

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université de Batna 2 – Mostefa Ben Boulaïd

Faculté de Technologie

Département de Mécanique

Thèse

Présentée pour l'obtention du titre de :

Docteur en Sciences en mécanique

Option : biomécanique

Sous le Thème :



**Caractérisation et biocompatibilité des matériaux
utilisés pour les plaques fémorales en vue de proposition
d'un nouveau modèle expérimental et numérique**

Présentée par :

BOUKHOBZA Abdelyamine

Devant le jury composé de :

M. BENBOUTA Rachid	Prof.	Université de Batna 2	Président
M. BRIOUA Mourad	Prof.	Université de Batna 2	Rapporteur
M. REBIAI Cherif	M.C.A	Université de Batna 2	Examineur
M. DJEBAILI Hamid	Prof.	Université de Khenchela	Examineur
M. ZEDIRA Hamma	Prof.	Université de Khenchela	Examineur
M. ZIDANI Mosbah	Prof.	Université de Biskra	Examineur

2018

Dédicace

Je dédie ce mémoire

À ma chère mère puisse dieu l'accueillir dans son
infinie miséricorde,

À ma Famille,

À mes Amis, à tous ceux qui m'ont apporté leur aide.

BOUKHOBZA Abdelyamine

Remerciements

Ce travail de thèse a été effectué au Laboratoire d'Innovation en Construction, Éco-conception et Génie Sismique : LICEGS, du département de mécanique, Faculté de technologie, Université de Batna 2.

J'exprime mes profonds remerciements à Monsieur le **Professeur BRIOUA Mourad**, encadreurs de cette thèse, pour son aide précieuse, sa confiance, sa patience, son soutien et encouragement pour l'aboutissement de ce travail.

Je remercie dans la même occasion le président du jury le **Professeur BENBOUTA Rachid** et les membres du Jury le **Docteur (M.C.A) REBIAI Cherif**, le **Professeur DJEBAILI Hamid**, le **Professeur ZEDIRA Hamma** et le **Professeur ZIDANI Mosbah** d'avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie également le **Dr FEDAOUI Kamel**, **Mr MEBARKI Lahcene**, **Mr AMRANI Hicham**, **Mr BAROURA Lazhar**, **Mr ARAR Karim**, et le **Dr MIMCH** de CHU Batna pour tous les conseils et l'aide qu'ils m'ont donnés.

Sans oublier de remercier vivement tous les enseignants du département mécanique qui ont contribué à ma formation,

Je remercie également tous les doctorants de ma promotion, l'équipe de l'unité des alliages durs et l'équipes du laboratoire des analyses physicochimiques de l'ERIS.

Ma reconnaissance va à tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin.

Enfin, je remercie ma famille, mes parents, ma femme, mes filles, mes sœurs et mes frères pour leur aide surtout leurs encouragements.

Boukhobza Abdelyamine

Table de matières

Liste des tableaux	V
Liste des figures	VI
Introduction générale	1
Chapitre I : L'anatomie du fémur et le matériel ostéosynthèse	
I.1 Introduction	3
I.2 Généralités et structure de l'os	3
I.3 L'anatomie du fémur.....	5
I.3.1 Définition.....	5
I.3.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle.....	6
I.4 Les différents types des fractures de fémur.....	10
I.4.1 Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur.....	10
I.4.2 Fractures de l'extrémité inférieure du fémur.....	11
I.4.3 Les fractures de diaphysaire.....	12
I.5 Matériel ostéosynthèse.....	18
I.5.1 Les Systèmes Endomédullaires.....	18
I.5.2 Clous plaques.....	20
I.5.3 Plaque à crochet LCP pour fémur proximal.....	21
I.5.4 Plaque condylienne LCP.....	22
I.5.5 Les plaques Diaphyso-métapyso-épiphysaire.....	23
I.5.6 Plaques diaphysaires	29
I.6 Les Vis.....	31
I.6.1 Différents types de vis	31
Bibliographie.....	33
Chapitre II : les biomatériaux dédiés à l'orthopédie	
II.1 Introduction	36
II.2 Définition d'un biomatériau.....	36
II.3 Caractéristiques d'un biomatériau	36
II.3.1 Biocompatibilité.....	36
II.3.2 Hémostabilité	39
II.3.3 Biofonctionnalité	39
II.4 Influences de l'environnement cellulaires sur les implants.....	41
II.5 Réactions du tissu hôte à un biomatériau	43

II.6 Les différentes classes de biomatériaux.....	46
II.6.1 Biomatériaux métalliques.....	47
II.6.2 Biomatériaux céramiques.....	58
II.6.3 Biomatériaux polymères	60
Bibliographie.....	63
Chapitre III : Caractérisation et modélisation numérique de la plaque fémorale	
III.1 Problématique	66
III.2 Historique des plaques.....	66
III.2.1 Plaque H en acier inoxydable.....	66
III.2.2 Plaque F en acier inoxydable.....	67
III.3 Caractérisation physico-chimique des plaques fémorales.....	68
III.3.1 Caractéristiques dimensionnelles des plaques fémorales.....	68
III.3.2 Contrôle de la densité.....	69
III.3.3 Mesure de la dureté et micro dureté.....	70
III.3.4 Structure métallographique.....	73
III.3.5 Détermination de la Composition chimique.....	75
III.4 Modélisation numérique.....	77
III.4.1 L'effet de la sollicitation.....	77
III.4.2 L'effet de la fixation	81
III.4.3 L'effet de la précontrainte.....	89
Bibliographie.....	98
Conclusion générale.....	99

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.1 Principaux alliages métalliques et leurs utilisations	48
Tableau II.2 Quelques caractéristiques techniques de métaux et alliages utilisés pour la réalisation d'implants chirurgicaux	49
Tableau II.3 Caractéristiques mécaniques de différents aciers 316L	51
Tableau II.4 Différents grades de titane commercialement pur (Ti Cp)	52
Tableau II.5 Composition chimique des alliages de titane utilisés en clinique	52
Tableau II.6 Titane et alliages de titane.....	54
Tableau II.7 Résistance à la fatigue de quelques métaux utilisés comme implants	58
Tableau III.1 Les résultats obtenus dans la position latérale A.....	70
Tableau III.2 Les résultats obtenus dans la position latérale B	71
Tableau III.3 Les résultats d'analyse de carbone	75
Tableau III.4 Les résultats d'analyse de la composition chimique.....	77

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 Structure interne de l'os, comprenant l'organisation à des divers niveaux hiérarchiques.....	4
Figure I.2 les différentes parties du fémur	6
Figure I.3 Les axes de fémur	7
Figure I.4 Classification AO des fractures de l'extrémité inférieure du fémur.....	12
Figure I.5 Fracture transversale du tiers moyen du fémur droit (A à C). Noter la translation antérieure sur la vue de profil.....	13
Figure I.6 Fracture oblique courte du fémur gauche. Obliquité de la solution de continuité par rapport à la diaphyse fémorale supérieure à 30°	13
Figure I.7 Fracture à troisième fragment. La topographie postéro médiale du troisième fragment aggrave l'instabilité.....	14
Figure I.8 Accident de moto. A, B. Fracture bifocale avec cylindre intermédiaire intact, C. Fracture associée de la patella	15
Figure I.9 Classification des fractures du fémur selon l'AO	17
Figure I.10 Le clou verrouillé antérograde.....	19
Figure I.11 Le clou intra médullaire rétrograde	20
Figure I.12 Les clous plaques.....	21
Figure I.13 Plaque à crochet LCP pour fémur proximal.....	22
Figure I.14 Plaque condylienne LCP.....	23
Figure I.15 Lames-plaques.....	24
Figure I.16 Vis plaque dynamique Condylienne.....	25
Figure I.17 La vis plaque LISS.....	26
Figure I.18 La vis Plaque de Chiron.....	27
Figure I.19 Les plaques à griffes.....	29
Figure I.20 Plaque de compression	29
Figure I.21 Plaque en neutralisation.....	30
Figure I.22 Vis corticale.....	31
Figure I.23 Vis spongieuse.....	32
Figure II.1 Bioactivité et biocompatibilité	38
Figure II.2 Composantes de la biocompatibilité.....	38
Figure II.3 Facteurs de biocompatibilité	42

Figure II.4 Représentation schématique des mécanismes de la régénération de l'os.....	44
Figure II.5 Interfaces os-titane	57
Figure III.1 Plaque fémorale H en acier inoxydable avec radiographie.....	67
Figure III.2 Plaque fémorale F en acier inoxydable avec radiographie	68
Figure III.3 Projecteur de profil (Tesa scope 500V) et le modèle en SOLIDWORKS...	69
Figure III.4 Densimètre digital (Voyager Pro; VP6102 C).....	69
Figure III.5 Duromètre digital (OMAGAFFRI modèle 250MRS) et les faces latérales..	70
Figure III.6 Microduromètre tester HWDM -1 High wood.....	71
Figure III.7 Microdureté de la plaque H (A) au centre de grain et (B) au joint de grain..	72
Figure III.8 Microdureté de la plaque F (A) au centre de grain et (B) au joint de grain..	72
Figure III.9 Microdureté des plaques (A) au centre de grain et (B) au joint de grain.....	73
Figure III.10 Microscope optique assisté par ordinateur (OLYPUS U-CMAD3 Japon).	74
Figure III.11 Microstructure des plaques fémorale (A) plaque H et (B) plaque F.....	74
Figure III.12 Carbomètre à four tubulaire.....	75
Figure III.13 La spectroscopie d'absorption atomique (SAA 700).....	76
Figure III.14 Contrainte de von Mises en compression, A) Solidworks et B) Comsol...	78
Figure III.15 Déplacement total en compression Solidworks.....	78
Figure III.16 Contrainte de von Mises en flexion, A) Solidworks et B) Comsol.....	79
Figure III.17 Déplacement total en flexion Solidworks.....	79
Figure III.18 Contrainte de von Mises en torsion, A) Solidworks et B) Comsol.....	80
Figure III.19 Déplacement total en torsion, sous Solidworks	80
Figure III.20 Contrainte de von Mises pour fixation un par un, A) Solidworks et B) Comsol.....	81
Figure III.21 Déplacement total pour fixation un par un, Solidworks	81
Figure III.22 Contrainte de von Mises pour fixation 02 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	82
Figure III.23 Déplacement total pour fixation 02 vis, Solidworks	82
Figure III.24 Contrainte de Von Mises pour fixation 04 vis , A) Solidworks et B) Comsol.....	83
Figure III.25 Déplacement total pour fixation 04 vis, Solidworks	83
Figure III.26 Contrainte de von Mises pour fixation 06 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	84

Figure III.27 Déplacement total pour fixation 06 vis, Solidworks	84
Figure III.28 Contrainte de von Mises pour fixation 08 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	85
Figure III.29 Déplacement total pour fixation 08 vis, Solidworks	85
Figure III.30 Contrainte de von Mises pour fixation 10 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	86
Figure III.31 Déplacement total pour fixation 10 vis, Solidworks.....	86
Figure III.32 Contrainte de von Mises pour fixation 11 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	87
Figure III.33 Déplacement total pour fixation 11vis, Solidworks	87
Figure III.34 Contrainte de von Mises pour fixation 12 vis, A) Solidworks et B) Comsol.....	88
Figure III.35 Déplacement total pour fixation 12 vis, Solidworks.....	88
Figure III.36 Déplacement total et Contrainte de von Mises en compression.....	89
Figure III.37 Déplacement total et Contrainte de von Mises en flexion.....	90
Figure III.38 Déplacement total et Contrainte de von Mises en torsion.....	91
Figure III.39 Déplacement total et Contrainte de von Mises fixation un par un.....	92
Figure III.40 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 02).....	92
Figure III.41 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 04).....	93
Figure III.42 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 06).....	94
Figure III.43 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 08).....	94
Figure III.44 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 10).....	95
Figure III.45 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 11).....	96
Figure III.46 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 12).....	96

Introduction Générale

Introduction générale

La diaphyse est la partie la plus longue du fémur, une fracture le long de celle-ci est appelée fracture de la diaphyse fémorale. L'incidence annuelle des fractures du fémur médian était estimée à environ 100000 personnes/an. Chez les personnes âgées (principalement celles de plus de 75 ans), les chutes de faible énergie provoquent ces fractures. Un des types les plus fréquents de fracture de diaphyse fémorale est la fracture oblique.

La plupart des fractures de la diaphyse fémorale nécessitent une intervention chirurgicale pour guérir. La fixation externe est un traitement temporaire souvent adopté lorsque la peau et les muscles ont été blessés. Des dispositifs orthopédiques tels que les clous intramédullaires ou les plaques de compression sont utilisés dans des procédures chirurgicales pour la fixation interne des fractures. Les fragments osseux sont réduits dans leur alignement normal et maintenus ensemble avec des vis spéciales, c'est ainsi que la plaque est fixée à la surface externe de l'os.

Les biomatériaux métalliques sont les plus utilisés dans la fabrication des plaques fémorales tels que les aciers inoxydables, le titane et ses alliages ...etc. La recherche actuelle dans le domaine des biomatériaux concerne l'amélioration des procédés d'élaboration des revêtements des pièces prothétiques métalliques en contact avec l'os dans le but d'obtenir une meilleure biocompatibilité et biointégration.

Une étude statistique a révélé que les fractures de diaphyse fémorale sont les plus fréquentes. Au niveau du service de traumatologie la plus part des interventions sont des interventions chirurgicales d'implantation des plaques fémorales en acier inoxydable. D'après les fabricants de ces dernières, la durée de vie de ces plaques dépasse la durée de solidification de l'os. La chose marquante est que ces plaques subissent des cassures peu de temps après leur implantation.

L'objectif de cette thèse est de caractériser quelques propriétés physico chimiques des plaques fémorales de compression et de faire une comparaison de ces propriétés aux normes internationales. Le deuxième objectif est de simuler numériquement le comportement de ces plaques sous différentes sollicitations pour détecter les zones les plus fragiles et cela permet d'estimer de façon satisfaisante leurs propriétés mécaniques, ainsi que les valeurs moyennes des contraintes, déplacements et déformations dans chaque cas de fixation.

Cette thèse est structurée en trois chapitres, le premier chapitre est une étude bibliographique qui illustre l'anatomie, l'architecture de fémur et les différentes fractures ainsi que les matériels ostéosynthèses utilisés pour les fractures des fémurs. Le deuxième chapitre est consacré aux différents biomatériaux utilisés dans l'implantologie et l'ostéosynthèse.

Le dernier chapitre présente une étude expérimentale de caractérisation de quelques propriétés physico chimiques. Une étude numérique par éléments finis en utilisant deux codes de simulation (Solidworks et Comsol) afin de tester les différents cas possibles de sollicitations que subissent ces plaques dans le milieu réel.

Enfin, une conclusion générale présentant les résultats de cette étude et les perspectives envisagées.

Chapitre I

L'anatomie du fémur et
le matériel ostéosynthèse

Le but de ce chapitre est de décrire l'anatomie du fémur ainsi que les différents types de fractures du fémur et surtout celles de diaphyse. Dans la seconde partie, on illustre le matériel ostéosynthèse de la partie inférieure avec un aperçu général sur le matériel utilisé dans ces cas.

I.1 Introduction

Une ostéosynthèse est une technique chirurgicale de réparation des fractures. Il s'agit de l'utilisation d'un matériel orthopédique (clous, vis, broches, plaques de métal, fixateurs externes, etc.) destiné à maintenir en place les différents fragments d'une fracture le temps que celle-ci se consolide (remodelage d'os) ou à fixer une articulation instable. Selon l'ostéosynthèse pratiquée, les éléments de fixation seront soit retirés après consolidation en réalisant une nouvelle intervention, soit mis en place de façon définitive [1].

I.2 Généralités et structure de l'os

L'os mature existe sous deux formes principales : compact (cortical) et spongieux (trabéculaire). Le tissu osseux connaît plusieurs degrés d'organisation [2]. Les composants principaux de l'os sont : le collagène (20%), le phosphate de calcium (69%) et l'eau (9%), où les pourcentages sont exprimés en poids. En outre, d'autres matériaux organiques comme des protéines, des polysaccharides et des lipides y sont aussi présents en faibles quantités. Le collagène, qui peut être considéré comme la matrice, est structuré sous forme de microfibrilles.

L'observation de fibres isolées de collagène est difficile parce qu'elles se présentent naturellement sous la forme d'amas. Le diamètre des fibres de collagène varie entre 100 et 2000 nm. Le phosphate de calcium, sous forme d'hydroxyapatite cristalline et/ou de phosphate de calcium amorphe, fournit la rigidité de l'os. Les cristallites d'hydroxyapatite, présents sous forme de plaquettes ou de petits bâtonnets, ont environ 40-60 nm de longueur, environ 20 nm de largeur et 1,5 à 5 nm d'épaisseur. Ils sont disposés parallèlement aux fibres de collagène suivant leur axe [2].

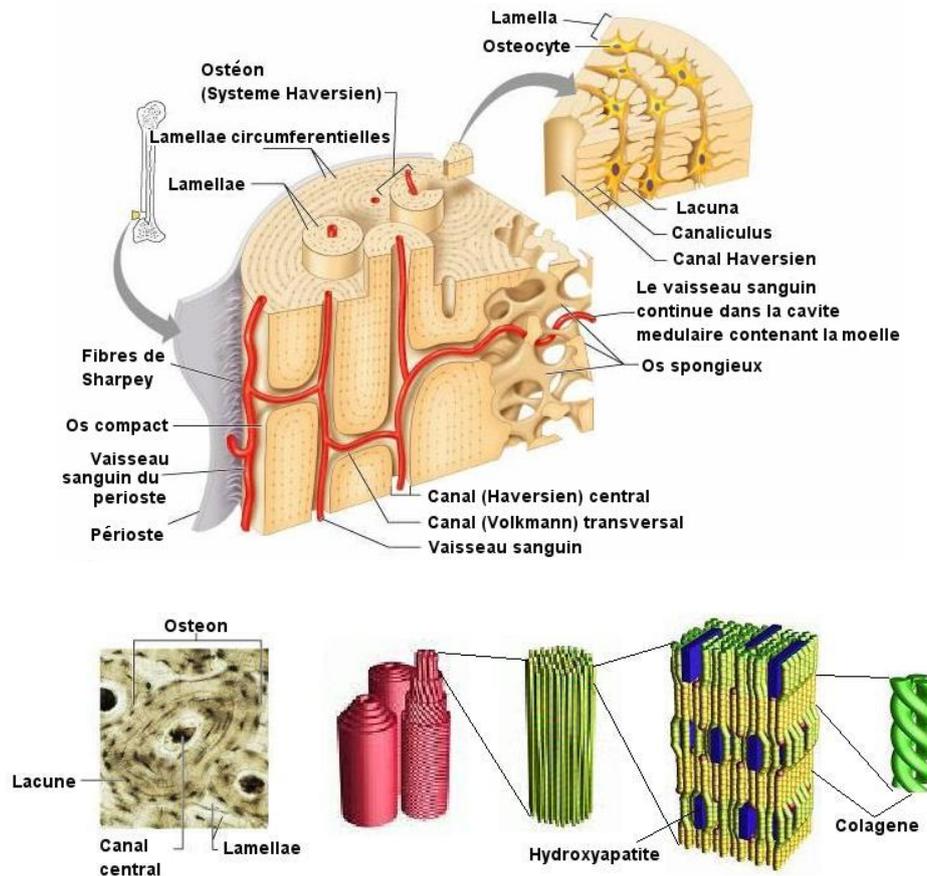


Figure I.1 Structure interne de l'os, comprenant l'organisation à des divers niveaux hiérarchiques [3].

