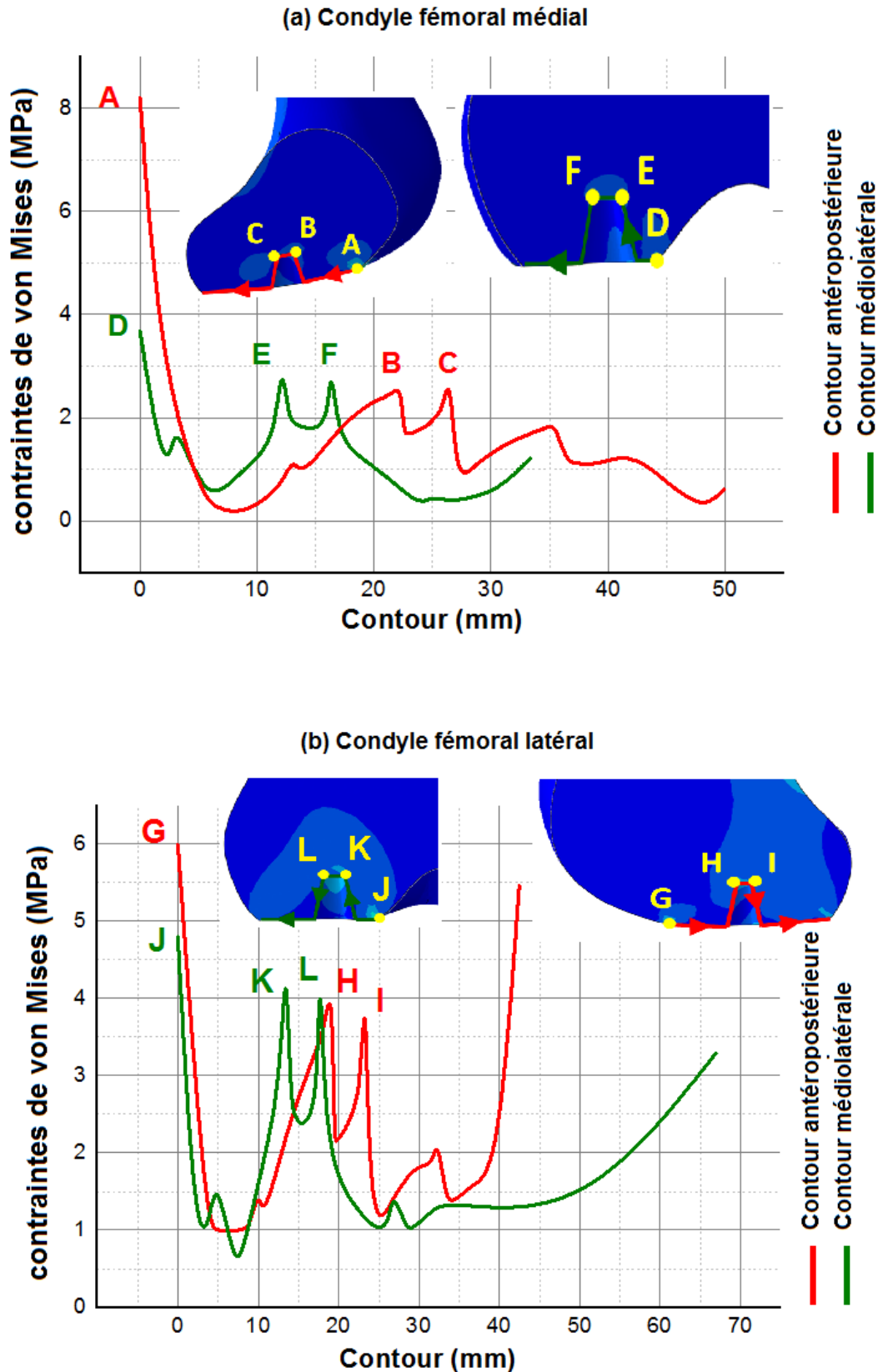


Figure 8. Variations des contraintes de von Mises antéro-postérieur et médio-latéral dans l'interface composant fémoral - os fémoral:
 (a) Condyle fémoral médial. (b) Condyle fémoral latéral.