Les niveaux hiérarchiques d'organisation structurale de l'os compact humain (lamellaire) sont représentés dans la figure I.1. Les fibres contenant le matériau minéral sont arrangées en feuilles lamellaires (de 3 à 7 μm de longueur). Un faisceau de 4 à 20 lames disposées en anneaux concentriques autour du canal Haversien forme un ostéon. Une section transversale de l'os compact montre des ostéons cylindriques (nommés système Haversien) comportant des vaisseaux sanguins à l'intérieur des canaux [3].

Les substances métaboliques sont transportées par des systèmes d'intercommunication formés par des lacunes et des canaux de Volkmann qui sont connectés aux cavités de moelle. Les systèmes d'intercommunication contiennent les fluides du corps et leur volume peut atteindre 19%. L'os spongieux, est un matériau fiable. Il se présente sous la forme d'un réseau de tiges et de plaquettes [4]. Dans les régions de faibles contraintes, l'os a une structure en tige. La densité est faible et l'os contient des cavités ouvertes. Dans les régions de plus fortes sollicitations, la structure est organisée en plaquette, l'os est dense et contient des cavités

fermées. La partie organique de l'os contient la matrice du collagène qui abrite les cristaux d'apatite, la matrice extracellulaire et les cellules (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes).

Les cellules se différencient en ostéoblastes, qui sont les cellules génératrices de tissu osseux. Les ostéoblastes élaborent le tissu ostéoïde qui sera minéralisé en 8 jours pour devenir un tissu osseux. Les ostéocytes sont des ostéoblastes retenus dans le tissu osseux qu'ils ont formé. Les ostéoclastes sont des cellules géantes multi nucléées. Ce sont des cellules dérivant des macrophages mononucléaires, ayant le rôle d'assurer la résorption osseuse par la sécrétion d'enzymes et d'acides, ce qui conduira à la phagocytose des substances minérales et protidiques.

Le remodelage de l'os est assuré par une succession d'actions de destruction des ostéoclastes, suivies de celles de dépôt des ostéoblastes avant que l'os puisse s'ajuster à la forme et aux proportions en fonction des sollicitations. Dans le cas de la reconstruction d'un os fracturé, le tissu primaire qui apparaît n'est pas organisé. Il est ensuite remodelé par des ostéoclastes et des ostéoblastes dans un tissu osseux organisé.

I.3 L'anatomie du fémur

I.3.1 Définition

Le fémur est l'os long du membre inférieur qui constitue à lui seul le squelette de la cuisse. Chacun des deux fémurs est orienté selon un axe oblique vers le bas. L'angle fait avec l'axe médian est d'environ 9° chez l'homme. Chez la femme, il est plus important, à cause d'une plus grande largeur du bassin. En situation debout, les deux fémurs vont à la rencontre l'un de l'autre à la façon des deux branches d'un V majuscule (figure I.2). Dans la position du garde-à-vous, les extrémités inférieures des deux fémurs, qui forment la partie interne du genou, entrent en contact, alors que les extrémités supérieures restent séparées par la largeur du bassin [5].

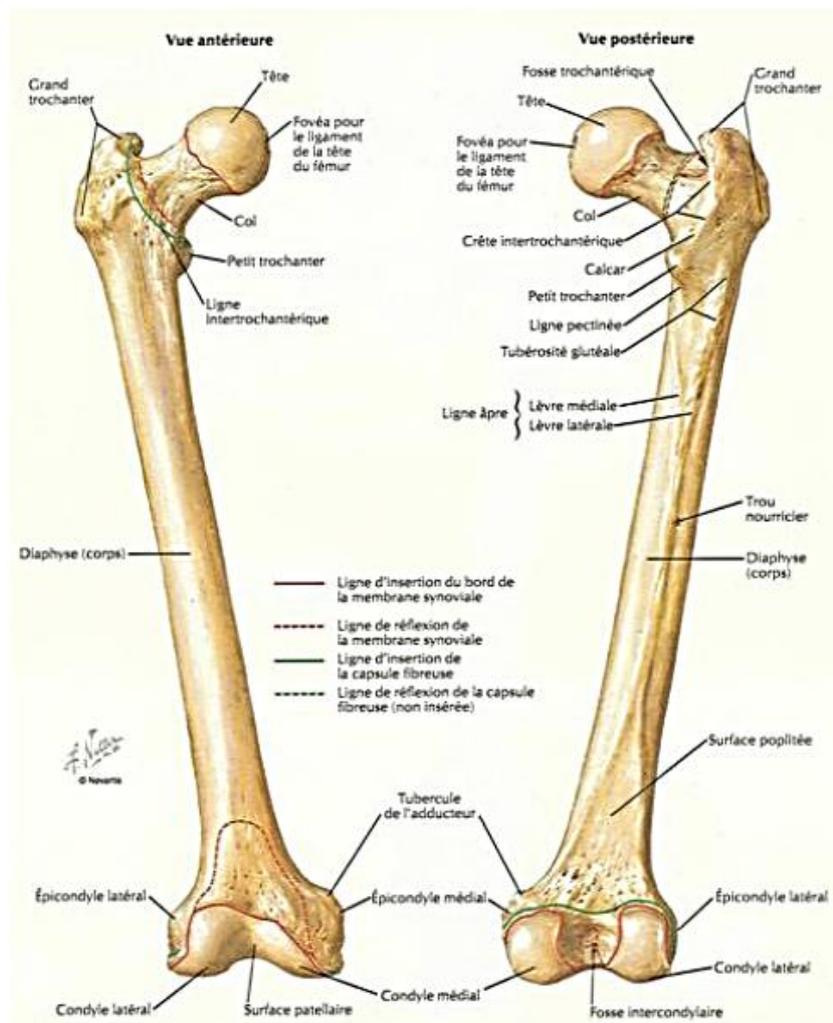


Figure I.2 les différentes parties du fémur.

I.3.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle

Le corps du fémur est prismatique et présente donc trois faces. Il se termine par deux extrémités renflées. Son extrémité supérieure comprend la tête du fémur et deux massifs faisant saillie vers l'extérieur : le grand et le petit trochanter. La tête du fémur s'emboîte dans la cavité cotyloïde de l'os iliaque pour former l'articulation coxo-fémorale, ou articulation de la hanche, qui relie le membre inférieur au tronc. L'extrémité supérieure est reliée au corps de l'os par le col du fémur. L'extrémité inférieure se présente sous la forme d'un quadrilatère divisé en deux surfaces articulaires latérales, ou condyles, qui sont séparées par l'échancrure intercondylienne. En bas, le fémur s'articule avec le tibia.

Les axes squelettiques longitudinaux du membre inférieur (figure I.3) sont :

- L'axe mécanique ou fonctionnel de la cuisse; il va du centre de la tête fémorale au centre du genou (sommet de la patella).
- L'axe anatomique de la diaphyse fémorale: Il est oblique en bas et en dedans.
- L'axe anatomique de la jambe: Il va du centre du genou au milieu de la cheville.

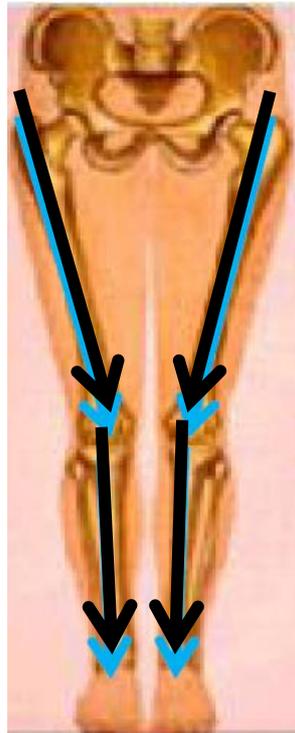


Figure I.3 Les axes de fémur [6].

I.3.2.1 Partie proximale (supérieure)

L'extrémité proximale (ou supérieure) du fémur est organisée en système de faisceaux partant de trois lames compactes qui sont : la lame compacte interne ou Arc d'Adams, la lame compacte externe et la lame compacte sus-cervicale. De la lame compacte interne part le faisceau trochantérien vers le grand trochanter. De la lame compacte externe, part le faisceau arciforme de Gallois vers la tête fémorale. De la lame sus-cervicale, partent des travées osseuses interne et externe. Ce système de faisceaux délimite une zone de faiblesse appelée triangle de Ward. L'union des faisceaux arciforme et trochantérien donne un système appelé système ogival [7].

I.3.2.2 La tête (caput femoris)

La tête a la forme de 2/3 de sphère, d'environ 24 mm de rayon, dirigée en cranial (vers le haut), médial (vers l'intérieur) et un peu ventral (vers l'avant). La majeure partie de sa convexité étant au-dessus et en avant. Sa surface est lisse, enrobée de cartilage, à l'exception d'une dépression ovoïde. La fossette de la tête (fovea capitis femoris, ancienne fossette du ligament rond), qui est située un peu sous et derrière le centre de la tête, donne un attachement au ligament de la tête fémorale (ligamentum capitis femoris, ancien ligament rond).

I.3.2.3 Le col (collum femoris)

Le col est un os plat pyramidal, reliant la tête avec le corps, formant avec ce dernier un grand angle (l'angle cervico-diaphysaire). L'angle est plus grand à l'enfance. En effet, il est de 140° environ chez le nouveau-né et diminue durant la croissance. Chez l'adulte, le col forme un angle d'environ 126° avec le corps, Chez le vieillard seulement 120°. En plus de se projeter supérieurement et médialement du corps du fémur, le col se projette également antérieurement (angle d'antéversion), variablement chez les individus, allant en général de 10° à 15°.

Si l'angle cervico-diaphysaire est supérieur à 130° on parle de coxa valga, et s'il est inférieur à 110° on parle de coxa vara. Plus l'angle est petit plus il y a un risque de fracture du col du fémur (fréquence élevée chez le vieillard).

I.3.2.4 Les trochanters

Les trochanters sont des bosses-sphères proéminentes qui offrent un bras de levier aux muscles rotateurs de la cuisse. On retrouve deux trochanters : le grand et le petit [7].

A. Grand trochanter

Le grand trochanter (trochanter major) est une éminence quadrilatérale située à la jonction du col avec la partie supérieure du corps. Il est situé légèrement latéralement et postérieurement chez l'adulte, est environ 1 cm plus bas que la tête. Il a deux surfaces et quatre arêtes. La surface latérale sert d'insertion au muscle moyen glutéal (gluteus medius, ancien muscle fessier moyen). La surface médiale, plus petite que la latérale, présente à sa base une dépression, la fosse trochantérique (fossa trochanterica, ancienne fossette digitale), où s'insère le tendon du muscle obturateur externe (obturator externus). Au-dessus et en avant se trouvent le lieu de l'attachement de l'obturateur interne et des muscles jumeaux. L'arête supérieure est le

lieu d'insertion du muscle piriforme. L'arête inférieure donne naissance à la partie supérieure du vaste latéral (vastuslateralis). L'arête antérieure est proéminente, le muscle petit glutéal (gluteus minimus, ancien petit fessier) s'y rattachant.

B. Petit trochanter

Le petit trochanter (trochanter minor) est une éminence conique qui varie en grosseur chez différents individus. Il projette de la partie inférieuropostérieure de la base du col. À son sommet s'attache le tendon du muscle ilio-psoas.

I.3.2.5 Tubercule

Une proéminence, le tubercule du fémur, se trouve à la jonction de la partie supérieure du col et du grand trochanter. Il est le lieu d'attache de cinq muscles : muscle petit fessier latéralement, le vaste latéral en dessous et le tendon de l'obturateur interne et des deux gemelli au-dessus.

I.3.2.6 Ligne intertrochantérique

Descendant obliquement et médialement du tubercule, elle offre un attache au ligament ilio-fémoral de la hanche. Sa partie inférieure donne origine à la partie supérieure du vaste médial (vastusmedialis). La ligne quadrata (lineaquadrata) est le lieu d'origine du quadriceps fémoral (quadratusfemoris) et de quelques fibres du muscle grand adducteur.

I.3.2.7 Partie distale

L'épiphyse distale du fémur supporte : la surface patellaire (facies patellaris, ancienne trochlée fémorale), surface articulaire avec la patella, et les condyles, deux éminences latérales.

I.3.2.8 La surface patellaire

Elle est située à la partie ventrale de l'épiphyse distale du fémur, et a une forme de poulie, avec 2 facettes convexes (de haut en bas et transversalement) : une facette latérale et une facette médiale, de tailles inégales, se poursuivant en bas par les condyles et séparées par une gorge. La joue externe est toutefois plus convexe, plus large, plus haute et plus saillante.

I.3.2.9 Les condyles

Les condyles sont des surfaces articulaires situées à l'extrémité inférieure du fémur. Les deux condyles sont séparés par une fosse intercondylienne [7].

A. Le condyle médial

Le condyle médial se situe sur la tubérosité interne du fémur. Sur sa face externe s'insère le ligament croisé postérieur.

B. Le condyle latéral

Le condyle latéral se situe sur la tubérosité externe du fémur. Il est plus saillant que le condyle interne. Sur sa face interne s'insère le ligament croisé antérieur.

I.3.2.10 Le corps

Le corps comprend trois faces : antérieure, postérieure et postéro-interne.

I.4 Les différents types des fractures de fémur

Il existe plusieurs types de fracture de fémur, parmi ces dernières on cite :

I.4.1 Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur

L'extrémité supérieure du fémur est en porte à faux comme une grue portuaire avec une angulation cervicodiaphysaire de 125 à 130° et une antéversion de 10 à 15°.

Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur surviennent préférentiellement chez le sujet âgé, engageant le pronostic vital. La femme dont l'espérance de vie est plus longue, et l'ostéoporose plus précoce, est plus touchée que l'homme. Les fractures de la région trochantérienne sont un peu plus fréquentes que les fractures du col fémoral.

Les complications de décubitus et le syndrome confusionnel post-opératoires expliquent une mortalité de l'ordre de 20 à 30 % dans l'année qui suit la fracture chez les patients de plus de 70 ans, [8].

Il existe plusieurs types des fractures de l'extrémité supérieure du fémur, parmi ces dernières on cite :

a- Les fractures de la tête du fémur

La fracture luxation de la tête fémorale est une lésion peu fréquente. Nous pouvons estimer à 7 % la fréquence des fractures de tête fémorale associées à une luxation de hanche.

b- Les fractures du col du fémur

La fracture du col fémoral occupe le premier rang des fractures liées à l'âge avancé, par la fréquence, par la gravité de ses complications et par l'importance de ses répercussions économiques [9]. Ces fractures sont classées aux différentes classes que nous citons brièvement tel que :

- Classification des fractures de DELBET
- Classification des fractures de PAUWELS
- Classification des fractures de GARDEN

c- Les fractures du tranchant du fémur

Siégeant en zone spongieuse, elles posent des problèmes totalement différents et elles consolident spontanément. Le traitement chirurgical a pour but d'éviter les cals vicieux et d'autoriser l'appui immédiat.

Leur classification tient compte de leur localisation par rapport au massif trochantérien, du type de déplacement, de la complexité du trait. Les fractures sous-trochantériennes sont à part car, siégeant en zone corticale, elles peuvent présenter des difficultés de consolidation.

I.4.2 Fractures de l'extrémité inférieure du fémur

Les fractures de l'extrémité inférieure du fémur concernent les fractures situées sous la bifurcation de la ligne âpre fémorale. Elles sont peu fréquentes, environ 10 % de la totalité des fractures fémorales. Il s'agit de fractures graves, souvent articulaires, de traitement difficile souvent chirurgical, [10]. La classification la plus simple est la classification AO (Figure I.4):

Type A: fractures extra-articulaires ou supracondyliennes ;

Type B: fractures intra-articulaires unicondyliennes ;

Type C: fractures intra-articulaires, sus- et intercondyliennes, les plus fréquentes et les plus graves.

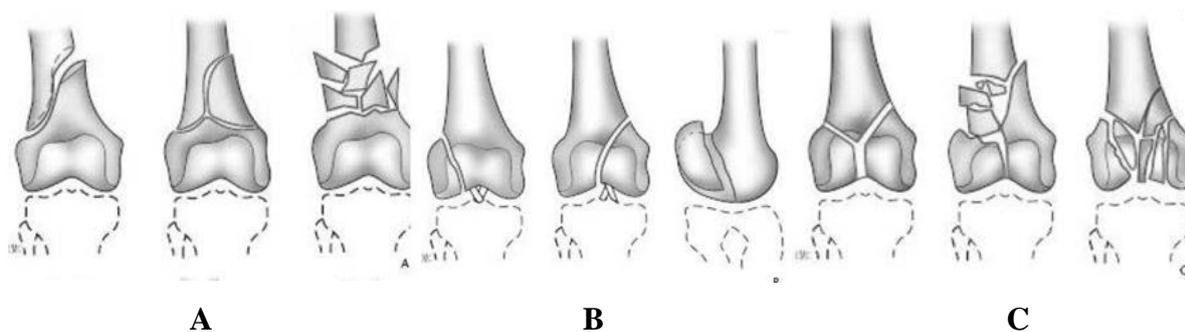


Figure I.4 Classification AO des fractures de l'extrémité inférieure du fémur [11]

I.4.3 Les fractures de diaphysaire

Les propriétés biomécaniques de la diaphyse fémorale (comportement viscoélastique) dépendent de la direction dans laquelle les forces sont appliquées. Ainsi, la diaphyse résiste mieux aux forces de compression qu'aux forces de traction et à force égale casse d'autant plus facilement que l'effort est appliqué rapidement. Les fractures à haute énergie prédominent chez l'adulte jeune de sexe masculin. Les fractures à basse énergie sont plus fréquentes chez les femmes âgées. Ces données expliquent aisément la répartition des différents types de fracture : fracture transversale du tiers moyen par choc direct chez le jeune adolescent, fracture spiroïde par torsion chez la personne âgée. Chez le jeune enfant, il faut systématiquement évoquer une fragilité constitutionnelle du tissu osseux comme la maladie de Lobstein ou à défaut un traumatisme non accidentel (syndrome des enfants battus) [12].

I.4.3.1 Classification Selon le type de la fracture

a- Fracture simple

Le trait de fracture est plus ou moins oblique par rapport à la diaphyse : moins de 30° pour la variété transversale (figure I.5), plus de 30° pour la variété oblique courte (figure I.6). Les fractures par flexion ont des bords irréguliers en ligne brisée, les fractures par cisaillement ont des bords lisses [12].



Figure I.5 Fracture transversale du tiers moyen du fémur droit (A à C). Noter la translation antérieure sur la vue de profil.



Figure I.6 Fracture oblique courte du fémur gauche. Obliquité de la solution de continuité par rapport à la diaphyse fémorale supérieure à 30°

b- Fracture spiroïde simple ou double

Elle siège volontiers au segment distal où les corticales résistent moins aux contraintes en rotation. Elle est fréquente avant 5 ans et après 60 ans. L'analyse de la spire permet de reconnaître une variété par torsion médiale (pointe inférieure de la spire sur la corticale latérale) et une variété par torsion latérale (pointe inférieure de la spire sur la corticale médiale) [12].

c- Fracture à troisième fragment

On distingue le troisième fragment par flexion grossièrement triangulaire du troisième fragment par torsion en « aile de papillon ». Dans les fractures par flexion, il indique le côté du traumatisme et sa situation conditionne le pronostic. On considère en effet qu'à taille égale, un fragment postéromédial génère plus d'instabilité qu'un fragment antérolatéral (figure I.7) [12].



Figure I.7 Fracture à troisième fragment. La topographie postéro médiale du troisième fragment aggrave l'instabilité

d- Fracture bifocale

Il s'agit d'une fracture à deux niveaux isolant un segment de cylindre diaphysaire intact (figure I.8). Les traits de fractures sont volontiers de type transversal. Le pronostic est fonction de la vitalité du fragment intermédiaire qui peut être compromise par les moyens d'ostéosynthèse utilisés [12].



Figure I.8 Accident de moto. A, B. Fracture bifocale avec cylindre intermédiaire intact. C. Fracture associée de la patella.

e- Fracture comminutive

C'est un fracas osseux caractérisé par une perte partielle ou totale de contact cortical. Elle s'accompagne volontiers d'une ouverture cutanée avec risque d'expulsion d'une esquille osseuse. Winquist et al [13,14] distinguent quatre types :

- Type I avec comminution minimale ;
- Type II avec troisième fragment détaché et contact cortical sur plus de 50 % de la circonférence ;
- Type III comminution importante avec contact cortical inférieur à 50 % de la circonférence ;
- Type IV comminution totale ou fracas sans possibilité de contact cortical [12].

I.4. 3.2 Classification Selon le siège de la fracture

Les contraintes musculaires et osseuses diffèrent selon le niveau fracturaire. Les contraintes musculaires expliquent les déplacements interfragmentaires, les contraintes osseuses influencent sur l'ostéogénèse et le remodelage osseux [12].

a- Fractures hautes

Sous l'effet du muscle moyen fessier, pelvitrochantériens et psoas iliaque, le fragment proximal subit invariablement un déplacement en flexion-abduction-rotation latérale. Le

fragment distal se déplace en adduction sous l'effet des muscles adducteurs. Sur le versant médial, les contraintes mécaniques agissent en compression et favorisent l'ostéogénèse. Sur le versant latéral, les contraintes agissent en traction et retardent la consolidation.

b- Fractures médiodiaphysaires

Le tiers moyen est le siège préférentiel des fractures transversales, obliques, avec ou sans troisième fragment. Les déplacements interfractionnaires sont à type d'angulation, de translation ou de chevauchement. Les insertions musculaires du quadriceps ont peu d'influence sur ces déplacements à l'exception de la contracture musculaire qui entretient le raccourcissement. Les difficultés de réduction et la persistance d'un diastasis doivent faire craindre une incarceration musculaire dans le foyer de fracture.

c- Fractures basses

La fracture spiroïde prédomine. Le raccourcissement est lié à l'ascension du fragment distal le long de la spire. En cas de fracture transversale, le fragment proximal suit l'action des muscles adducteurs et le fragment distal celle des muscles gastrocnémiens. La réduction, difficile à obtenir, nécessite souvent l'utilisation d'une broche transcondylienne.

d- Classification AO

La classification AO des fractures de fémur reprend ces données sous forme d'arborescence (figure I.9). Le groupage (A-B-C) tient compte de la complexité du trait : fracture simple (groupe A), fracture à troisième fragment (groupe B), fracture comminutive (groupe C). Le premier chiffre (1-2-3) tient compte de la forme du trait et/ou de la constitution des fragments. Dans le groupe A, on distingue les variétés spiroïde (A1), oblique (A2), transversale (A3). Dans le groupe B à troisième fragment, on retrouve un coin de torsion intact (B1), un coin de flexion intact (B2), un coin fragmenté (B3). Dans le groupe C des fractures comminutives, on distingue la fracture complexe spiroïde (C1), la fracture complexe à fragment intermédiaire (C2), la fracture complexe non spiroïde (C3). Le second chiffre (1-2-3) tient compte de la localisation sur la diaphyse pour les groupes A et B en tiers proximal (1), tiers moyen (2) et tiers distal (3) ou du nombre de fragments intermédiaires pour le groupe C, deux-trois fragments (1), fracas localisé (2), fracas étendu (3) [15].

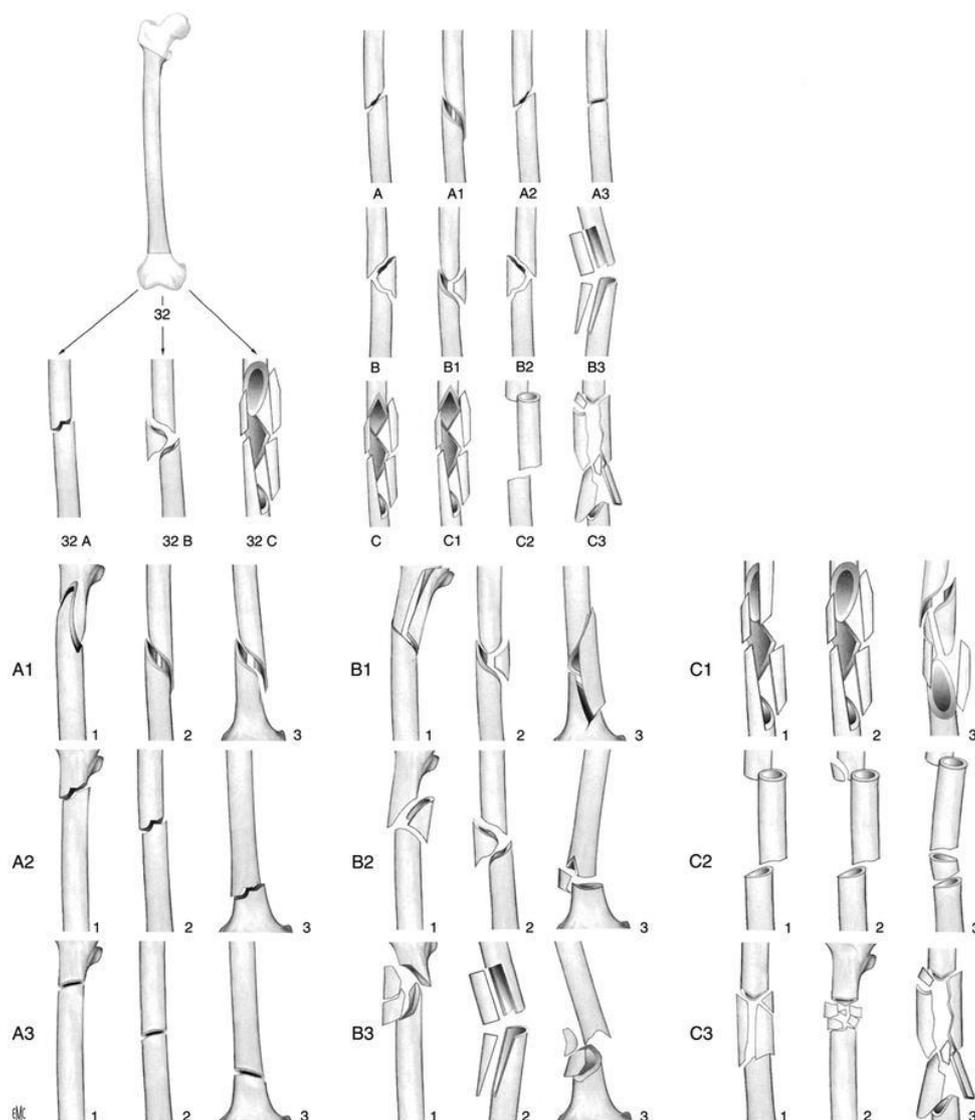


Figure I.9 Classification des fractures du fémur selon l'AO [13]. 32 Fémur diaphysaire A : fracture simple ; B : fracture à coin ; C : fracture complexe. 32A : Fracture diaphysaire simple. A1 : spiroïde ; A2 : Oblique supérieure ou égale à 30° ; A3 : Transversale inférieure à 30°. 32B : Fracture à coin .B1 : De torsion intacte ; B2 : De flexion intacte ; B3 : Fragmenté. 32C : Fracture complexe. C1 : Comminutive spiroïde ; C2 : Complexe bifocale ; C3 : Comminutive non spiroïde. A1-1 : zone trochantérienne ; A1-2 : zone moyenne ; A1-3 : zone distale. A2-1 : zone trochantérienne ; A2-2 : zone moyenne ; A2-3 : zone distale. A3-1 : zone trochantérienne ; A3-2 : zone moyenne ; A3-3 : zone distale. B1-1 : zone trochantérienne ; B1-2 : zone moyenne ; B1-3 : zone distale. B2-1 : zone trochantérienne ; B2-2 : zone moyenne ; B2-3 : zone distale. B3-1 : zone trochantérienne ; B3-2 : zone moyenne ; B3-3 : zone distale. C1-1 : à deux fragments intermédiaires ; C1-2 : à trois fragments intermédiaires ; C1-3 : à plus de trois fragments intermédiaires. C2-1 : à un segment intermédiaire ; C2-2 : à un segment et coin de flexion intermédiaires ; C2-3 : à deux segments intermédiaires. C3-1 : à deux-trois fragments intermédiaires ; C3-2 : avec fracas localisé ; C3-3 : avec fracas étendu.

I.5 Matériel ostéosynthèse

Le traitement opératoire débute réellement avec le XX^{ème} siècle. Signalons néanmoins quelques tentatives antérieures : en 1888, Reclus traite avec succès une pseudarthrose sus-condylienne par résection du tissu fibreux et suture au fil d'argent, tandis que Walter en 1895 fixe une fracture uni-condylienne à l'aide de catgut. Mais c'est Lambotte qui définit l'ostéosynthèse en 1907 ; il préconise l'ostéosynthèse par cerclage, agrafage, vissage, boulonnage ou fixation externe. Ses adeptes ont par la suite essayé tous les matériels possibles et imaginables : le fixateur externe a été utilisé dès 1902, le clou centro-médullaire simple de Kuntsher a été amélioré par Soeur en 1949, grâce à un système de blocage à ailette ; Gosset en 1953 défendait l'enclouage fémoro-tibial et Spriet en 1952 le montage en tour Eiffel.

Cependant dès les années 40, il est apparu que le meilleur moyen de stabiliser une épiphyse fracturée, était d'une part de s'appuyer par une plaque sur la région diaphyso-métaphysaire externe du fragment proximal et d'autre part, d'obtenir un ancrage épiphysaire le plus solide possible par vis ou clou telle la lame plaque de Strelitz. Depuis les années 70, la lame-plaque de Müller et la vis-plaque de Judet se sont partagées les préférences des opérateurs en Europe, alors que ce sont initialement des matériels destinés à l'extrémité supérieure du fémur. Depuis une dizaine d'années la prise de conscience de l'enjeu thérapeutique a conduit à la mise au point de matériels spécifiques adaptés à la chirurgie des fractures de l'extrémité inférieure du fémur.

I.5.1 Les Systèmes Endomédullaires

Le foyer diaphysaire n'est pas abordé ; le pontage biologique en préservant l'hématome fracturaire, en évitant de dévasculariser les fragments osseux, diminue le risque infectieux et favorise une consolidation hypertrophique par ostéoinduction.

I.5.1.1 Le clou verrouillé antérograde

Conçu initialement pour traiter les fractures instables et comminutives diaphysaires, les indications ont été étendues à l'extrémité inférieure du fémur (figure I.10); introduit par le trochanter comme un clou Centro médullaire classique, il est verrouillé par vissage supérieur et inférieur.



Figure I.10 Le clou verrouillé antérograde [16].

Ceux du pontage biologique ; le clou est positionné en extra articulaire, son ablation est aisée. Le matériel n'altère pas le cartilage de l'épiphyse en restant extra articulaire ; la stabilité proximale du matériel est bonne.

Le verrouillage distal est techniquement plus difficile lorsqu'il existe une rotation du clou ; la correction de la bascule postérieure du fragment distal peut être complexe à foyer fermé; le montage devient d'autant plus instable que la fracture est basse sur la métaphyse (il faut estimer que l'épiphyse restante doit avoir une longueur au moins égale à la largeur du massif condylien pour que le montage soit stable); il n'est pas adapté aux fractures articulaires complexes du moins lors d'une technique à foyer fermé.

I.5.1.2 Le clou intra médullaire rétrograde (GHS Intra Medullary Supra Condylar Nail)

Ce clou initialement développé par Green, Seligson et Henry (GHS) [17] est introduit par voie intra articulaire en avant de l'échancrure inter condylienne du genou. De 12 à 25 cm, il est percé de trous afin de réaliser des verrouillages par vis étagées grâce à un viseur externe (figure I.11).



Figure I.11 Le clou intra médullaire rétrograde [18].

Ceux du pontage biologique ; le verrouillage paraît simple, la voie d'abord peut être minimale. Ce clou est compatible avec une arthroplastie de hanche et éventuellement de genou en fonction du modèle.

Une arthrotomie faite en cas de fracture extra articulaire est discutable; elle est peu adaptée aux fractures articulaires, le point de pénétration du clou se trouvant exactement au niveau du trait de séparation des fractures inter condyliennes; il est difficile de choisir le point de pénétration idéal permettant une réduction de l'interligne à 95° par rapport à la diaphyse externe; son ablation paraît difficile; enfin et surtout en cas d'infection il existe un risque réel d'ostéo-arthrite d'emblée [17].

I.5.2 Clous plaques

Formé par l'association à angle réglable d'une plaque vissée diaphysaire et d'un clou cervical relié par une vis (figure I.12).

On cite deux avantages et deux inconvénients respectivement :

- La facilité de sa mise en place.
- La durée moyenne d'intervention est plus courte que celle de la lame plaque.
- C'est un système fragile : semi rigide.
- La mise en charge et la marche ne sont pas possibles avant trois (03) mois [19].



Figure I.12 Les clous plaques.

I.5.3 Plaque à crochet LCP pour fémur proximal

Le système de plaque à crochet LCP pour fémur proximal, présente de nombreuses similitudes avec les fixations classiques par plaque (figure I.13), avec quelques améliorations importantes.

Les vis de verrouillage permettent de créer une structure à angle fixe tout en utilisant les techniques de plaque AO standards. La possibilité d'un verrouillage est importante pour créer une structure à angle fixe en cas d'ostéopénie ou de fracture comminutive, quand l'ancrage des vis est compromis. Ces vis ne dépendent pas de la compression de la plaque sur l'os pour résister aux contraintes du patient ; elles agissent de manière similaire à des plaques comportant de multiples angulations.

- Cintrage anatomique pour l'ajustement à la face latérale du fémur proximal ;
- Deux crochets proximaux maintiennent l'extrémité supérieure du grand trochanter ;
- L'utilisation de vis de verrouillage permet de construire une structure à angle stable indépendamment de la qualité de l'os ;
- Le trou de vis le plus proximal accepte une vis de verrouillage perforée ou une vis perforée conique de 7.3 mm orientée à 95° par rapport au corps de la plaque ;
- Le second trou de vis proximal accepte une vis de verrouillage perforée de 5.0 mm orientée à 110° par rapport au corps de la plaque.

- Les trous combinés du corps de la plaque acceptent des vis de verrouillage de 5.0 mm dans la partie filetée du trou et des vis à corticale de 4.5 mm dans la partie de compression dynamique ;
- Permet d'utiliser le tendeur de plaque articulé pour tendre la plaque et créer une structure dont les charges sont réparties sur la longueur de la plaque ;
- Plaque en acier inoxydable avec contact limité ;
- Fabriquée en acier inoxydable 316L (qualité implant).

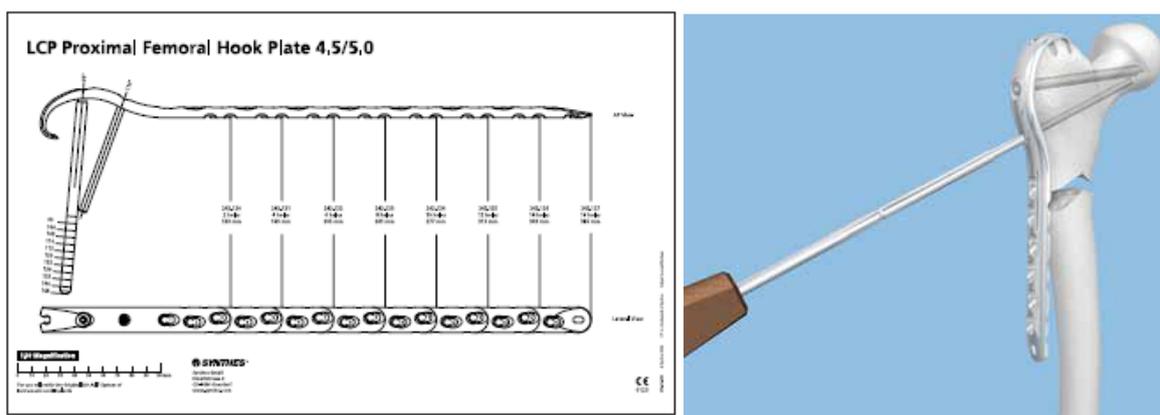


Figure I.13 Plaque à crochet LCP pour fémur proximal.

I.5.4 Plaque condylienne LCP

Le système de plaque condylienne LCP présente de nombreuses similitudes avec les fixations classiques par plaque, avec quelques améliorations importantes. Les vis de verrouillage permettent de créer une structure à angle fixe tout en utilisant les techniques de plaque AO standards. La possibilité de verrouillage est importante pour les structures à angle fixe en cas d'os peu dense ou de fracture comminutive, où l'ancrage osseux des vis est compromis. Ces vis ne dépendent pas de la compression de la plaque sur l'os pour résister aux contraintes du patient ; elles agissent comme de multiples petites plaques coudées (figure I.14).

- Les vis de verrouillage engagées dans la plaque créent une structure à angle fixe qui améliore la fixation en cas d'os peu dense ou de fracture comminutive ;
- La fixation de plusieurs vis dans les condyles fémoraux améliore la fixation de nombreuses fractures distales (notamment toutes les fractures C3) ;
- Plaques amincies avec forme anatomique, pour fémur droit ou gauche ;
- Implants en acier inoxydable 316L.

a- Tête de la plaque

- La tête anatomique préformée est cintrée pour s'adapter au fémur distal, en éliminant le cintrage peropératoire.
- Six trous filetés permettent l'insertion de vis de verrouillage.

b- Corps de la plaque

- Les trous combinés associent un trou de compression dynamique à un trou pour vis de verrouillage, ce qui permet une compression axiale et une possibilité de verrouillage sur toute la longueur de la plaque.
- Plaques droites disponibles avec 6 ou 8 trous combinés dans la tige de plaque.
- Plaques coudées disponibles avec 10, 12, 14, 16, 18, 20 ou 22 trous combinés dans la tige de la plaque pour traiter les types de fractures diaphysaires associant des fragments articulaires.
- Les plaques coudées sont précintrées pour imiter l'arc antérieur (rayon de 1.1 m) de la face latérale du fémur.
- Le design de la tige de la plaque permet l'utilisation d'une technique chirurgicale mini-invasive.
- Design à contact limité avec l'os

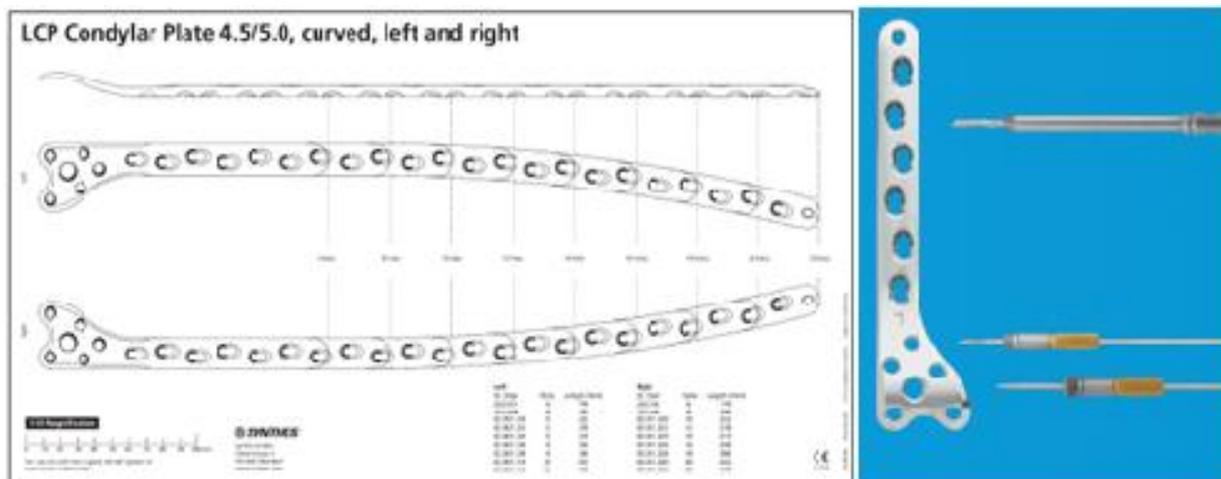


Figure I.14 Plaque condylienne LCP.