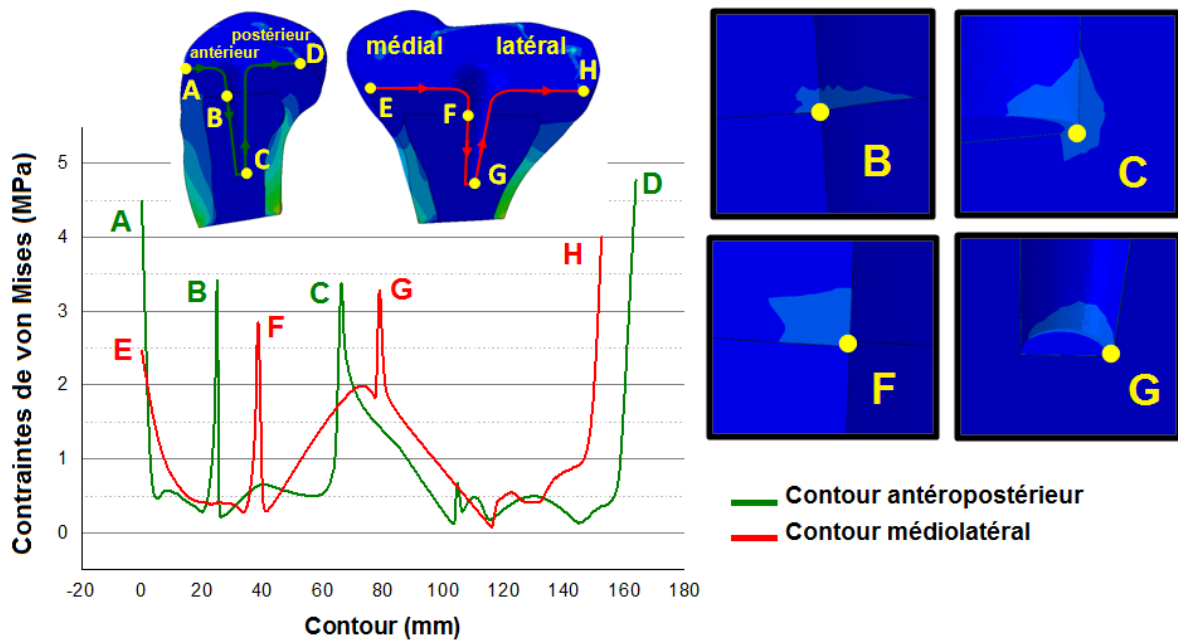


Figure 9. Variation des contraintes de von Mises antéro-postérieur et médio-latéral dans l'interface composante tibiale - os tibial.

3. La discussion

En chirurgie orthopédique, la PTG est choisie lorsque le patient présente des plaintes graves et des limitations fonctionnelles. La prévisibilité du traitement PTG est étayée par de nombreuses études cliniques rapportant des taux de réussite plus élevés pour de nombreux systèmes PTG [11-13]. Cependant, dans les cas d'échecs de PTG, les causes prédominantes sont de nature biomécanique [14]. Ces facteurs comprennent la rigidité mécanique des composants de la PTG et des os de soutien ainsi que la magnitude, la direction et l'emplacement des forces sur la PTG restaurée [15]. La direction des forces tombant sur la PTG peut être contrôlée dans une certaine mesure en modifiant les exercices résistifs. Plusieurs recherches ont affirmé le rôle des forces d'impact et des moments de flexion dans le contrôle de la concentration de contraintes sur une PTG et ses os qui l'appuie [16-18]. Il a été observé que les types de chargement affectent l'os environnant des composants de la PTG et peuvent entraîner une usure des composants de la PTG ou une perte d'ostéo-intégration entre les os de support et les composants de la PTG [19].