I.5.5 Les plaques Diaphyso-métapyso-épiphysaire

Malgré une utilisation croissante de l'enclouage verrouillé dans les fractures du fémur, l'ostéosynthèse par plaque reste une alternative technique validée pour assurer une fixation rigide des fractures diaphysaires. La technique standard de réduction et d'ostéosynthèse par plaque est décrite, respectant les concepts biomécaniques et la physiologie de la consolidation

osseuse. Les auteurs insistent sur l'utilité de ce type d'ostéosynthèse dans certaines situations pathologiques : fractures complexes, troubles pulmonaires associés, fractures métastatiques, fractures sous arthroplastie [20].

a- La Lame Plaque

C'est une plaque pré modelée, mono-bloc qui assure la stabilité de l'épiphyse par une lame quadrangulaire plate, rigide, impactée et se fixe sur la diaphyse par des vis bi corticales. La lame plaque de Müller était initialement destinée à l'épiphyse supérieure du fémur. La plaque Maconor II est orientée à 95° de manière à positionner la broche guide parallèlement à l'interligne. La lame de l'A.O. plus fine, d'un dessin anatomique est également orienté à 95°; elle ne possède pas de système de broche guide (figure I.15), [21].

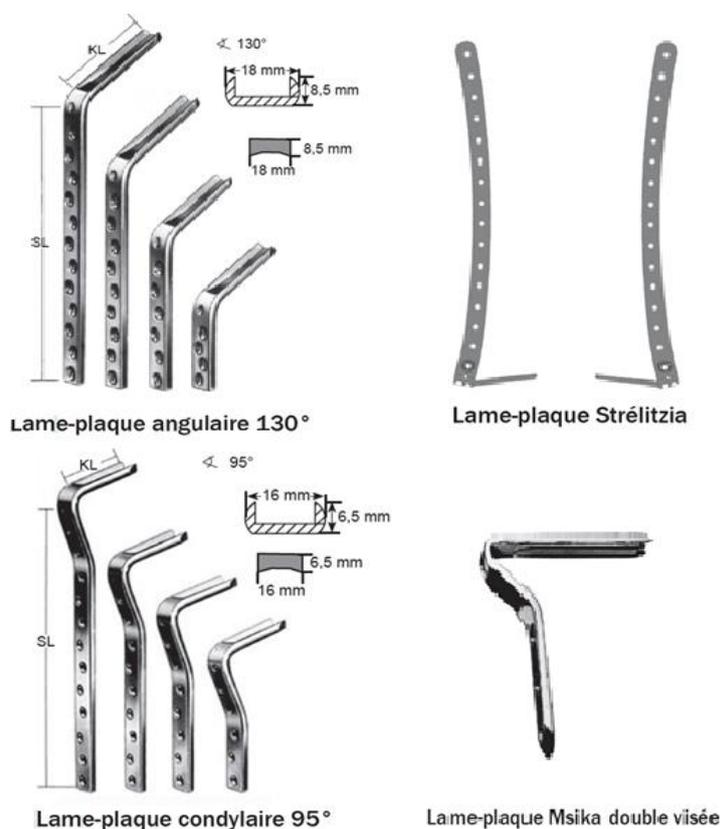


Figure I.15 Lames-plaques

L'avantage de ce matériel mono-bloc est très stable, notamment en compression ; sa pose est facilitée par un guidage sur broche ; il est peu volumineux.

L'inconvénient de l'impaction de la lame peut être traumatisant sur une épiphyse fracturée ; la résistance à l'arrachement est faible sur une épiphyse ostéoporotique ; une erreur

au point d'entrée ou sur l'orientation de la lame conduit irrémédiablement à un défaut d'axe dans tous les plans ; il faut disposer d'un nombre important de plaques pour s'adapter en longueur, en largeur et en angulation. L'expérience de la pose de ce type de plaque se perd peu à peu.

b- La vis plaque dynamique Condylenne (Dynamic Condylar Screw)

Ce matériel reprend le principe des vis dynamiques de l'extrémité supérieure du fémur (DHS, THS, DKP...). La prise épiphysaire distale est assurée par une vis unique à filetage volumineux, à compression. L'orientation de la vis et de la plaque est à 95° de manière à prendre pour repère l'interligne articulaire. La compression est assurée par un système de canon plus court que celui du modèle supérieur. La pose se fait sur broche (figure I.16) [22,23].

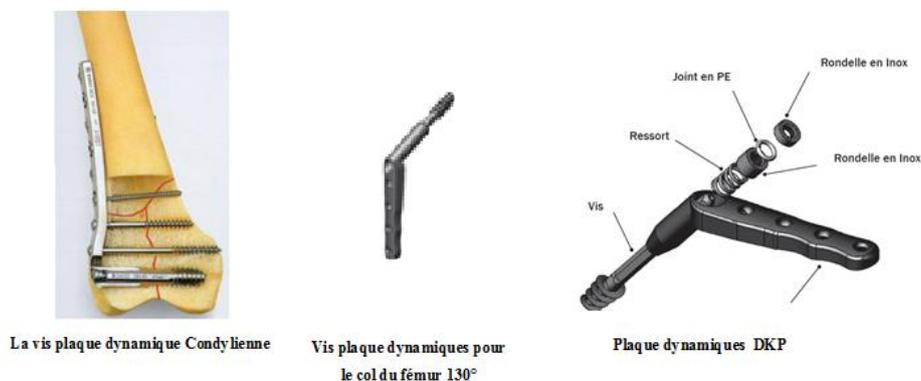


Figure I.16 Vis plaque dynamique Condylenne

L'avantage de la technique est simple ; l'ancrage de la vis est bon et la résistance à l'arrachement satisfaisant si l'os est de bonne qualité ; sa pose est peu traumatisante.

L'inconvénients est l'intérêt d'un système dynamique est indiscutable à l'extrémité est distal du fémur ; l'introduction du canon se fait à la jonction du trait de fracture type Hoffa ; le trou d'introduction du canon est volumineux, conduisant à pertes de substance osseuses du condyle latéral; toute erreur de point d'entrée ou de direction de la vis conduit à un défaut d'axe dans le plan frontal comme dans les systèmes monobloc; seule la bascule postérieure des condyles peut éventuellement être corrigée secondairement.

c- La vis plaque LISS

Celui du « fixateur interne en pontage ». Les vis sont bloquées dans la plaque, la stabilité ainsi assurée permet de diminuer le nombre de vis ; la plaque ne doit pas forcément être appliquée directement sur l'os ce qui facilite sa pose en percutané (figure I.17) [24,25].

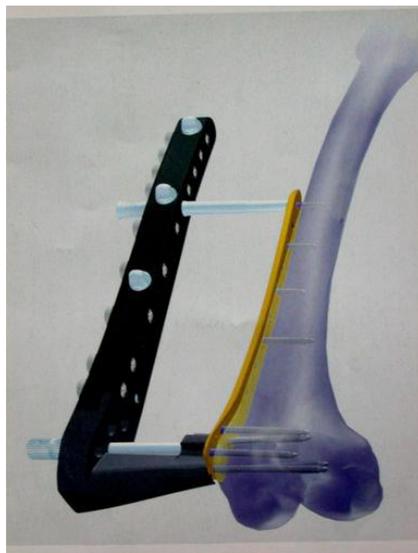


Figure I.17 La vis plaque LISS

Les avantages ceux du pontage biologique, rigidité de la jonction vis plaque. Préservation de l'intégrité de l'épiphyse.

Les inconvénients sont difficiles à poser ; la réduction doit être préalablement obtenue avant la pose de la vis plaque ; l'extrême rigidité du système conduit à la mobilisation des vis dans l'os ou à leur rupture en l'absence de jeu entre les vis et la plaque.

d- La Vis Plaque de Chiron

Il s'agit d'une adaptation de la vis plaque de Judet en conservant le principe d'une plaque anatomique avec un système d'ancrage épiphysaire par triangulation par vis et jonction vis plaque conique (figure I.18). La forme de la plaque permet de descendre très bas sur l'épiphyse en épousant la forme de la face latérale du condyle latéral ; la plaque dans la zone diaphysaire et complexe en avant pour autoriser un meilleur centrage des vis. La vis épiphysaire la plus basse est dirigée à 92° par rapport à la plaque de manière à ce que positionner parallèlement à l'interligne articulaire elles permettent un réglage automatique de l'axe frontal. L'ensemble des vis épiphysaires est dirigé vers l'arrière afin d'éviter la partie antérieure du massif condylien

souvent comme comminutive. Les vis sont pleines au niveau de la partie proximale de manière à autoriser une compression automatique. Ce type de matériel anatomique permet de réaliser une réduction de la fracture sur la plaque [26,27].



Figure I.18 La vis Plaque de Chiron

Il s'agit d'une ostéosynthèse extra articulaire qui permet une prise basse sur l'épiphyse, stable et peu traumatisante avec possibilité de correction secondaire des axes. La prise de trois vis de gros diamètre est efficace sur un os porotique à condition que la vis prenne appui sur la corticale opposée. Un système par vis plaque avec jonction conique permet une certaine transmission des contraintes par l'os lui-même alors que la lame plaque, la vis plaque dynamique où la plaque Liss entraînent souvent un pontage des contraintes responsable de pseudarthroses.

L'inconvénient est l'ostéosynthèse par vis plaque Condylenne, DCS, lame plaque est une ostéosynthèse par foyer ouvert même s'il est possible de réaliser un pontage biologique des foyers de fracture métaphysaire. Le système conique peut-être à l'origine s'il existe un recul des vis d'une déstabilisation secondaire qui pourrait être corrigée en fixant l'une des vis au choix du chirurgien.

e- Les plaques à griffes

Des problèmes tels que l'union ou non-union retardée, nouvelles fractures dues à la faiblesse de l'architecture osseuse, fractures à travers les trous des vis dues à une concentration de la pression sont vaincus par le système des plaques à griffes (figure I.19).

Ce système minimise le traumatisme provoqué par la rétraction de la position réduite de la fracture de l'os et va en même temps maintenir un environnement optimal sur l'endroit de la fracture afin que la régénération de l'os se fasse. La conception de cette plaque, qui ne demande pas de vis, permet d'éviter tout dommage supplémentaire à l'os fracturé et permet de s'assurer que la circulation du sang jusqu'à l'endroit de la fracture et à partir de celui-ci est préservée, caractéristique qui est d'une importance capitale pour la régénération primaire de l'os. La conception de la pièce est telle que pendant la stabilisation de la fracture, l'os a un certain degré de micromouvement physiologique. Ceci va aider à regagner l'architecture osseuse normale (lignes de pression). leurs avantages sont :

- Technique opératoire simple permettant de gagner du temps.
- Consolidation rapide et sans complication, sans que soient observés les effets de la protection de tension ou d'ostéoporose sous la plaque à l'examen aux rayons X.
- Circonstances optimales maintenues tout au long du processus de régénération.
- Mouvement physiologique optimisant la restauration de l'architecture osseuse, qui empêche la protection de tension.
- L'application de la plaque préserve l'apport de sang et le drainage veineux.
- L'apport de sang en d'ostéal est maintenu intact en évitant les vis et les clous.
- Pas de concentration de tension autour des trous à vis.
- Le temps d'union est réduit de 25%.
- Traitement économique du patient.
- Consolidation : à partir de cinq semaines.

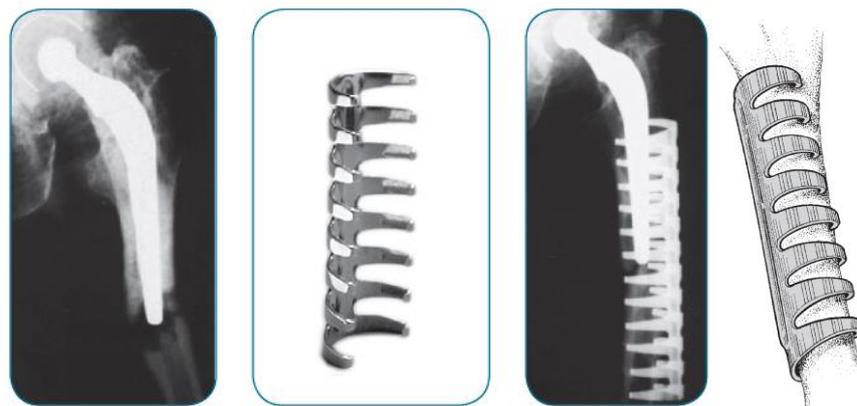


Figure I.19 Les plaques à griffes

I.5.6 Plaques diaphysaires

Lorsque l'objectif est d'obtenir une consolidation « primaire » par consolidation corticale sans cal périoste, cela nécessite alors une réduction anatomique du foyer de fracture, trait pour trait. Deux types de montages théoriques sont possibles [28].

a- Plaque en compression

Ces plaques permettent d'assurer une compression statique dans l'axe de la diaphyse fémorale et de réaliser un hauban externe. La compression peut être exercée par l'intermédiaire d'un tendeur de plaque ou d'une plaque auto compressive (géométrie des trous de vis et utilisation de guide-mèches différents). L'avantage théorique des plaques auto compressives est d'obtenir la compression sans élargissement de la voie d'abord, et leur inconvénient majeur est d'être soumises au relâchement de la compression (figure I.20).

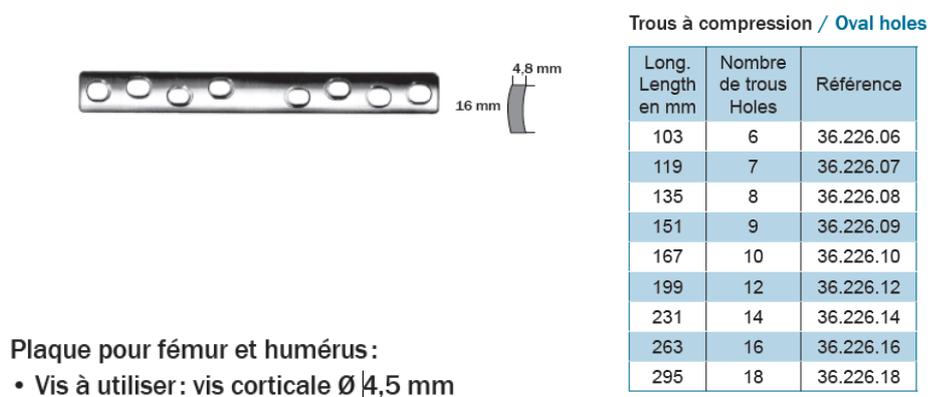


Figure I. 20 Plaque de compression [28]

b- Plaque de neutralisation

Ce type de plaque a pour objectif d'absorber les contraintes sur un fémur réduit et vissé (figure I.21) [28].

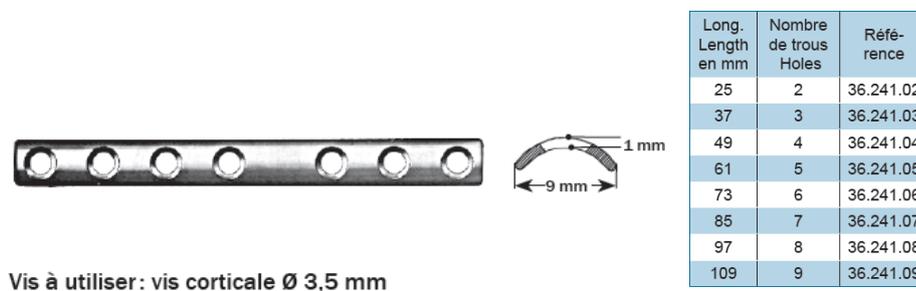


Figure I.21 Plaque de neutralisation.

Ces plaques possèdent de nombreux avantages répondant aux attentes des chirurgiens telles que :

- Facilité de sa mise en place ;
- La durée moyenne d'intervention est plus courte qu'autres plaques ;
- Elles sont séparables, comme leur nom l'indique, leur longueur peut donc être adaptée pendant l'intervention par le chirurgien ;
- Elles peuvent être superposées de manière à augmenter la rigidité d'un montage ;
- Cette technique est appelée « sandwich ». Des plaques de même type ou non, de même longueur ou non peuvent être empilées ;
- Chaque type de plaque peut être utilisé avec deux types de vis ;
- Elles sont économiques à l'usage et au stockage.

Par contre, parmi les inconvénients de ces plaques on cite :

- C'est une moyenne fragile : semi rigide ;
- Les dommages secondaires au niveau de niveau de l'articulation par rupture ou dévissage qui ne sont pas exceptionnelles ;
- La mise en charge et la marche ne sont pas possibles avant trois (03) mois [29].

I.6 Les Vis

Les vis sont utilisées pour fixer les plaques sur l'os, ou pour fixer les fragments osseuses.

I.6.1 Différents types de vis

Le nom d'une vis est défini par le type de vis et par le diamètre extérieur du filetage principal. Le nom peut aussi être défini par la manière dont une vis est utilisée. Par exemple : une vis de traction peut être une vis corticale ou une vis spongieuse. Toutes les vis sont disponibles dans différentes tailles et longueurs [30].

a- Vis corticale

Le pas des vis corticales est conçu pour obtenir une bonne prise dans l'os cortical. La vis corticale est normalement utilisée pour comprimer et fixer une plaque à l'os. Elle est en général filetée sur toute sa longueur, mais peut également être filetée sur une partie seulement (figure I.22).



Vis corticale inox Vis autotaraudeuse corticale inox

Figure I.22 Vis corticale.

b- Vis spongieuse

Les vis spongieuses ont un rapport entre diamètre extérieur/âme de la vis (diamètre intérieur) supérieur à celui des vis corticales afin d'avoir une meilleure tenue dans l'os spongieux. Ce type de vis est surtout utilisé comme vis de traction pour obtenir une compression inter fragmentaire dans les zones épiphyse métaphysaires. Pour cette raison une vis spongieuse est normalement une vis dont le filetage est limité à une partie ou bien le filetage peut se situer aussi sur toute la longueur de la vis (figure I.23).