La connaissance des contraintes de contact élevées dans les systèmes PTG est considérée comme un outil standard pour déterminer les zones vulnérables présentant une usure et un risque élevés [20]. Afin d'explorer les problèmes potentiels découlant de l'effet de telles charges mécaniques combinées, une approche numérique est adoptée pour calculer les pressions de contact et les zones de fortes concentrations de contraintes ont été étudiées. La méthode des éléments finis a été déjà proposée dans la littérature pour calculer les contraintes dans différentes conceptions de PTG [21], et ici elle a été utilisée pour évaluer les niveaux de contrainte et la distribution dans chaque

composant PTG sous charge de choc triaxial. Les principaux avantages de la méthode des éléments finis sont la grande flexibilité pour favoriser les études comparatives paramétriques, en modifiant de nombreux paramètres de conception et en prédisant la réponse du comportement mécanique de la prothèse sans prototypage de nouveaux modèles, une fois les fichiers CAO 3D disponibles.

L'os cortical, l'os spongieux, et les composants de la PTG étaient supposés comme un matériau linéaire élastique, homogène et isotrope [22-26]. Bien que l'os cortical ait des propriétés de matériau anisotrope et présente une inhomogénéité, il a été modélisé comme homogène et isotrope en raison de la difficulté à établir les principaux axes d'anisotropie [27,28]. Les composantes fémorale et tibiale de la PTG dans cette étude sont considérées comme parfaitement liées à l'os sur toute la surface de contact et totalement ostéointégrées, comme adoptées par des études antérieures [4,16].

Au cours de la mise en place de la PTG et durant les activités quotidiennes, les forces associées à la charge triaxiale combinée se propagent à travers de l'implant et dans le tissu conjonctif environnant. Ces forces combinées génèrent des contraintes, qui sont transférées de manière sélective à travers des composants les plus rigides du système PTG pour prendre en charge les activités et fonctions quotidiennes nécessaires. Les zones à forte concentration de contraintes sont vulnérables à l'usure, aux dommages et à la rupture des composants. Cela devient plus prononcé en particulier lorsque les forces d'impact ont été ressenties pendant le saut ou différentes activités sportives. Ces contraintes peuvent avoir lieu sous forme de contraintes de traction, de compression et de cisaillement, qui sont généralement représentés par une seule valeur de contrainte équivalente à un détartreur connue sous le nom de contrainte de von Mises. Le critère de contrainte de Von Mises dépend de l'ensemble de la distribution des contraintes et est couramment utilisé comme indicateur de défaillance et d'endommagement potentiels [8,29-31].

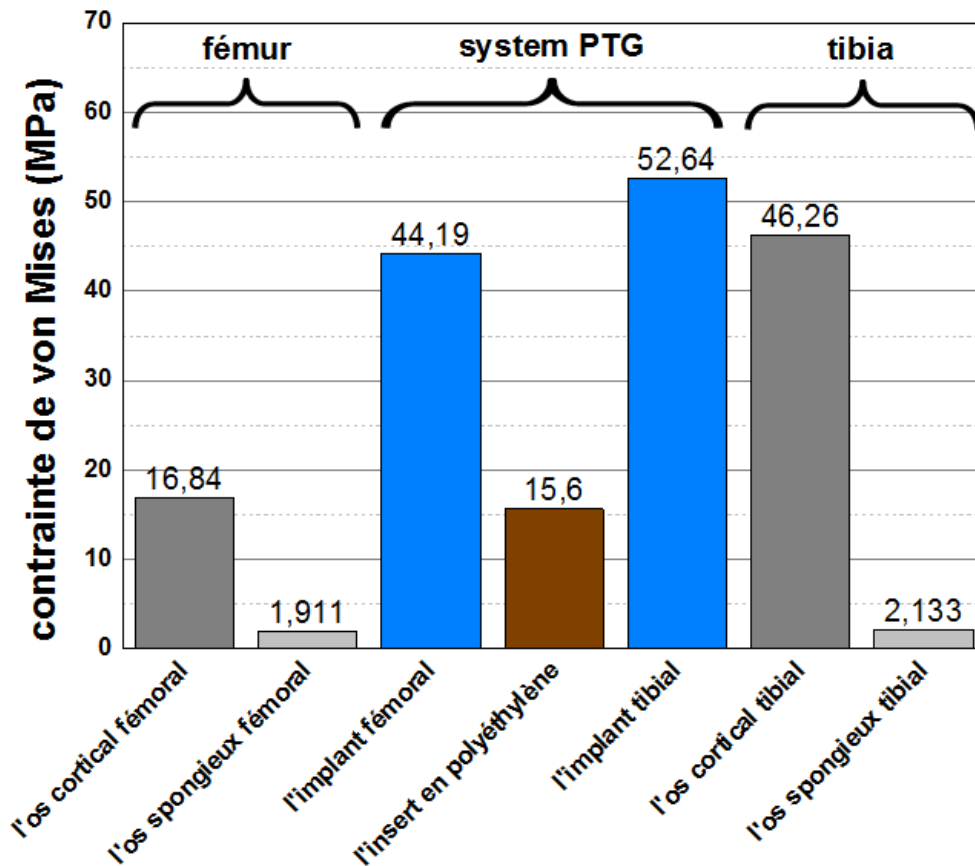


Figure 10. Histogramme de comparaison des contraintes de von Mises pour chaque composant durant un choc mécanique.

La figure 10 représente la contrainte de von Mises maximale dans chaque composante du système PTG et ses os. Nous pouvons voir la différence entre eux. La contrainte de von Mises la plus élevée s'est produite dans l'implant tibial, puis dans l'os cortical tibial, l'implant fémoral, l'os fémoral cortical, l'insert en polyéthylène, l'os spongieux tibial et l'os spongieux fémoral, respectivement. Les constats généraux que l'on peut faire à travers de cette étude, concernant le comportement mécanique de la PTG et de ses os sont les suivants: au niveau de la prothèse, le développement des efforts combinés très important qui constitue un risque de fragilisation du polyéthylène, en d'autres termes, les forces de choc inattendus affaiblissent la pièce de polyéthylène. Ce risque est plus grand que ces efforts sont importants. La fragilisation liée à une déformation irréversible du polyéthylène dans sa partie latérale, qui conduit à un désalignement et induit une usure sous l'effet des sollicitations excessives du plateau tibial lors de la marche normale du patient dans le temps. Ce désalignement articulaire conduit à une complication biomécanique au niveau de la PTG qui se traduit par un descellement prothétique. En revanche, le relâchement prothétique est toujours lié à l'usure du plateau en polyéthylène.

La déformation de l'insert en polyéthylène entraînera des tumeurs inflammatoires autour de la prothèse, qui entraînant une lyse osseuse périprothétique, c'est le responsable de la mobilisation des pièces prothétiques. La disparition complète du polyéthylène provoque un contact métal-métal, c'est lui qui responsable d'une métallose, qui aggrave le descellement prothétique. Il s'agit généralement d'une complication tardive de la PTG, quel que soit l'implant utilisé. Nous concluons donc que les forces de choc inattendues peuvent provoquer un endommagement mécanique du polyéthylène puis le relâchement prothétique. Donc positionnement prothétique anormal, quelle qu'en soit la cause, qui affectera la durée de vie de la prothèse.

Le descellement tibial et fémoral d'une PTG et le mode de rupture interfaciale de ces composants ostéointégrés ne sont pas encore entièrement compris, mais notre étude a émis l'hypothèse que le relâchement est dû à une combinaison de cisaillement et de contraintes normales résultant de charges normales et latérales. Les résultats ont été illustrés à l'aide des graphes de contrainte de von Mises dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale. Plusieurs modèles de PTG sont présentés dans la littérature [32,33] ont été évalués biomécaniquement sous différents types de conditions de limite et de charge, et tous les résultats rapportés ont révélé que les valeurs de contrainte maximales étaient situées dans les zones de jonction fémoro-tibiale. Ces observations sont confirmées par notre étude.