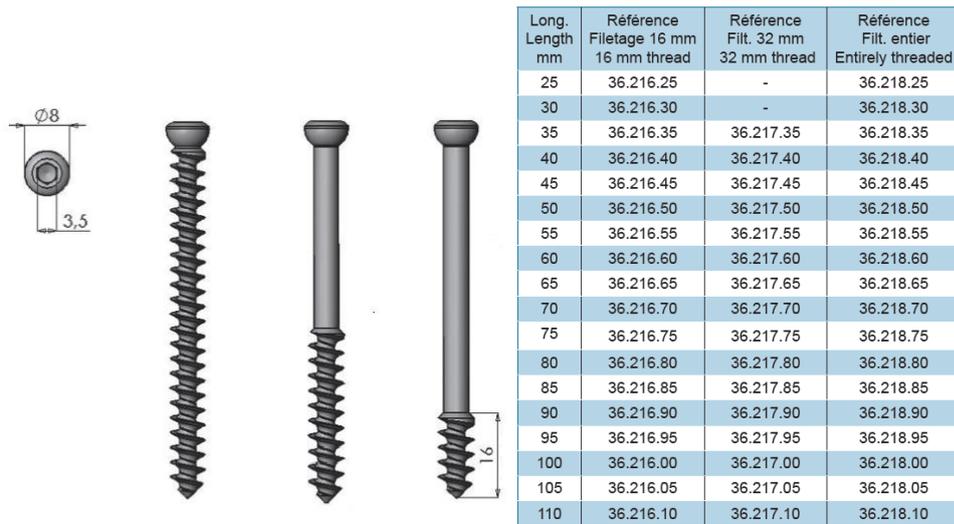


Figure I.23 Vis spongieuse.

Conclusion

Les fractures de l'os sont très nombreuses et nécessitent une étude très précise. L'étude des types et les formes des fractures du fémur est très importants. La désignation du matériel ostéosynthèse nécessaire et adéquate pour consolider l'os fracturé par une intervention chirurgicale doit être précise et efficace pour accélérer le remodelage rapide et sain de l'os.

Bibliographie

- [1] Mechel colloca bone remodeling process as an optimal structure design Ph D thesis department of mechanics and aeronautic engineering university of rome Italy 2009
- [2] J. B. Park, Biomaterials Science and Engineering, Plenum Press, New York (1987)
- [3] J. L. Katz, Symposia of the Society for Experimental Biology, Number XXXIV, The Mechanical Properties of Biological Materials, Cambridge University Press (1980)
- [4] L. J. Gibson, J. Biomechanics 18 (1985) 317
- [5] Information sur <http://www.vulgaris-medical.com/>
- [6] B. Jacquot, Propriété mécanique des Biomatériaux utilisés en odontologie Société francophone de biomatériaux dentaire date de création de document 2009-2010
- [7] Information sur <http://fr.wikipedia.org/wiki/F%C3%A9mur>
- [8] Fractures de l'extrémité supérieure du fémur u. l.p.- Faculté de Médecine Strasbourg - DCEM1 2004/ 2005 - Module 12B - Appareil Loco-Moteur.
- [9] Mourad Kassab, Fracture-du-col-du-fémur. Centre Avicenne Médical, 2 Av Tahar Sfar, 2092 El Manar 2, Tunis Tunisie 2010.
- [10] Asencio G. : Fractures de l'extrémité inférieure du fémur : table ronde SOFCOT. Revue Chirurgie orthopédique 1989 ; 75 : 168-183.
- [11] Helfet D. L., lorch D. G. – retrograde intramedullary nailing of supracondylar femoral fractures. Chir. Orthop., 1998 ; 350 :80-84.
- [12] Information sur <http://www.em-premium.com/article/223944#top>.
- [13] Winquist R.A., Hansen S.T. Comminuted fractures of the femoral shaft treated by intramedullary nailing Orthop. Clin. North Am. 1980 ; 11 : 633-648
- [14] Winquist R.A., Hansen S.T., Clawson D.K. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases J. Bone Joint Surg. Am. 1984; 66 : 529-539.

- [15] Bonnomet F., Clavert P., Cognet J.-M. Fracture de la diaphyse fémorale de l'adulte. EMC (Elsevier SAS,Paris), Appareil locomoteur, 14-078-A-10, 2006.
- [16] Salem, K.H., et al., Limb malalignment and functional outcome after antegrade versus retrograde intramedullary nailing in distal femoral fractures. *J Trauma*, 2006. 61(2):p375-81.
- [17] Lucas, S.E., D. Seligson, and S.L. Henry, Intramedullary supracondylar nailing of femoral fractures. A preliminary report of the GSH supracondylar nail. *Clin Orthop Relat Res*, 1993(296): p. 200-6.
- [18] Grass, R., et al., [Retrograde locking nail osteosynthesis of distal femoral fractures with the distal femoral nail (DFN)]. *Unfallchirurg*, 2002. 105(4): p. 298-314.
- [19] Kasemo B, Lausmaa J. Surface science aspects on inorganic materials. *CRC Crit Rev Biocomp* 1986;2:335-80
- [20] Goldstein, S.A., The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 1987. 20: p. 1055-1061.
- [21] Vives, P., Giaffuri, J.G., De Lestang, M., Doret, T., Collet, L.M., Etude critique et résultats de 86 fractures de l'extrémité inférieure du fémur traitées par lame plaque monobloc. *rev. Chir. Orthop.*, 1981. 67: p. 451-460.
- [22] Christodoulou, A., et al., Supracondylar femoral fractures in elderly patients treated with the dynamic condylar screw and the retrograde intramedullary nail: a comparative study of the two methods. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2005. 125(2): p. 73-9.
- [23] Krettek, C., et al., Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) using the DCS in proximal and distal femoral fractures. *Injury*, 1997. 28 Suppl 1: p. A20-30.
- [24] Schutz, M., et al., Use of the less invasive stabilization system (LISS) in patients with distal femoral (AO33) fractures: a prospective multicenter study. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2005. 125(2): p. 102-8.
- [25] Wick, M., et al., [Periprosthetic supracondylar femoral fractures: LISS or retrograde intramedullary nailing? Problems with the use of minimally invasive technique]. *Unfallchirurg*, 2004. 107(3): p. 181-8.

- [26] Chiron, P., Giordano,G, Besombes,C.,Tricoire,J.L.,Puget,J., Ostéosynthèse par la vis plaque Condylieenne de Judet Chiron. A propos d'une série continue de 364 fractures récentes. Springer Verlag, 2005.
- [27] Chiron, P., Utheza, G., La vis plaque Condylieenne. Rev. Chir. Orthop., 1989. 75(Suppl1): p. 47.
- [28] Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie Elsevier Masson SAS 2007.
- [29] Shetty RH, Ottersberg WH. Metals in orthopedic surgery. In : Wise DL, Trantolo DJ, Altobelli D'eds. Encyclopedichandbook of biomaterials and bioengineering. Part B: applications (vol 1). New York : Marcel Dekker, 1995: 509-540
- [30] Mallem Bariza et Yahiaoui Sabah -Fracture du femur « Cas de diaphyse fémorale », mémoire de master université BATNA 2011.

Chapitre II

Les biomatériaux dédiés à

l'orthopédie

Ce chapitre définit les nombreux paramètres qui doivent être pris en compte pour que ces biomatériaux soient les plus biocompatibles possibles avec le corps et ses fonctions.

II.1 Introduction

La science des biomatériaux peut être définie comme l'étude et la connaissance des matériaux dans le contexte de leurs interactions avec les systèmes vivants [1]. Le développement de biomatériaux est une tâche complexe, que seuls des groupes multidisciplinaires peuvent mener à bien, en réunissant des spécialistes qui souvent n'avaient pas l'habitude de dialoguer entre eux. Si les aspects fonctionnels de la performance des matériaux peuvent être prévus avec une certaine fiabilité, l'appréciation de la performance biologique des implants demeure encore difficile et la vérification clinique tempère parfois l'enthousiasme suscité par les résultats expérimentaux.

II.2 Définition d'un biomatériau

Selon la définition du consensus de Chester (1991) [1], les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. Ils se différencient des médicaments en ce sens qu'ils ne réalisent pas leur objectif thérapeutique principal par un effet chimique à l'intérieur de l'organisme et n'ont pas besoin d'être métabolisés pour être actifs.

II.3 Caractéristiques d'un biomatériau

II.3.1 Biocompatibilité

On entend par **biocompatibilité** la compatibilité entre un système technique et un système biologique. Cette définition est interprétée différemment suivant si l'on se place du point de vue scientifique ou médical.

Pour ce qui est du domaine médical, on distingue la compatibilité structurale et celle de surface [2].

La **compatibilité structurale** résulte d'une adaptation de toutes les propriétés de la structure des matériaux aux systèmes biologiques, comme par exemple les caractéristiques mécaniques et la forme d'un élément de construction. Ceci inclut que, lors de l'utilisation des

matériaux composites, il n'y a ni inhomogénéités, ni contraintes aux interfaces (orientation des fibres, rapport entre les fibres).

La **biocompatibilité des surfaces**, en revanche, caractérise la compatibilité (du point de vue topographique et chimique) de l'implant avec les cellules environnantes. Le but est d'instaurer des interactions spécifiques, afin de créer les conditions désirées aux interfaces.

Ces considérations ne tiennent pas compte du fait que l'on ne peut pas dissocier les propriétés des surfaces et celles des interfaces du matériau. L'énergie de surface est une grandeur qui illustre bien la complexité d'un matériau. Si on met cette valeur en relation avec la réaction du système biologique, on peut facilement distinguer les matériaux biocompatibles, bioinertes et bioincompatibles (Figure II.1). En fin de compte, ceci n'est rien d'autre que le résumé de toutes les réactions qui se déroulent à l'interface ainsi que leurs répercussions sur les cellules (Figure II.2).

Si l'on ne considère que les réactions biocorrosives et l'effet des ions libérés, alors on constate que [3] :

- Les matériaux bioinertes ne libèrent pas des substances toxiques, ils n'endommagent donc pas les tissus environnants, mais participent pas non plus aux processus se situant aux interfaces ;
- Les matériaux biocompatibles libèrent des matériaux à des doses non toxiques qui peuvent entraîner une légère réaction immunitaire ;
- Les matériaux bioincompatibles libèrent des ions à des concentrations toxiques ce qui, par l'intermédiaire d'antigènes, provoque une réaction immunitaire (allergies, inflammation, nécroses, rejets) ;
- Les matériaux bioactifs réagissent positivement avec leur environnement biologique, par exemple en favorisant l'adhésion cellulaire ou la croissance des cellules.

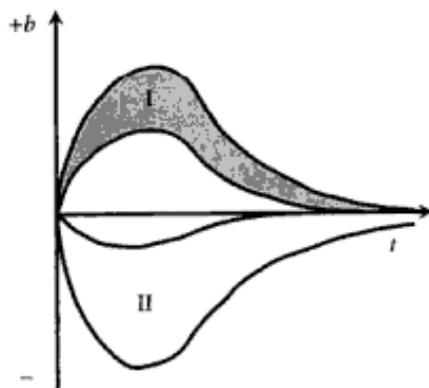


Figure II.1 Bioactivité et biocompatibilité [4] : b =bioactivité (unité spécifiques, par exemple profilation ; nombre de cellules adhérentes), t = biocompatible ($b > 0$, $b \gg 0$ = bioactif) ; II = bioincompatible ($b < 0$), bioinerte ($b=0$).

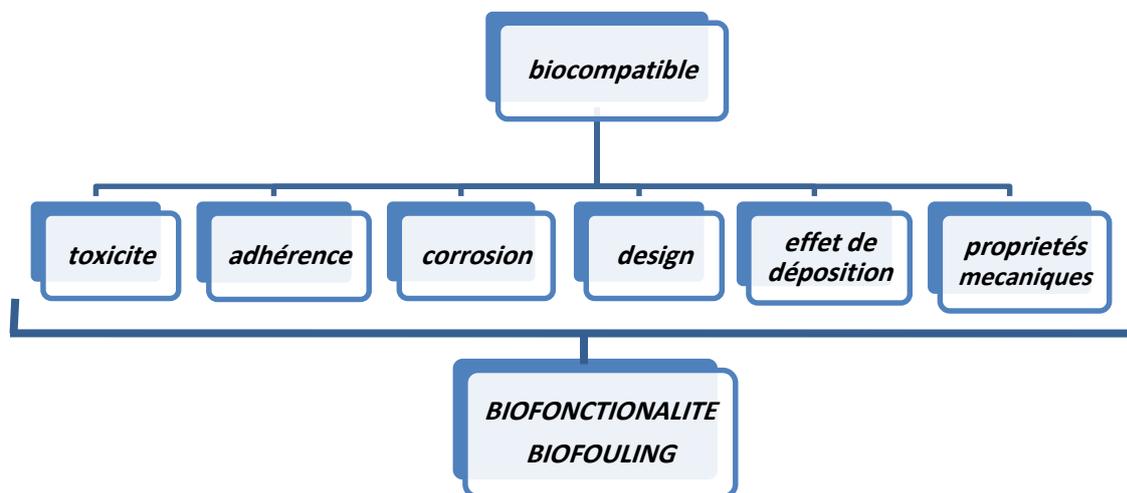


Figure II.2 Composantes de la biocompatibilité.

La même nomenclature est utilisée en biotechnologie, où l'on a récemment vu l'apparition de la technologie des microréacteurs. De bonnes connaissances des phénomènes de biocorrosion et de bioadhésion sont nécessaires pour leur utilisation.

Pour les systèmes techniques on parle de biofouling, ce qui est une autre expression pour bioincompatibilité. On entend par ces termes une modification négative des paramètres de l'installation provoquée par un système biologique, c'est-à-dire la diminution de conduction de chaleur dans des échangeurs de chaleur, diminution provoquée par la présence d'un biofilm, par la biocorrosion ou par l'augmentation du taux de rebut (dans la micro- électronique par l'utilisation d'eau non stérile lors de l'impression de puces).

II.3.2 Hémocompatibilité

L'hémocompatibilité, ou compatibilité avec le sang, inclut toutes les propriétés mentionnées précédemment. Le sang est un liquide possédant un flux donné et l'implant ne doit pas modifier les conditions de flux. Les cellules sanguines sont sensibles au cisaillement et elles peuvent donc être endommagées par une éventuelle modification des contraintes de cisaillement. Ceci vaut en particulier aux interfaces (couche de Prandtl). A quoi s'ajoute que pour certains composants spécifiques du sang, des propriétés d'adhésion particulières sont nécessaires. Il ne faut pas oublier que lors du rapprochement d'une cellule et d'un corps solide, la cellule subit une déformation qui peut entraîner l'éclatement des membranes, si la cellule ne possède pas l'énergie nécessaire à la déformation [5].

En biotechnologie, en particulier si l'on travaille avec un petit nombre de cellules (microréacteurs), il faut pouvoir exclure la lyse des cellules, qui est due à l'apparition de contraintes de cisaillement ou à l'altération de l'activité cellulaire (dans un état de stress) consécutivement à la modification continue des conditions énergétiques lors de l'adhésion. En même temps, on utilise ces connaissances pour détruire volontairement des membranes cellulaires, afin d'accéder à des produits métaboliques internes à la cellule.

II.3.3 Biofonctionnalité [5]

On parle de biofonctionnalité lorsque la fonction d'un système biologique est remplacée par un système technique ; ce qui suppose que les réactions puissent être contrôlées séparément et qu'elles puissent être intégrées dans un système global. Ceci n'est réalisable que de manière incomplète, même pour les cas les plus simples.

Le transfert de charge mécanique entre le matériau et l'environnement biologique est un critère important. D'après la loi de Hooke, des différences entre les modules d'élasticité (implant, cellules) engendrent des inhomogénéités de la contrainte à l'interface. Les modules d'élasticité de la plupart des matériaux synthétiques sont nettement supérieurs à ceux des tissus durs (os). Lors de l'utilisation de céramiques, on essaie d'adapter les deux valeurs en jouant sur la porosité qui diminue effectivement le module.

L'augmentation de la limite d'endurance à la fatigue par le renforcement des surfaces conduit également à l'augmentation du module d'élasticité et donc à celle de la différence de tension. L'application de principes techniques éprouvés ne conduit pas nécessairement à un effet

de synergie dans un système biologique. De même, des matériaux résistant à la corrosion, comme les alliages de titane par exemple, peuvent manifester un comportement bioincompatible, suite à la libération d'ions par corrosion de fatigue, s'ils ne sont pas en mesure de reformer une couche de passivation.

La direction de la contrainte (compression/traction) influence également le comportement cellulaire. Sous l'effet d'une traction, la croissance des cellules est stimulée alors que la compression peut entraîner la mort de ces dernières. Pour cette raison, on essaie de former les implants dentaires de manière à ce qu'ils soient toujours soumis à une contrainte de traction.

Lors du remplacement d'une articulation, les caractéristiques tribologiques (frottement, usure) devraient correspondre à celles de l'articulation naturelle. La synovie (liquide lubrifiant se trouvant dans les articulations) possède cependant de si bonnes capacités lubrifiantes (coefficient de frottement d'une articulation naturelle $\mu = 0,002$) que la reconstitution d'un tel système ne peut être qu'approchée en utilisant une combinaison d'un matériau très «dur» (céramique) et d'un autre très «mou» (polymère). Toutefois, le mécanisme de l'usure abrasion, cohésion, réactions tribochimiques) peut mener à une limitation de la fonctionnalité. Ce qui reste déterminant, c'est l'absence de modifications de la surface, ainsi que l'absence de particules provenant de l'usure, incorporées dans le matériau «mou». Pour cette raison, les matériaux présentant des gradients de composition sont de plus en plus utilisés.

Au contact avec les fluides corporels, les propriétés hydrodynamiques ne doivent pas être modifiées. Les vaisseaux naturels sont recouverts d'une couche de cellules qui forment l'épithélium. On se retrouve confronté à un problème de bioadhésion lorsque l'on essaie par exemple de fixer du tissu épithélial sain sur un vaisseau naturel. L'activation a lieu selon des principes bioénergétiques.

Les procédés chirurgicaux récents comportent un certain nombre d'exigences liées aux matériaux et aux appareils qui doivent être adaptés aux techniques et à l'environnement chirurgical. Par exemple, on peut citer des fils qui se résorbent pour des sutures internes ou des polymères injectables qui durcissent par la suite. Déjà pour des opérations de routine qui se pratiquent à l'aide d'un endoscope, les conditions de stérilité après utilisation répétée ne sont pas faciles à maintenir et elles dépendent étroitement de la construction et de la forme des surfaces.

La biofonctionnalité dépend également des techniques de production. Certaines pièces d'implants, telles des prothèses de hanches, ne sont pas soumises aux mêmes exigences. Alors qu'une partie doit être très résistante à l'usure et ne pas être recouverte de cellules (tête), ce n'est en revanche pas souhaitable pour une autre partie (tige). Par l'utilisation de matériaux rendus poreux, on peut même obtenir que des vaisseaux traversent l'implant. Il faut donc pouvoir relier des matériaux totalement différents comme des céramiques et des métaux. Pour ceci, on a recours à des techniques spéciales de soudage (soudage par friction, par diffusion ou bout à bout par compression). Les exigences de la biofonctionnalité valent également pour les points de soudure.

II.4 Influences de l'environnement cellulaires sur les implants [5]

Les influences de l'environnement cellulaires sur les implants sont (figure II. 3) :

- De nature physicochimique (1), ces réactions se déroulent durant les premières secondes ou minutes de contact à l'interface biomatériau /tissu (bioadhésion, biofilms) ;
- Des influences à long terme (2), qui durent plusieurs mois ou années et peuvent engendrer des dommages cellulaires de grande étendue comme la lyse de tissus par des contraintes mécaniques à l'interface, ou l'endommagement de cellules par des ions toxiques libérés par biocorrosion ;
- Des conditions à l'interface biomatériau/tissu, variant au cours du temps suite à des modifications du matériau au cours de la durée de l'implantation (3), par exemple suite à la biocorrosion, de la fatigue ou de la transition de phase ;
- Des effets à distance provoqués par des particules détachées par des mécanismes chimiques ou tribologiques (4) ; ces particules sont réparties dans tout l'organisme par l'intermédiaire des fluides corporels (métallose, thrombose, allergies, intoxications, paralysies).

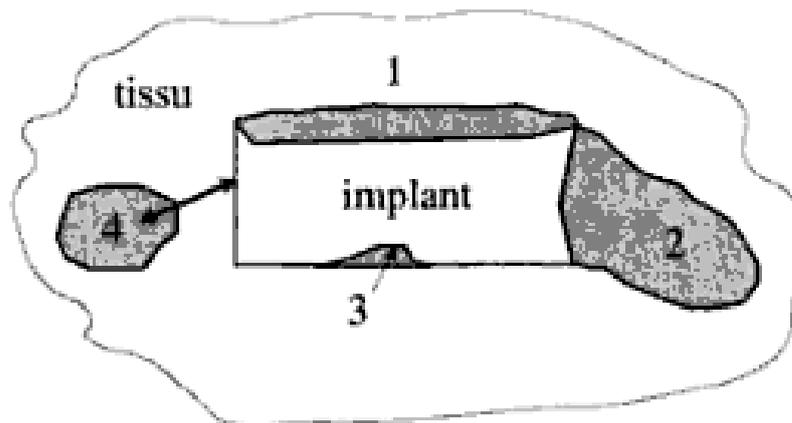


Figure II.3 Facteurs de biocompatibilité : 1=réactions à la surface ; 2=effet long terme ; 3= modifications du matériau ; 4= dommages aux tissus [5].

Il est connu que l'utilisation de matériaux étrangers aux tissus provoque une réaction avec les cellules. Parmi les réactions non désirées, on trouve :

- Des irritations déclenchées par des facteurs chimiques ou physiques lors du contact avec la peau ou avec des muqueuses. Les symptômes se manifestent sous forme de douleurs légères, de démangeaisons ou de brûlures ;
- Des inflammations qui sont une réaction de défense se traduisant par une augmentation de la température, des rougissements, l'enflure de la zone concernée ou la douleur. Dans certains cas, ces réactions sont désirées, comme pour la formation d'une cicatrice pour la fixation de stimulateurs cardiaques (incorporation dans les tissus). Il s'agit cependant d'éviter les formes d'inflammations aiguës qui conduiraient à la formation d'une capsule en tissu inflammatoire autour de l'implant ;
- La pyrogénéation qui est l'action d'une substance provoquant la fièvre. Les pyrogènes provoquent des réactions cutanées et une baisse de la tension ;
- La toxicité systémique qui est un effet d'ions toxiques libérés par l'implant ou détachés par frottement. Ce terme comprend des modifications globales qui sont souvent dues à un manque de stérilité de l'implant ;
- La sensibilisation par une stimulation allergène du système immunitaire.
Des patientes avec une allergie au chrome et au nickel ne peuvent pas recevoir d'implants en aciers fortement alliés ;
- La mutagénicité qui est une modification des gènes provoquée par le biomatériau ;
- La cancérogénicité qui est une réponse du corps à long terme à l'implant.

Certaines incertitudes persistent sur ce point car des expériences animales ne peuvent pas toujours être rapportées à l'homme. Ainsi, les rats développent des tumeurs de tissu conjonctif en présence de certains matériaux synthétiques, ce qui n'a jamais été observé chez l'homme. En raison des temps de latence très importants, certains matériaux sont déjà couramment utilisés sur des patients au moment où les problèmes se manifestent. C'est par exemple le cas des implants en silicone dont un million de personnes aux Etats-Unis sont pourvues et qui, après identification de la substance cancérigène 2-toluène-diamine, ont entraîné des conséquences économiques désastreuses pour les producteurs [5].

Le développement de biomatériaux est extrêmement complexe. La biocompatibilité dépend toujours de l'utilisation prévue du matériau ainsi que des tests auxquels il est soumis. Les termes dérivés de la biocompatibilité, soit bioinerte, bioactif et bioincompatible, ont déjà été définis. Ainsi, un implant inerte ne réagit pas avec les tissus environnants, mais il se forme autour de cet implant une capsule fine de tissu granuleux. Un matériau bioactif prendra cependant part au processus de régénération des tissus lésés par l'implantation. De telles caractéristiques sont recherchées pour le développement d'os synthétiques et de substituts d'organes [6].

Les propriétés susmentionnées sont souvent résumées ainsi : compatibilité avec l'organisme et résistance à l'organisme [7]. Un matériau est résistant s'il résiste, aussi bien sur le plan chimique que physique, aux composants agressifs de l'organisme. Cette condition n'est remplie que par des matériaux résistants à la corrosion, comme des métaux passifs, des verres et des matériaux synthétiques sans tendance à la ségrégation et absorbant un minimum d'eau.

Si les cellules ne sont pas endommagées par le matériau ni par des produits libérés par la corrosion ou le frottement, le matériau est considéré comme compatible avec l'organisme. On distingue alors la compatibilité de surface et la compatibilité structurale.

II.5 Réactions du tissu hôte à un biomatériau

Dans le cas de pertes osseuses importantes, l'implantation de blocs volumineux pose le problème de la réhabilitation osseuse, objet de recherches actuelles (Figure II.4). En effet, les réactions qui se déroulent à l'interface implant/os doivent aboutir à la cicatrisation du tissu hôte [8,9]. Elles sont influencées par différents facteurs.

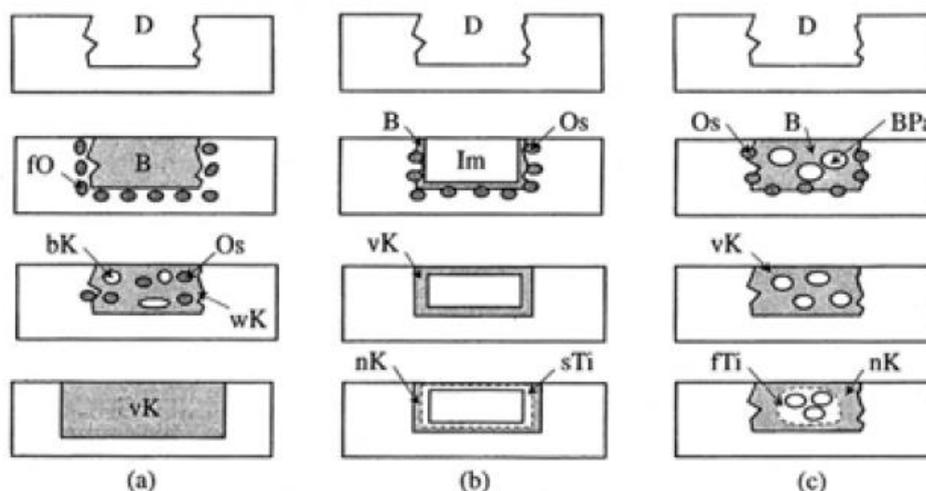


Figure II.4 Représentation schématique des mécanismes de la régénération de l'os. (a) régénération naturelle des tissus. (b) implant bio-inerte. (c) implant bio-actif. D=défaut ; B=caillot de sang ; fO=formation d'ostéoblastes ; bK= régénération du tissu osseux ; Os=ostéoblaste ; wK=croissance de l'os ; vK= régénération complète de l'os ; Im=implant ; nK=os nouvellement formé ; sTi=capsule de tissu tendre ; Bpa=particule de biomatériau ; fTi=tissu fibreux [5].

La cicatrisation du site où a été implanté le biomatériau résulte de deux processus distincts : Le tissu blessé est régénéré par des cellules du même type de tissu où il est remplacé par un tissu de connexion qui constitue une capsule fibreuse. Ces processus sont contrôlés par la capacité de prolifération des cellules du tissu ou de l'organe environnant la prothèse, par l'état de la structure du tissu lésé et par l'étendu de la fracture.

Les cellules peuvent ensuite être modifiées : changer de type cellulaire, ou de phénotype, trop proliférer ou au contraire s'atrophier, par exemple. L'ostéo-intégration peut être définie comme l'intégration de la prothèse au niveau osseux par une cicatrisation réunissant l'implant et l'os. Idéalement, à long terme, l'implant devrait soutenir les processus d'adhésion des cellules osseuses ainsi que la minéralisation, de manière à ce qu'il ne se forme pas de tissu tendre non minéralisé. Une symbiose progressive devrait se mettre en place dans l'os. Pour parvenir à un tel comportement, il faut résoudre des problèmes de biophysique et de structuration de surface active. En effet, l'environnement biologique est agressif et les matériaux implantés peuvent subir des dégradations chimiques, électrochimiques ou cellulaires. Mais le matériau implanté peut aussi agir sur les tissus biologiques, de deux manières différentes :

- par une réaction de bioincompatibilité au matériau lui-même ainsi qu'à ses produits de dégradation (ions métalliques, débris d'usure) ;
- par la modification du tissu osseux environnant, qui a la propriété de modifier sa structure en permanence (remodelage) en fonction des contraintes mécaniques qui lui sont appliquées.

A des endroits exposés à des maxima de contraintes, un renforcement de l'os est observé alors qu'en des zones moins exposées, une atrophie de l'os peut être observée. Un relâchement des tissus entourant l'implant peut être observé. Ce remodelage peut être à l'origine d'une évolution anormale de l'interface implant/os.

A cause de raisons mécaniques directes ou à cause d'une réaction inflammatoire les eaux produites de dégradation de l'implant, le tissu osseux qui sert de support à l'implant est détruit.

Pour minimiser ces risques, les recherches actuelles s'orientent vers les matériaux qui permettraient une croissance d'un nouveau tissu osseux dans les porosités de sa surface ou qui seraient revêtues de composés ostéoconducteurs.

Prenons l'exemple d'une prothèse en titane. Dans le cas du TA6V, lors de l'analyse de prélèvements des tissus périprothétiques, une réaction inflammatoire peut s'accompagner d'une résorption des tissus osseux environnants et induire la formation d'un tissu fibreux d'interposition (ou fibrose), dont les propriétés mécaniques sont médiocres et inadaptées aux charges mécaniques à laquelle la prothèse est soumise. Dans le cas du titane oxydé, ce métal n'engendre pas d'infection dans les tissus osseux environnants. Il ne se forme pas non plus de capsule fibreuse macroscopique. Toutefois, un réseau de collagène proche de la surface, agencé de manière aléatoire et partiellement minéralisé apparaît entre l'implant et l'os. Mais ces zones ne donnent pas lieu à des processus cellulaires faisant intervenir les ostéoblastes.

L'hypothèse avancée sur cette combinaison particulière du titane avec l'os est attribuée à des interactions électrostatiques irréversibles entre l'implant et l'os dus certainement à la présence d'une couche d'oxyde à la surface du titane. Cela permet d'implanter couramment des prothèses de titane, et de plus sans ciment.

Les prothèses osseuses actuelles sont donc tolérées. Elles n'engendrent pas la formation d'un tissu osseux minéralisé. L'objectif actuel consiste donc à stimuler la reconstruction osseuse et à obtenir un os néoformé possédant des propriétés mécaniques adéquates au site d'implantation. Comment faire évoluer les prothèses osseuses, qui actuellement sont tolérées, vers des biomatériaux intégrés aux tissus osseux environnant du receveur puis résorbés dans un second temps pour laisser la place au nouveau tissu osseux formé.

Seule une approche pluridisciplinaire prenant en compte simultanément les aspects physico-chimiques, mécaniques et biologiques de ces interactions peut permettre de développer des biomatériaux optimisés. La recherche porte donc sur la conception de matériaux de frottement à usure faible ou dont les débris minimisent la réaction inflammatoire et sur l'amélioration de l'ancrage osseux immédiat, afin d'obtenir des interfaces stable sans évolution des tissus vers la fibrose.

Les facteurs limitants ont pour origine les interactions entre les matériaux implantés et les tissus biologiques environnants.

II.6 Les différentes classes de biomatériaux

Au regard des critères de biocompatibilité précédemment énoncés, la recherche de nouveaux biomatériaux a conduit aux développements de matériaux de plus en plus sophistiqués issus de sciences aussi éloignées que la métallurgie et la biologie marine. Aussi, nous proposons ici une classification non exhaustive des différents biomatériaux par origine scientifique. Les développements récents des biomatériaux céramiques ou polymères pourraient donner une forte impression, mais fausse, qu'il n'y a plus d'avenir pour les biomatériaux métalliques.

En fait, si les céramiques et polymères présentent des caractéristiques intéressantes, ils souffrent néanmoins de lacunes, spécialement dans leurs propriétés mécaniques. C'est pourquoi il demeure important de penser en terme de biomatériaux métalliques, pour lesquels le savoir-faire en matière de modulation des propriétés mécano-chimiques peut être utilisé afin de compenser leurs différentes faiblesses.

II.6.1 Biomatériaux métalliques

La combinaison d'un métal avec un ou plusieurs autres éléments métalliques ou non métalliques réalise un alliage. Dans de tels alliages, les phases ne sont généralement pas des cristaux de l'un et l'autre des éléments purs, mais des composés, des mélanges. Par exemple, dans un acier, on n'observe pas des cristaux de fer d'une part et de carbone d'autre part, mais on observe des composés : le fer mélangé à une petite quantité de carbone, la cémentite qui est un carbure de fer Fe_3C . La distribution, la structure des phases d'un alliage métallique sont contrairement au cas des céramiques, très sensibles au traitement thermique que l'alliage a subi, car les atomes sont beaucoup plus mobiles à l'état métallique que lorsqu'ils sont liés à leurs voisins par des liaisons ioniques ou covalentes. Outre les caractéristiques de base qu'ils partagent avec les métaux purs, les alliages ont des températures de fusion plus basses que celles des métaux purs et cette fusion a lieu à divers intervalles de températures. Les alliages sont généralement plus résistants que les métaux purs en raison du durcissement de la solution solide des atomes de l'alliage. Dans de nombreux cas, des relations entre phases solides rendent possible l'utilisation du traitement thermique pour accroître la résistance de ces alliages.

Les métaux sont préparés par réduction de leur minerai naturel, selon les procédés en phase solide ou liquide. Les métaux et alliages à l'état fini, peuvent être classés en métaux coulés ou en métaux forgés, selon que leur forme finale résulte du refroidissement du métal liquide ou de la déformation mécanique du métal solide. En général, la coulée (moulage) peut être utilisée pour créer des formes complexes, tandis que le forgeage peut donner une résistance plus grande. Certains alliages peuvent être soit coulés, soit forgés, tandis que d'autres sont destinés à n'être fabriqués que par une seule méthode.

II.6.1.1 Alliages métalliques

Le tableau II.1 présente les principaux alliages métalliques utilisés comme biomatériaux. Le tableau II.2 indique quelques caractéristiques techniques de métaux et alliages utilisés pour la réalisation d'implants chirurgicaux. Les normes NF EN 25832-1 à -9 (S94-051 à -59) concernent les aciers inoxydables, les alliages à base de cobalt, le titane et les alliages de titane.

Tableau II.1 Principaux alliages métalliques et leurs utilisations [11].

Elément de base	Principe élément de l'alliage	Non générique	Applications type
Fe	C+Cr,Ni, Mn, Mo, V	Aciers inoxydables	Matériels d'ostéosynthèse Instruments chirurgicaux
Co	Cr, Mn, W, Mo, Ni, Nb, Ta	Alliages de base de Cobalt	Composants de prothèses articulaires
Ti	Al,V,Fe,Nb,Zr	Alliages de base de Titane	Matériels d'ostéosynthèse Composants de prothèses articulaires Instruments chirurgicaux
Pt	Ir,Pd	Alliages précieux	Electrodes

a- Alliages à base de fer [10]

Bien que de nombreux types d'aciers aient été proposés pour l'utilisation comme matériaux implantés, l'acier 316L (ASTM F 138, F 139, grade 2) demeure le plus utilisé en pratique. Le L dans sa désignation correspond à sa basse teneur en carbone (Low carbon content) qui lui assure une meilleure tenue en corrosion, une teneur supérieure à 0,03 % augmentant le risque de formation de carbures dont la précipitation réduit la formation de la couche protectrice d'oxyde de chrome Cr_2O_3 .

b- Aciers inoxydables traditionnels

La combinaison originale du fer et du chrome dans un alliage a été développée en 1821, mais ce n'est pas avant 1926 que l'acier inoxydable a été utilisé en chirurgie orthopédique voir tableau II.2. Du molybdène a été ajouté dans les années 1940 et l'alliage n'a guère changé depuis. L'acier inoxydable est encore largement utilisé pour les matériels d'ostéosynthèse et il conserve aussi sa place dans la panoplie des matériaux utilisables en prothèse osseuse ou dentaire. Les deux types de dommages contre lesquels il doit être prémuni sont la fatigue mécanique et la corrosion localisée (en particulier la corrosion caverneuse et la corrosion par frottement).

Tableau II.2 Quelques caractéristiques techniques de métaux et alliages utilisés pour la réalisation d'implants chirurgicaux [12].

Matériau	Analyse élémentaire (%)	Module d'élasticité (GPa)	Limite de résistance à la traction (MPa)	Ductilité en traction (%)	Surface
Titane (Ti)	99*Ti	97-116	240-550	>15	Oxyde de Ti
Titane –aluminum vanadium (Ti-Al-V)	90TI-6Al-4V	117-130	860-896	>12	Oxyde de Ti
Acier inoxydable (316L)	70Fe-18Cr12Ni	193	480-1000	>30	Oxyde de Cr
Or (Au)	99*Au	97	207-310	>30	Au
Platine (Pt)	99*Pt	166	131	40	Pt

La structure et les propriétés des aciers dépendent de la teneur en carbone, de la présence ou non d'éléments ajoutés ainsi que des traitements thermique ou physicochimique subis (trempe, recuit, revenu). Les aciers inoxydables peuvent être classés en quatre catégories de base, en fonction des phases caractéristiques présentes à température ambiante :

- les aciers austénitiques, comportant une phase solide appelée austénite, qui est une solution solide de fer γ avec du carbone au taux de 2 % ou moins et qui est stabilisée par la présence de nickel ;
- les aciers ferritiques, à basse teneur en nickel, pour lesquels la phase austénitique formée à haute température se dissocie en fer α et carbone à basse température ;
- les aciers martensitiques, pour lesquels chauffage et refroidissement rapides peuvent entraîner une transformation de phase non diffusionnelle interne de la phase austénitique en une nouvelle phase, la martensite, sans précipitation ;
- les aciers à durcissement par précipitation, qui ont une teneur suffisamment élevée en carbone pour qu'un précipité de carbure Fe_3C puisse se former par traitement thermique. La ferrite (solution solide très limitée de carbone dans le fer α) est un constituant malléable et de faible dureté des aciers à bas carbone (0,10 %) ; l'austénite est une solution solide de carbone dans le fer γ . La meilleure résistance à la corrosion est obtenue avec les aciers dits austénitiques qui contiennent à la fois du nickel et du chrome et ont une structure cristalline austénitique. Les spécifications pour les aciers inoxydables chirurgicaux, habituellement appelés 316L, sont typiquement de 17 à 20 % pour le chrome, 12

à 14 % pour le nickel, 2 à 4% pour le molybdène avec un maximum de 0,03 % pour le carbone. Les propriétés mécaniques témoignent d'un comportement correct mais non particulièrement remarquable. Le matériel est forgé et non coulé ; son utilisation dans des composants coulés individuellement est de ce fait exclue, au moins en l'état actuel de la technologie voir tableau II.3. Quoique l'acier inoxydable contienne du chrome, sa résistance à la corrosion n'est pas très bonne et l'on observe fréquemment une rupture du film de passivation conduisant à une corrosion importante. Celle-ci peut compromettre la biocompatibilité, la libération de quantités excessives de produits de corrosion ayant des effets nocifs sur les tissus.