En général, dans le fémur et le tibia, les contraintes maximales ont été principalement enregistrés dans l'os cortical aux extrémités osseuses proximales de la surface articulaire externe en contact avec les composants fémorale et tibiale de la PTG. Pour la partie osseuse fémorale, le maximum de ces contraintes a été enregistré sur la face latérale de l'os dans le sens médio-latéral. Pour l'os tibial, nous avons trouvé une concentration de contrainte dans la surface postérieure de l'os cortical dans le sens antéropostérieur. Cependant, les résultats obtenus dans cette étude confirment, d'un point de vue biomécanique, que l'os tibial est le composant osseux le plus sollicité mécaniquement [34], car il constitue une zone critique principale pour supporter les charges appliquées au fémur à travers de PTG. Ainsi, les résultats de cette étude peuvent contribuer à la compréhension et à la prédiction de l'adaptation du tissu osseux sous pression dans les cas pathologiques. Dans le cas d'ostéoporose où la densité osseuse tibiale est faible, la transmission de la charge est perturbée par le remodelage osseux dû à la raréfaction du maillage spongieux, qui peut être exposée à des complications de fracture. En revanche, dans l'os fémoral et tibial, nous avons observé que les valeurs de ces contraintes sont très faibles la partie spongieux que celles dans la partie corticale. Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de l'os spongieux, puisque son module de Young est environ dix fois plus petit que celui de l'os cortical. Les valeurs de concentration de contrainte dans l'os cortical peuvent révéler une grande absorption des charges triaxiales appliquées sur la PTG.

À partir des courbes de la figure 9, nous remarquons une augmentation des contraintes localisée aux jonctions cortico-spongieux de l'os aux points B et F est attribuée à la

géométrie à l'interface. d'autre part, lorsque les deux matériaux, avec des modules élastiques différents, sont collés sans matériau intermédiaire et que l'un d'eux est chargé, on observe une augmentation du niveau de contrainte à l'interface. D'autre part, les courbes des figures 8 et 9 montrent qu'un autre niveau de contrainte était principalement concentré en certains points à la base des parties implantées des deux implants fémoral et tibial de la prothèse (points B, C, E et F - Fig.8.a), (points H, I, K et L - Fig. 8.b) et (points C et G - Fig.9). Il est évident que ces zones présentent des niveaux de contrainte élevés en raison des charges mécaniques et démontrent ainsi comment les forces sont transférées de l'implant à la côte apical des deux sections osseuses. De plus, ces courbes montrent clairement que le transfert de charge est principalement affecté par la géométrie des bases internes des parties ostéointégrées de PTG. Les bases distales concentrent les contraintes par des effets géométriques non homogènes. Dans cette situation, il peut provoquer un descellement relativement précoce, surtout avec une PTG non cimentée, faute d'ostéointégration de la prothèse, souvent très difficile à mettre en évidence. La douleur est souvent le seul signe clinique. La radiographie confirme fréquemment le diagnostic, ce qui nécessite une reprise chirurgicale. Par conséquent, les propriétés de surface et géométriques des composants de la prothèse doivent être considérées comme un facteur de conception important pour améliorer la durée de vie de la PTG et pour éviter tout risque de perte osseuse autour des composants de la prothèse ostéointégrée, qui pourrait entraîner le relâchement du système de PTG.

La validation de notre modèle numérique à la fois de la prothèse totale du genou et de ses os de soutien a fourni un moyen d'appliquer les résultats de cette étude pour aborder un éventail de questions sur le comportement biomécanique de la PTG sous une force de choc ou un traumatisme. Pour mieux comprendre le comportement biomécanique de la prothèse totale de genou, une connaissance préalable du comportement du matériau au cours du temps est obligatoire, en particulier la compréhension de la relation entre les contraintes de contact élevées, l'endommagement et la fatigue des prothèses.