Pour optimiser l'utilisation de l'acier, le métallurgiste dispose de certains moyens. Il peut ainsi intervenir sur la composition de l'acier inoxydable : l'augmentation des teneurs en molybdène, chrome, nickel rend le matériau amagnétique ; la réduction des teneurs en soufre, manganèse, aluminium supprime les inclusions (MnS) et améliore ainsi la résistance à la fatigue et à la corrosion localisée (piqûre) ; la réduction de la teneur en carbone évite la corrosion intergranulaire. Il peut également intervenir au niveau de la méthode d'élaboration (en utilisant notamment la refusion sous vide, qui améliore la propreté vis-à-vis des oxydes) et au niveau de la méthode de transformation par hypertrempe du matériau (qui évite la corrosion intergranulaire et la rupture par fatigue) ou par écrouissage de façon homogène et forgeage (qui augmente les caractéristiques mécaniques, en évitant d'amoindrir la résistance à la corrosion liée à l'écrouissage hétérogène). Enfin, le fabricant peut intervenir au niveau de l'état de surface pour éviter toute amorce de fissure, piquûre etc. Pour les implants temporaires, l'acier de type 316L refondu sous vide semble une solution bien confortée par expérience. On peut espérer que les progrès en cours dans les méthodes d'élaboration permettront bientôt d'atteindre encore plus simplement le niveau de propreté inclusionaire prescrit à juste titre par les normes. Pour les implants définitifs, en revanche, il semble qu'une augmentation de la teneur en molybdène soit une voie à envisager (plus de 3 %). Les recherches sont orientées vers la mise au point de nouveaux alliages sans chrome (cependant, il faut bien voir que c'est le chrome qui donne le caractère d'inoxidabilité) et sans nickel, ainsi que vers la réalisation de traitements de surface appropriés. Les techniques d'implantation ionique permettent, par exemple, d'apporter dans les couches les plus superficielles une surconcentration d'éléments favorables à la surface de travail ou facilitant d'ultérieurs recouvrements (tels des couches d'accrochage pour les céramiques).

Tableau II.3 Caractéristiques mécaniques de différents aciers 316L [13].

	Forgé	Coulé	Ecroui à froid	Recuit
Module d'Young(GPa)	200	200	200	200
Limite élastique(MPa)	205-240	205	750-790	280
Contrainte à la rupture(MPa)	510-550	480	960-1000	550
% Elongation	55	30	9-22	50

c- Aciers inoxydables avancés

1. Acier 22-13-5

L'acier inoxydable 22-13-5 ou (S20910) contient plus de chrome, manganèse, azote et moins de nickel que le 316L. L'acier inoxydable 22-13-5 se caractérise par un bon niveau de résistance à la corrosion et de résistance mécanique. La résistance à la corrosion de cet acier inoxydable est supérieure à celle des types 316 et 316L, à l'état recuit, approximativement deux fois la limite d'élasticité à température ambiante. Contrairement à de nombreux aciers inoxydables austénitiques, l'acier inoxydable 22-13-5 peut être fortement écroui pour améliorer sa limite d'élasticité et reste amagnétique.

2. Acier sans nickel

Il s'agit d'acier ferritique à haute teneur en chrome, développé au Japon, qui permet d'éviter la libération ionique de nickel tout en présentant une remarquable résistance à la corrosion en « crevasse » et une bonne cytocompatibilité.

3. Aciers double phase (duplex stainless steels)

Ces aciers possèdent des microstructures austénitiques-ferritiques avec une haute teneur en chrome (22-25 %), molybdène (3-4 %), azote (0,15-0,30 %) et une basse teneur en nickel (4-7 %). Ces aciers présentent de meilleures propriétés mécaniques que les aciers austénitiques avec le même degré de déformation plastique à froid. Une haute teneur en azote (0,25-0,30 %) augmente la résistance à la corrosion localisée in vitro et in vivo et améliore l'usinabilité. Un exemple en est le 25Cr-7Ni-4Mo-0,3N. Cigada et al [14].

4. Superalliages

Le MA956, produit par alliage mécanique d'une dispersion d'oxydes à base de fer (aciers à dispersoïdes) est particulièrement résistant du point de vue mécanique et à la corrosion in vitro-in vivo. C'est un acier ferritique qui développe une couche d'Alumine après traitement thermique à haute température. Il y a cependant des préoccupations quant à l'utilisation comme biomatériaux des alliages ferritiques qui peuvent être rendus fortement magnétiques par l'action de champs magnétiques, notamment ceux produits par certaines techniques d'imagerie (imagerie par résonance magnétique).

Quoique l'acier inoxydable soit largement utilisé en orthopédie, il ne possède cependant pas des propriétés idéales pour l'utilisation en stomatologie et en chirurgie maxillofaciale, où ses applications sont souvent réduites aux fils ou aux plaques pour l'ostéosynthèse et aux attelles de reconstruction mandibulaire.

d- Titane et alliages à base de titane [15]

Le titane a été découvert par Gregor en 1791, puis redécouvert en 1875 par Klaproth qui lui a donné son nom, mais il est resté une curiosité jusqu'en 1938, date à laquelle un procédé de production industrielle a été développé par Kroll. C'est un élément de transition à densité basse et à point de fusion élevé. Il possède un ensemble unique de propriétés mécaniques et de résistance à la corrosion qui le rend particulièrement approprié pour des applications très contraignantes, notamment dans la chimie et l'industrie aérospatiale. Ces propriétés sont également à l'origine de son utilisation en chirurgie.

Dans les premiers stades de son utilisation, le titane a été employé sous une forme commercialement pure qui est essentiellement un alliage dilué de titane et d'oxygène. Il y a plusieurs qualités de titane commercialement pur, contenant des quantités variables d'oxygène dissous et de fer (tableau II.4); la résistance est d'autant meilleure que la teneur en oxygène est élevée. Le titane le plus pur (grade 1) est le plus mou, le plus ductile et le plus fragile avec une résistance en traction de l'ordre de 240 MPa. Le titane de grade 4 a une résistance en traction de l'ordre de 500 MPa, que l'érouissage à froid peut encore améliorer à 800 MPa (qualité utilisée pour les implants dentaires).

Tableau II.4 Différents grades de titane commercialement pur (Ti Cp).

Ti Cp selon normes DIN 17 850	Oxygène %	Fer %	Résistance à la traction (MPa)
Grade 1	0.12	0.2	250
Grade 2	0.18	0.3	350
Grade 3	0.25	0.3	450
Grade 4	0.35	0.5	550

De bien meilleures propriétés mécaniques ont pu être obtenues par l'emploi du titane sous forme d'alliages. Les alliages de titane sont d'utilisation beaucoup plus récente que celle des aciers et des alliages à base de cobalt. Il n'y a aujourd'hui que deux alliages principaux de cette catégorie qui soient d'usage courant : leur composition est indiquée dans le tableau II.5. Le F 136, plus connu sous le nom de Ti-6Al-4V (ou TA6V, contenant 90 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium), est l'alliage commercial le plus répandu, très utilisé dans les applications aérospatiales. Par rapport au titane pur, les alliages Ti-6Al-4V présentent surtout l'avantage d'une conductivité thermique environ moitié moindre et d'une limite de fatigue supérieure d'environ 50 %.

Tableau II.5 Composition chimique des alliages de titane utilisés en clinique [16].

Eléments	Composition (%)	
	Ti-6Al-4V (garde ELI*)	Ti-6Al-4V (garde standard)
N ₂	<0.05	<0.05
C	<0.08	<0.10
H ₂	<0.0125	<0.015
Fe	<0.25	0.30
O ₂	<0.13	0.20
Al	5.50-6.50	5.50-6.75
V	3.50-4.50	3.50-4.50
Ti	Complément	complément

*ELI : extra-low interstitial

Des préoccupations concernant les effets biologiques du vanadium ont stimulé le développement dans les 15 dernières années d'alliages Ti-5Al-2,5Fe ; ceux-ci possèdent, en outre, des propriétés mécaniques supérieures.

Les alliages de titane présentent deux phases principales : une phase α qui est stable à haute température et une phase β (martensitique) qui apparaît à température plus faible. L'addition d'aluminium tend à stabiliser la phase α , tandis que le vanadium stabilise la phase β ; le F 136 est ainsi décrit comme un alliage $\alpha + \beta$. La présence de ces deux phases majeures et la possibilité d'agir sur leur microstructure par des traitements chimiques et thermiques permettent d'obtenir une très large variété de microstructures et de propriétés mécaniques en rapport.

Les propriétés mécaniques du titane sous forme pure ou alliée sont rappelées dans le (tableau II.6). On peut voir que le module d'élasticité du titane représente seulement la moitié de celui de l'acier inoxydable ou des alliages à base de cobalt, se rapprochant ainsi de celui de l'os (la rigidité de ce matériau est cependant encore cinq à dix fois supérieure à celle de l'os cortical). La résistance mécanique du TA6V est relativement élevée (elle n'est dépassée que par certains alliages chrome-cobalt forgés) et la ductilité faible. L'un des intérêts du Ti-5Al-2,5Fe est sa ductilité plus élevée, donnant une formabilité plus aisée.

Tableau II.6 Titane et alliages de titane (d'après Black, 1992).

Matériau	Ti type 4	Ti-6Al-4V	Ti-5Al-2.5Fe	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb	Ti-5Al-2.5Fe
Condition	AN	AN	AN	HF	HF	HF
Densité(g/cm)	4.5	4.4	4.45	4.4	4.52	4.45
Elasticité(en traction)(GPa)	127	127	-	127	105	-
Dureté Vickers (HV)	240-280	310-350	-	*	400	-
σ_{uts} (MPa)	550-575	900	965	*	900-1000	965
Elongation (% minimal)	15	8	16	*	10-12	13

AN : recuit ; HF : forgé ; * : spécifié par le fabricant ; σ_{uts} : limite de résistance en traction

Le titane a une très haute résistance électrique et est amagnétique. Les alliages de titane peuvent être mis en forme par moulage, métallurgie des poudres, forgeage et usinage. Les alliages de titane, comme tout matériau sophistiqué, sont cependant très sensibles aux traitements thermomécaniques. Dans tous les cas, le paramètre important à prendre en compte est celui de la structure métallographique obtenue, car elle détermine de façon bien plus importante que pour l'acier inoxydable la résistance à la fatigue. En revanche, pour un état structural donné, il y a peu de différences entre les limites d'endurance à l'air ou dans un environnement biologique simulé.

Si l'alliage TA6V présente une excellente tenue à la corrosion et à la fatigue-corrosion, il faut toutefois remarquer que ces propriétés optimales ne peuvent être obtenues que par des techniques industrielles rigoureuses identiques à celles utilisées en aéronautique. L'élimination des irrégularités de surface et des contaminants est importante, comme pour tous les métaux, lors de la réalisation d'un matériel destiné à l'implantation.

Le titane demeure cependant sensible à l'usure qui peut engendrer à la fois des particules d'oxyde de titane et d'alliages de titane. Cette usure peut provenir du frottement au niveau des surfaces articulaires en contact avec du polyéthylène à haute densité (cas des prothèses articulaires), des micromouvements du fût intraosseux en contact avec le ciment ou l'os, de l'abrasion par les tissus environnants et du contact métal-métal délibéré ou involontaire. La nitruration en surface par plasma froid, ou l'implantation ionique d'azote (qui accroît d'un facteur 1 000 la résistance à l'usure), représente des solutions à ce problème.

Le titane est un métal hautement réactif, qui est relativement instable par rapport à son oxyde, que ce soit en présence d'air ou d'eau. Paradoxalement, c'est cette grande réactivité qui rend le métal si résistant à l'attaque par les environnements aqueux ; en effet, ce métal très peu noble en lui-même (potentiel: 1,75 V) est protégé par une couche d'oxydes de titane qui se forme spontanément et se reforme également très rapidement après lésion de celle-ci. De ce fait, le titane apparaît aujourd'hui comme le métal le plus résistant à la corrosion, d'autant que la couche de protection peut être renforcée par oxydation anodique. L'oxyde de titane est semi-conducteur, tandis que l'oxyde de l'acier inoxydable est conducteur. À l'air, à température ambiante, l'épaisseur de la couche d'oxyde après deux (02) jours est d'environ 1,7 nm et, après quarante (40) jours, de l'ordre de 3,5 nm, et pouvant atteindre 200 nm après six (06) ans (cas de certains implants dentaires). Il est important de savoir que la couche d'oxyde ne se compose pas seulement de dioxyde de titane (TiO_2 ou rutil), mais consiste en plusieurs oxydes : TiO ,

TiO₂, Ti₂O₃, Ti₃O₄. Au cours du temps, la couche d'oxyde se renforce. Cette croissance en épaisseur de la couche d'oxyde est considérablement plus marquée dans l'os qu'à l'air (Kasemo, 1983). En raison de cette passivation, le titane montre une meilleure résistance à la corrosion que la plupart des autres métaux employés dans l'industrie.

Au moment de l'implantation, les tissus minéralisés se situent à une distance de 1 à 10 µm de l'oxyde, mais ce hiatus décroît au bout de six (06) mois vers une valeur de 100 Å au fur et à mesure de l'ostéo-intégration. Ce sont les modifications biologiques de ce hiatus qui sont à l'origine du processus d'ostéointégration.

La plupart des études montrent que la couche d'oxyde est d'abord hydratée, puis recouverte par des couches moléculaires d'eau (Healy et Ducheyne, 1992). Les molécules suivantes sont probablement des protéines, des protéoglycanes, des lipoprotéines et des glycosaminoglycanes. Le détail de cette organisation n'est pas encore très clairement défini mais peut être représenté schématiquement sur la figure II.5 La couche finale avant le tissu minéralisé est constituée de fibres de collagène [1]

La plupart des chercheurs sont d'accord aujourd'hui sur le fait que cette interface n'est pas statique mais dynamique. En cas d'implant lisse en titane enfoui, il se produit une croissance directe de l'os sur la surface macroscopiquement lisse du titane. C'est une ostéogenèse adhésive (sur la couche de protéoglycanes épaisse d'environ 20 nm) donnant une liaison os implant résistante à la traction (c'est l'« ostéointégration », terme qui décrit d'ailleurs surtout un comportement clinique). Branemark a observé les résistances suivantes à la traction pour des vis en titane : 350 N au maxillaire supérieur, 1 000 N au maxillaire inférieur.

La biocompatibilité de chaque métal est régie par le degré de corrosion et la toxicité des ions métalliques libérés. Pour le titane, son excellente résistance à la corrosion et le taux très bas de diffusion des ions métalliques à l'intérieur des tissus, associés à l'apparente absence d'effets biologiques du métal, laissent augurer d'une bonne biocompatibilité. Ceci a été confirmé par diverses études cliniques et expérimentales, toutes en faveur d'une réponse tissulaire minimale à ce métal. Même lorsque du titane est observé sous forme visible (coloration) au niveau d'un tissu (par exemple à un taux de plusieurs centaines de ppm, le taux normal de titane dans les tissus étant de 50 ppm), ce tissu est toujours viable et l'on ne voit que rarement des cellules géantes multinucléées. Les parties observées dans les tissus entourant certains implants en alliage de titane paraissent plutôt être des produits d'usure avec la même

composition élémentaire que des précipités de produits de corrosion comme cela a été démontré pour les aciers inoxydables et les alliages à base de cobalt.

La suggestion d'une sensibilisation induite par la libération d'ions titane par usure du Ti-6Al-4V doit être traitée avec prudence, car ce métal se retrouve en fait sous la forme d'oxyde de titane pour lequel un rôle biologique est peu probable. La libération ionique à partir des alliages de Ti-6Al-4V augmenterait la largeur de la zone amorphe de liaison à l'interface os-métal par comparaison au titane pur.

En résumé, le titane présente un certain nombre d'avantages. Il est bien accepté par les tissus durs ou mous, sa résistance à la fatigue-corrosion est nettement supérieure à celle des autres alliages utilisés en implantologie, grâce à une couche de passivation spontanée (de 25 à 100 Å), faiblement soluble. Son élasticité est plus voisine de celle de l'os (deux fois celle de l'acier). Les produits de corrosion sont en général bien tolérés et il n'y a guère de réactions immunologiques défavorables (hypersensibilité, allergie) décrites chez l'homme. Outre son coût plus élevé, ses inconvénients sont essentiellement un médiocre comportement à l'usure (qui peut être amélioré par implantation ionique ou nitruration) et la survenue de coloration bleue ou noire dans les tissus voisins. Par ailleurs, il présente une tendance à la formation de complexes, notamment avec l'acide oxalique et les fluorures. Enfin, des cas de sensibilisation ont été décrits chez l'animal et récemment chez l'homme : elles sont en général le fait des alliages (Ti-Al-V). La biocompatibilité du titane et de ses alliages n'est pas toujours idéale en raison de la destruction de la couche de passivation (oxydes de titane) par les forces de cisaillement. Les modifications qui en résultent dans les charges de surface peuvent conduire à des modifications majeures de la conformation des protéines adsorbées, qui vont, à leur tour, entraîner une réaction biologique (certaines protéines peuvent être altérées au point d'être reconnues comme antigènes).



Figure II.5 Interfaces os-titane (d'après Fallschussel, 1986) [1].

Tableau II.7 Résistance à la fatigue de quelques métaux utilisés comme implants [12].

Matériau	A l'air [MPa]	En solution saline [MPa]
Acier inoxydable 316l (recuit)	260-280	230-270
Ti-6Al-4V	605	500

Le titane et l'alliage TA6V sont déjà assez largement utilisés actuellement en orthopédie et en chirurgie cardiovasculaire, et la tendance générale est de les préférer de plus en plus aux autres métaux. Il en est de même en chirurgie orale et maxillo-faciale, notamment au niveau de nombreux implants dentaires, des attelles porte-greffons dans la reconstruction mandibulaire, des plaques d'ostéosynthèse et de la reconstruction crânienne. Des revêtements à base de céramique (Al_2O_3 , hydroxyapatite, carbone diamant) ont aussi été envisagés plus récemment pour accroître encore les propriétés de tolérance biologique. Le tableau II.7 indique la résistance à la fatigue de quelques métaux utilisés comme implants.

D'autres biomatériaux métalliques pourraient, à l'avenir, être utiles en orthopédie; plus particulièrement le zirconium, le tantale et le niobium, tous trois présentant une excellente biotolérance. Cependant, des progrès doivent encore être réalisés avec des alliages avant qu'ils puissent rivaliser avec des alliages de titane [17].

II.6.2 Biomateriaux céramiques

Les céramiques sont des matériaux solides qui ont comme composant essentiel les matériaux inorganiques non métalliques. Dans les remplacements articulaires, les céramiques oxydées sont utilisées comme composants de l'articulation artificielle (têtes sphériques et inserts dans les arthroplasties de la hanche, composants fémoraux dans les arthroplasties du genou, glénoïdes dans les remplacements d'épaule), tandis que les céramiques phosphocalciques sont utilisées comme revêtements ostéoconducteurs sur alliage métallique composant [17].

Deux oxydes céramiques sont utilisés dans les remplacements articulaires : l'alumine et la zircone. Les deux sont des solides ioniques, la haute énergie de la liaison chimique leur donnant une haute résistance à la corrosion, la dureté, la rigidité. La stabilité chimique de ces oxydes est à l'origine de l'excellente sécurité biologique de leurs débris d'usure, un comportement pertinent pour leur utilisation dans les appuis d'arthroprothèses [18].