Dans cette étude, le modèle a été considéré comme un modèle en éléments finis 3D du système PTG et de ses os (fémur et tibia). Les résultats ont fourni des informations importantes sur la réponse mécanique des tissus osseux et du système PTG; cependant, notre étude présente certaines limites. Par exemple, les résultats présentés dans ce travail sont limités à un modèle spécifique et ne pas nécessairement s'appliquer à tous les individus. De plus, le modèle manque d'éléments anatomiques tels que les ligaments, les muscles et l'os de fibula, ce qui est justifié par la nature de la procédure chirurgicale de la PTG. De plus, tous les composants PTG ont été considérés comme statiques et à l'équilibre, et la charge appliquée a été supposée constante. De plus, les propriétés des matériaux du PTG et de l'os étaient considérées comme élastiques linéaires, isotropes et homogènes. Ce modèle simplifié a été adopté par de nombreuses recherches [22-25]. Ces hypothèses ont été faites afin de permettre de comprendre le comportement biomécanique de la PTG et de ses os sous un choc mécanique fémoral afin de déterminer la forme optimale pour la conception de la PTG. Par conséquent, les résultats sont

destinés à une évaluation qualitative pour étudier les réponses squelettiques au cours des activités et des fonctions quotidiennes.

CONCLUSION

D'un point de vue, cette étude a mis en évidence que l'application d'un système PTG pourrait être optimisée de manière significative en utilisant une analyse par éléments finis 3D préopératoire spécifique au patient pour minimiser les contraintes de contact sur l'insert en polyéthylène. En outre, les effets de la charge de choc mécanique fémorale agissant sur les contraintes générées dans les composants du système PTG et ses os ont été déterminés. Par conséquent, les chirurgiens orthopédistes et les concepteurs de système PTG doivent porter une attention particulière à ce type de charge aiguë afin d'assurer une implantation précise des systèmes PTG sans aucune complication biomécanique, ce qui entraîne la perte des composants PTG par le temps. Notre étude a validé une nouvelle approche en tant qu'outil de planification et d'optimisation clinique préopératoire pour améliorer la durée de vie des systèmes PTG.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Hutter, E.E., Granger, J.F., Beal, M.D., Siston, R.A., 2013. Is there a gold standard for TKA tibial component rotational alignment? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 471, 1646–1653.
- [2] Heijink, A., Gomoll, A.H., Madry, H., Drobnič, M., Filardo, G., Espregueira-Mendes, J., Van Dijk, C.N., 2011. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee. Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc.* 20, 423–435.
- [3] Henak, C.R., Anderson, A.E., Weiss, J.A., 2013. Subject-specific analysis of joint contact mechanics: application to the study of osteoarthritis and surgical planning. *J. Biomech. Eng.* 135, 1–27.
- [4] Essner, A., Klein, R., Bushelow, M., Wang, A., Kvitnitsky, M., Mahoney, O., 2003. The effect of sagittal conformity on knee wear. *Wear.* 255, 1085–1092.
- [5] Sun, C., Wang, L., Wang, Z., Geng, L., Li, D., Sui, M., Jin, Z., 2015. Finite Element Analysis of A Retrieved Custom-Made Knee Prosthesis. *J. MECH. MED. BIOL.* 15, 1–15.
- [6] Totoribe, K., Chosa, E., Yamako, G., Hamada, H., Ouchi, K., Yamashita, S., Deng, G., 2018. Finite element analysis of the tibial bone graft in cementless total knee arthroplasty. *J. Orthop. Surg. Res.* 13, 1–7.
- [7] Pérez, M.A., Fornells, P., Doblaré, M., García-Aznar, J.M., 2010. Comparative analysis of bone remodeling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone. *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.* 13, 71–80.
- [8] Quilez, M.P., Seral, B., Pérez, M.A., 2017. Biomechanical evaluation of tibial bone adaptation after revision total knee arthroplasty: A comparison of different implant systems. *PLoS. One.* 12, 1–14.
- [9] Tumulu, S.K., Sarkar, D., 2017. Computer-aided design, finite element analysis and material-model optimisation of knee prosthesis. *J. AUST. CERAM. SOC.* 54, 429–438.
- [10] Halloran, J.P., Petrella, A.J., Rullkoetter, P.J., 2005. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J. Biomech.* 38, 323–331.
- [11] Healy, W.L., Della Valle, C.J., Iorio, R., Berend, K.R., Cushner, F.D., Dalury, D.F., Lonner, J.H., 2013. Complications of total knee arthroplasty: standardized list and definitions of the knee society. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 471, 215–220.
- [12] Çalbiyık, M., 2017. Clinical outcome of total knee arthroplasty performed using patient-specific cutting guides. *Med. Sci. Monit.* 23, 6168–6173.
- [13] Robertsson, O., Dunbar, M.J., 2001. Patient satisfaction compared with general health and disease-specific questionnaires in knee arthroplasty patients. *J. Arthroplasty.* 16, 476–482.
- [14] Abolghasemian, M., Samiezadeh, S., Sternheim, A., Bougherara, H., Barnes, C.L., Backstein, D.J., 2014. Effect of patellar thickness on knee flexion in total knee arthroplasty: a biomechanical and experimental study. *J. Arthroplasty.* 29, 80–84.
- [15] Zingde, S.M., Slamin, J., 2017. Biomechanics of the knee joint, as they relate to arthroplasty. *J. Orthop. Trauma.* 31, 1–7.

- [16] Norman, T.L., Hutchison, J.D., Gardner, M.R., Blaha, J.D., 2017. Knee loading due to varus and external rotation in gait supports medial compartment wear in total knee arthroplasty. *J. Orthop. Rheumatism.* 1, 8–18.
- [17] Browne, C., Hermida, J.C., Bergula, A., Colwell Jr. C.W., D'Lima, D.D., 2005. Patellofemoral forces after total knee arthroplasty: effect of extensor moment arm. *Knee.* 12, 81–88.
- [18] Ostermeier, S., Stukenborg-Colsman, C., 2011. Quadriceps force after TKA with femoral single radius. *Acta Orthop.* 82, 339–343.
- [19] Gallo, J., Goodman, S.B., Konttinen, Y.T., Wimmer, M.A., Holinka, M., 2013. Osteolysis around total knee arthroplasty: a review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomater.* 9, 8046–8058.
- [20] Sathasivam, S., Walker, P.S., Campbell, P.A., Rayner, K., 2001. The effect of contact area on wear in relation to fixed bearing and mobile bearing knee replacements. *J. Biomed. Mater. Res.* 58, 282–290.
- [21] Tanska, P., Mononen, M.E., Korhonen, R.K., 2015. A multi-scale finite element model for investigation of chondrocyte mechanics in normal and medial meniscectomy human knee joint during walking. *J. Biomech.* 48, 1397–1406.
- [22] Ramaniraka, N., Rakotomanana, L., Leyvraz, P.F., 2000. The fixation of the cemented femoral component: effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. *J. Bone. Joint. Surg. Br.* 82, 297–303.
- [23] Chong, D.Y., Hansen, U.N., Amis, A.A., 2010. Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. *J. Biomech.* 43, 1074–1080.
- [24] Hua, X., Wroblewski, B.M., Jin, Z., Wang, L., 2012. The effect of cup inclination and wear on the contact mechanics and cement fixation for ultra high molecular weight polyethylene total hip replacements. *Med. Eng. Phys.* 34, 318–325.
- [25] Callaghan, J.J., 1993. The clinical results and basic science of total hip arthroplasty with porous-coated prostheses. *J. Bone. Joint. Surg. Am.* 75, 299–310.
- [26] Geraldès, D.M., Phillips, A.T., 2014. A comparative study of orthotropic and isotropic bone adaptation in the femur. *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.* 30, 873–889.
- [27] Abdel-Wahab, A.A., Alam, K., Silberschmidt, V.V., 2011. Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 4, 807–820.
- [28] Katti, K.S., Gu, C., Katti, D.R., 2016. Anisotropic properties of human cortical bone with osteogenesis imperfecta. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 15, 155–167.
- [29] Tomaszewski, P.K., Verdonschot, N., Bulstra, S.K., Verkerke, G.J., 2010. A comparative finite-element analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations. *Ann. Biomed. Eng.* 38, 2418–27.
- [30] Keyak, J.H., Falkinstein, Y., 2003. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Med. Eng. Phys.* 25, 781–787.

- [31] Keyak, J.H., Kaneko, T.S., Tehranzadeh, J., Skinner, H.B., 2005. Predicting proximal femoral strength using structural engineering models. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 437, 219–228.
- [32] Osano, K., Nagamine, R., Todo, M., Kawasaki, M., 2014. The effect of malrotation of tibial component of total knee arthroplasty on tibial insert during high flexion using a finite element analysis. *Scientific. World. Journal.* 1–7.
- [33] Nam, S.W., Kwak, J.H., Kim, N.K., Wang, I.W., Lee, B.K., 2012. Relationship between Tibial Bone Defect and Extent of Medial Release in Total Knee Arthroplasty. *Knee. Surg. Relat. Res.* 24, 146-150.
- [34] Kutzner, I., Küther, S., Heinlein, B., Dymke, J., Bender, A., Halder, A.M., Bergmann, G., 2011. The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint-in vivo load measurements in three subjects. *J. Biomech.* 44, 1354–1360.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion Générale

L'arthrose est l'usure du cartilage présent au niveau des surfaces de glissement. Cette usure s'accompagne aussi de remaniements de l'os du fémur, du tibia et de la rotule. Ces modifications occasionnent des douleurs au niveau du genou ainsi qu'un enraidissement et une difficulté à la marche nécessitant l'utilisation importante d'anti-inflammatoires, d'anti-douleurs et parfois même d'une canne.

L'usure du cartilage est irréversible et l'arthrose ne guérit pas spontanément. L'évolution naturelle se fait vers une dégradation progressive de l'articulation, une limitation de plus en plus importante des mobilités et une marche de plus en plus difficile. Les anti-inflammatoires et les anti-douleurs qui peuvent suffire au départ finissent par ne plus être efficaces. C'est à ce moment que se pose la question d'une intervention chirurgicale. Le but de l'opération est le soulagement de la douleur, la récupération des mobilités de l'articulation et la reprise normale de la marche.

Les prothèses totales du genou ont été étudiés et utilisés pour le remplacement et le resurfaçage de compartiments usés ou détruits depuis plusieurs années. Il a été bien connu que le succès de ces prothèses dépende fortement de leur stabilité initiale et d'ostéo-intégration à long terme, dus à la distribution optimale des efforts dans l'os environnant. Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

L'utilisation de méthodes numériques, en particulier la méthode des éléments finis, pour l'analyse spécifique au patient de la biomécanique de n'importe quel membre humain, nous offre la possibilité d'évaluer la biomécanique de la prothèse totale du genou. Cette approche est non invasive et peut nous fournir des informations qui ne peuvent être obtenues avec des études expérimentales.

Les géométries des prothèses peuvent être facilement modifiées pour résoudre un problème de manière discrète et approchée, on cherche une solution approchée « suffisamment » fiable. En outre, il peut être personnalisé pour représenter n'importe quel individu. Un autre gros avantage est qu'un modèle peut être utilisé plusieurs fois avec des conditions aux limites différentes, ce qui nécessite moins de temps que le démarrage de l'ensemble du processus depuis le début.

En conclusion, sur la base des résultats de l'analyse par cette méthode numérique, les hypothèses suivantes sont obtenues à partir de cette étude par examen biomécanique utilisant la méthode des éléments finis 3D. Il est évident que les contraintes se propagent dans les régions osseuses qui sont plus proches des composants ostéointégrés de PTG, et diminue au fur et à mesure qu'on s'éloigne vers la région externe. Ces contraintes sont plus élevées dans les zones de l'os cortical qui se trouvent juste à côté des parties de fixation supérieures proximales des composants

ostéointégrés de la PTG. De plus, l'amplitude des contraintes dans le composant tibial est différent que celle dans le composant fémoral. Enfin, il est très important de souligner le rôle du composant intermédiaire en polyéthylène dans l'absorption des chocs des sections de support osseux.

Il est possible de conclure que les champs de contraintes dans la prothèse sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés mécaniques des composants de la prothèse, leur position, la qualité de la surface, la nature de l'os, et leur interface avec l'implant.

En conséquence, l'amélioration de la performance des matériaux UHMWPE et Ti6Al4V, la conception prothétique, la chirurgie et la rééducation spécifiques au patient seront les orientations de recherche pour améliorer les performances d'usure in vivo des composants du PTG.