1. Alumine

Le développement de l'alumine (oxyde d'aluminium Al_2O_3) en tant que biomatériau a commencé au milieu des années soixante (60), le comportement des composants en alumine (par exemple remplacement total de la hanche - têtes THR) a été continuellement amélioré pendant plus de 40 ans d'utilisation clinique, faire de l'alumine l'un des biomatériaux les mieux caractérisés [19]. Le matériau utilisé dans l'application biomédicale est l'alumine α , connu sous le nom de corindon, l'un des oxydes les plus stables, non affecté par la corrosion (par exemple absence de libération d'ions à partir de matériaux en vrac et de débris d'usure) dans les conditions les plus défavorables. La biocompatibilité de l'alumine est une propriété bien établie.

Malgré les améliorations introduites dans le traitement de la céramique d'alumine pour des applications cliniques, le point faible de cette alumine reste sa faible ténacité qui limite la flexibilité dans la conception des composants d'alumine. Pour cette raison, les composants d'alumine ne sont utilisés aujourd'hui qu'environ 15-20% des implants en céramique, le reste étant des composites alumine-zircone.

2. Zircone

Des céramiques de zircone (dioxyde de zirconium - ZrO_2) ont été développées et introduites en utilisation clinique à la fin des années 80 pour surmonter la limitation de la ténacité de l'alumine. Les premiers développements ont été orientés vers la Magnesia-Partially Stabilized Zirconia (Mg-PSZ), dans laquelle la phase tétragonale est présente dans de grands grains cubiques ($\varnothing 40 \div 50 \mu\text{m}$) formant la matrice, une structure grossière qui peut influencer négativement sur les propriétés d'usure. [17]

La plupart des développements a été concentré sur Ytria stabilisé Tetragonal Zirconia Polycrystal (YTZP), une céramique constituée de grains tétraonaux de quelques centaines de nanomètres qui a été un matériau de support standard en orthopédie jusqu'en l'an 2000. Les applications structurelles des céramiques zircone sont basées sur la transformation de phase tétragonale à monoclinique (tm) contrainte, qui agit comme un mécanisme dissipatif de l'énergie de rupture. Bref, la transformation de phase est associée à la dilatation du réseau de zircone (4 vol% dans les grains libres) et à son changement de forme des cellules cristallines qui doivent surmonter la contrainte des grains de la matrice. Le processus se déroule au détriment du champ d'énergie élastique (traction) associé à la fissure en cours de développement, qui, en plus de gagner le champ de contrainte de compression dû à la

transformation du grain t-m, a pour avantage de progresser. Au niveau macroscopique, cela résulte en un matériau céramique durci, ayant une résistance à la flexion deux fois supérieure à celle de l'alumine (900-1100 MPa Vs. 500-600 MPa).

3. Phosphate de Calcium

Les céramiques à base de phosphate de calcium (CPC) sont depuis longtemps utilisées pour conférer un comportement de liaison osseuse aux surfaces des remplacements d'articulations métalliques (par exemple sur les tiges THR) pour améliorer la fixation osseuse.

Les revêtements ostéoconductifs CPC sont une technologie bien établie dans les remplacements articulaires et les suivis à long terme confirment les résultats obtenus dans les premiers travaux [20]. Les CPC sont une famille de composés ayant un comportement in vivo différent en fonction d'un certain nombre de paramètres, en particulier du rapport Ca / P, le plus stable étant l'hydroxyapatite. $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ [21].

II.6.3 Biomatériaux Polymères

De nombreux produits ont été suggérés mais, bien sûr, ils ne peuvent pas tous être considérés. En ce qui concerne leurs propriétés communes, il est important de souligner le fait qu'ils vieillissent physiquement et chimiquement.

1. Les silicones, chimiquement inertes, ont une bonne biotolérance et une capacité hydrophobe élevée. Ils sont utilisés en chirurgie plastique ou en orthopédie sous la forme de caoutchoucs élastomères pour les prothèses articulaires des doigts, par exemple. [17]

2. Les polyacryliques, et plus particulièrement le polyméthacrylate de méthyle, sont bien connus dans le domaine de l'orthopédie car ils sont utilisés comme ciment pour la fixation des prothèses. Le temps de prise des ciments varie considérablement selon le type d'utilisation; aussi la réaction de polymérisation, qui est très exothermique. Aucune partie de la chaleur ne devait être dissipée à l'extérieur pendant la polymérisation, la masse de ciment pourrait atteindre plus de 70 ° C. On pense que la température maximale ne devrait généralement pas être supérieure à 40-50 ° C en vitro, ce qui est relativement proche du point de coagulation pour les protéines (56 ° C) et celui du collagène osseux (70 ° C). Il serait donc souhaitable de trouver un nouveau ciment faiblement exothermique qui durcisse relativement lentement, mais ce n'est pas encore disponible [17].

Actuellement, le ciment pénètre plus efficacement dans les interstices de l'os et conduit à un ancrage encore plus sûr s'il est plus fluide ou moins visqueux. Il est donc préférable d'utiliser un ciment ayant une viscosité inférieure à 100 Pa. S après mélange.

De même, la porosité est un facteur décisif dans le comportement mécanique du ciment. Pour un ciment particulier, la taille des pores ne dépend pas de la température maximale, mais des conditions de mélange et d'utilisation. D'autre part, le nombre de bulles par unité de volume, pour un ciment particulier, dépend de la température de polymérisation maximale.

Enfin, tous les ciments acryliques montrent des changements de volume entre le début du mélange et la fin du durcissement. Actuellement, il semble que le ciment commence à se contracter d'environ 2,5-6,5 microns par 2 mm d'épaisseur. En ce qui concerne les propriétés mécaniques du ciment, le module d'Young est faible (de l'ordre de 3000 MPa) et la force de traction et la résistance à la compression représentent environ le quart de la résistance de l'os normal. Il est donc important d'insister sur la préparation du ciment, la fréquence des mouvements et le rôle des additifs. Dans ce domaine, l'ajout de poudres ne modifie que très légèrement leurs propriétés mécaniques. D'autre part, lorsqu'un liquide, tel qu'un antibiotique, doit être ajouté, cela entraîne l'apparition de points faibles sérieux et le début de fractures qui ne se répandront que sous contrainte. Enfin, l'irradiation ne provoque pas de changements significatifs dans le comportement mécanique du ciment [17].

3. Les polyesters saturés, qui sont des polymères de condensation, sont essentiellement représentés par du polyéthylène téréphtalate. Ce polymère présente une bonne résistance aux agents chimiques, une bonne tolérance sous forme solide et de bonnes propriétés mécaniques. Cependant, son comportement dans un environnement humide est médiocre, avec une forte réduction de ses propriétés mécaniques. Il est utilisé en orthopédie sous la forme de fils tressés pour réaliser des ligaments prothétiques (par exemple Dacron ou Rodergon,). Les faibles propriétés d'élongation élastique (1,25 ans environ) semblent être un facteur très inquiétant pour le comportement de cette prothèse dans le temps car l'allongement physiologique relatif des ligaments croisés du genou, par exemple, est de 26-25ans .

4. Polyoléfines dans ce groupe, il s'agit du polyéthylène UHMW (ultra-léger) qui est utilisé pour fabriquer des composants de friction pour les prothèses de la hanche, du genou et du coude en raison de ses propriétés mécaniques. Une grande partie de la recherche est actuellement en cours pour améliorer ses propriétés, et en particulier sa résistance au fluage, par exemple,

l'incorporation de fibres de carbone. Le polyéthylène réticulé par des rayonnements ionisants avec greffage de polytétrafluoroéthylène devrait également améliorer la résistance à l'usure et au fluage. L'utilisation d'un support métallique pour les cupules prothétiques semble également limiter l'étendue du fluage. Le polypropylène peut être utilisé pour les ligaments, mais son allongement élastique risque de casser ou de décoller l'implant.

En conclusion, comment ces biomatériaux se comportent-ils? Il convient de garder à l'esprit que les principales raisons de l'échec de ces matériaux sont dues à une compréhension insuffisante des propriétés des matériaux utilisés. Le détachement est dû à une rupture des ciments et nécessite des recherches sur leurs propriétés ainsi que des recherches sur les mécanismes de transfert des charges entre l'implant et l'os. L'étendue de l'usure des pièces en polyéthylène signifie que les propriétés de ces produits devront être modifiées, tout en modifiant la conception des pièces. L'introduction de la céramique pour réduire l'usure n'a pas réussi à l'arrêter, et jusqu'à ce que ces matériaux soient moins cassants, il y aura toujours le risque d'accidents [17].

Enfin, dans le cas des alliages métalliques, une analyse du comportement des pièces en service montre que la résistance à la corrosion par fatigue doit être étudiée dans des conditions expérimentales afin de faciliter la comparaison des avantages et inconvénients des différents alliages proposés. Il faut veiller à ne pas tirer une conclusion hâtive sur les risques de certaines techniques et, peut-être plus important encore, sur l'effet tout à fait bénéfique des nouvelles techniques lorsqu'il n'est pas possible d'être entièrement sûr de l'objectivité scientifique des mesures. En pratique, tous les phénomènes impliqués dans le comportement des matériaux implantables commencent à la surface des implants. C'est donc en étudiant les surfaces et leurs modifications par un traitement physico-chimique ou mécanique que l'on peut progresser dans les techniques actuelles de fabrication d'implants chirurgicaux. La reconstruction du cartilage articulaire avec du collagène, des allogreffes ostéo-cartilagineuses ou des substances artificielles permettra d'énormes progrès dans le traitement des arthroses, dont le nombre de cas augmente à mesure que l'espérance de vie augmente.

Enfin, de nombreux matériaux utilisés aujourd'hui seront probablement abandonnés dans les années à venir. D'autre part, de nouveaux produits apparaîtront qui s'appuieront sur les arthroplasties de l'an 2000. Aujourd'hui, nous ne connaissons probablement qu'un tiers des matériaux que nous utiliserons dans 20 ans [17].

Conclusion

La recherche et la mise au point de biomatériaux de plus en plus performants et l'évolution rapide des techniques de mise en œuvre et de contrôle nécessitent de connaître les biomatériaux et de maîtriser les techniques d'analyse les plus récentes tels que les tests in vitro et in vivo avant leur mise en service, le plus important est celui in-vitro qui est la condition indispensable à la validation de tel ou tel biomatériau.

Dans ce chapitre, une définition brève aux biomatériaux et leurs caractéristiques biologiques et mécaniques est présentée, ensuite un aperçu sur les aciers inoxydables, le titane et ces alliages souvent utilisés au fémur, alliant une bonne résistance à la corrosion et de bonnes propriétés mécaniques.

Bibliographie

- [1] Muster D, Vouillot JL et Dubruille JH. Biomateriaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillofaciale (I). Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Stomatologie/Odontologie, 22-014-F-10, 1999, 22 p
- [2] E.Wintermantel.S.W.HA, Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen, Springer, Berlin, Heidelberg, 1996.
- [3] O.C.C.LIN, E.Y.S CHAO(eds): Perspectives on biomaterials, Materials science monographs N°33,Elsevier, Taipei (Taiwan), 1986.
- [4] J.Krawczynski, G. Ondracek, Biomaterials – A research concept. I Special Meeting on Biomaterials, I. Stamenkovic ,J .Krwaczynsk, 8th SIMCER Intern. Symp. On Ceramics,Forschungszentrum, Jülich, 1994.
- [5] Rainer Schmidt « comportement des matériaux dans les milieux biologiques Applications en médecine et biotechnologie » Traité des matériaux Tome 7 Presses Polytechniques et Universitaires Romandes (PPUR); Édition : 1 (1999)
- [6] D.F. Williams (ed.), Medical and Dental Materials. VCH, Weinheim, 1992.
- [7] E. Morscher (Hrsgb.), Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Springer, Berlin, Heidelberg, 1983.
- [8] Spector M., Cease C., Xia T. L. (1989). The local tissue response to biomaterials.CRCCrit. Rev. Biocompat., 5: 269-295.
- [9] Okazaki Yoshimitsu, Gotoh Emiko, Biomaterials 2005; 26:11-21
- [10] Planell JA, Gil FJ. Contribution of metals and alloys to the design and development of biomaterials. Anal Quimica Int 1997 ; 93 : S17-S21
- [11] Black J. Orthopaedic biomaterials in research and practice.New York : Churchill Livingstone, 1988
- [12] Lemons JE, Phillips RW. Biomaterials for dental implants. In : Contemporary implant dentistry. St Louis : CV Mosby,1993 : 259-27

- [13] Chirurgie orthopédique: Principes et généralités Par Alain-Charles Masquelet
Editeur: Masson 03/2012
- [14] Cigada A, De Santis G, Gatti AM, Roos A, Zaffe D. In vivo behavior of a high performance duplex stainless steel. *J Appl Biomater* 1993 ; 4 : 39-46
- [15] Bianco PD, Ducheyne P, Cuckler JM. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *J Biomed Mater Res* 1996 ; 31 : 227-234
- [16] Wintermantel E, Ha SW. *Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen. Implantate für Medizin und Umwelt.* Berlin :Springer-Verlag, 1996
- [17] Dominique G. Poitout Editor *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics* Second Edition© Springer-Verlag London 2016
- [18] Piconi C, Condò SG, Kosmac T. Alumina- and zirconia-based ceramics for load bearing applications. In:Shen JZ, Kosmac T, editors. *Advanced ceramics for dentistry.* 1st ed. Waltham: Butterworth- Heinemann; 2014. p. 220–53.
- [19] Piconi C. Alumina. In: Ducheyne P, Healey KE, Hutmacher DW, Grainger DW, Kirkpatrick CJ, editors. *Comprehensive biomaterials*, vol. 1. 1st ed. Amsterdam: Elsevier; 2011. p. 73–94.
- [20] Geesink RGT. Osteoconductive coatings for total joint arthroplasty. *Clin Ortop.* 2002;395:53–65.
- [21] Rey C, Combes C, Drouet C, Grossin D. Bioactive ceramics: physical chemistry. In: Ducheyne P, Healey KE, Hutmacher DW, Grainger DW, Kirkpatrick CJ, editors. *Comprehensive biomaterials*, vol. 1. 1st ed. Amsterdam: Elsevier; 2011. p. 187–221.

Chapitre III

Caractérisation et simulation numérique des plaques

Ce chapitre présente une application des techniques de caractérisations physico chimique du biomatériau 316L ainsi que les simulations numériques par éléments finis afin d'illustrer les sollicitations possibles que subit la plaque fémorale.

III.1 Problématique

Au niveau du service de traumatologie de CHU de Batna, la plupart des interventions sont des interventions chirurgicales d'implantation des plaques fémorales en acier inoxydable. D'après les fabricants de ces dernières, la durée de vie de ces plaques dépasse la durée de solidification de l'os, mais ces plaques subissent des cassures peu de temps après l'implantation.

Pour cette raison, une étude de caractérisation physico-chimique a été faite sur des échantillons de plaque fémorale de différents fournisseurs, implantés à des patients de différents sexes, pour la détermination de la cause/ou causes de ces cassures afin de prendre connaissance du comportement mécanique de ces dernières.

III.2 Historique des plaques

III.2.1 Plaque H en acier inoxydable

La plaque du fournisseur code **NET CC 0434 158.112 SS.316L** c'est une plaque de compression de 12 trous ovale de longueur 200 mm, 16 mm de largeur et de 4.5 mm d'épaisseur figure III.1.

La plaque est fixée par 12 vis, 9 sont corticales et le reste spongieuses. Deux vis spongieuses ont un filetage limité est les autres avec filetage complet. La plaque est implantée à un patient de sexe masculin de 36 ans et de 56 Kilogramme, la cause de la fracture est un accident routier et la fracture de la plaque s'est produite après huit mois. La raison de la rupture de la plaque est un glissement du patient. La plaque a subi une déformation due à la flexion ensuite une fracture selon la figure III.1.

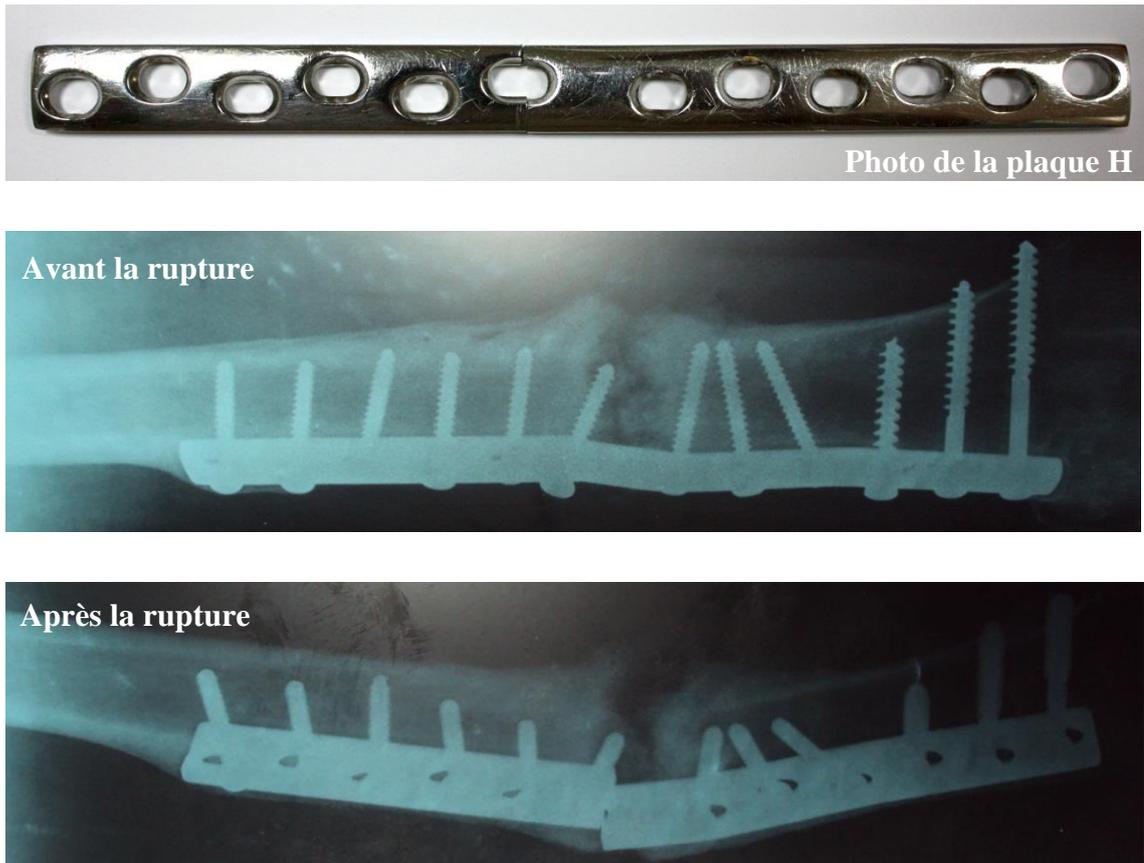


Figure III.1 Plaque fémorale H avec radiographie avant et après fracture

III.2.2 Plaque F en acier inoxydable

Cette plaque du fournisseur code **1252 MP 2011.012 MEDICOR GERMANY 12 H** est une plaque de compression de 12 trous ovales d'épaisseur 4.5 mm, de longueur 200 mm et de 16 mm (figure III.2). La plaque est fixée par 11 vis, le dernier trou n'est pas fixé puisque il se trouve au niveau de la fracture.

La plaque est implantée à une patiente de 25 ans d'âge, de 54 Kilogrammes. La cause de cette fracture est un accident de la voie publique. La cassure de la plaque s'est produite à environ huit mois de son implantation à cause d'une chute banale (montant et descendant des escaliers).

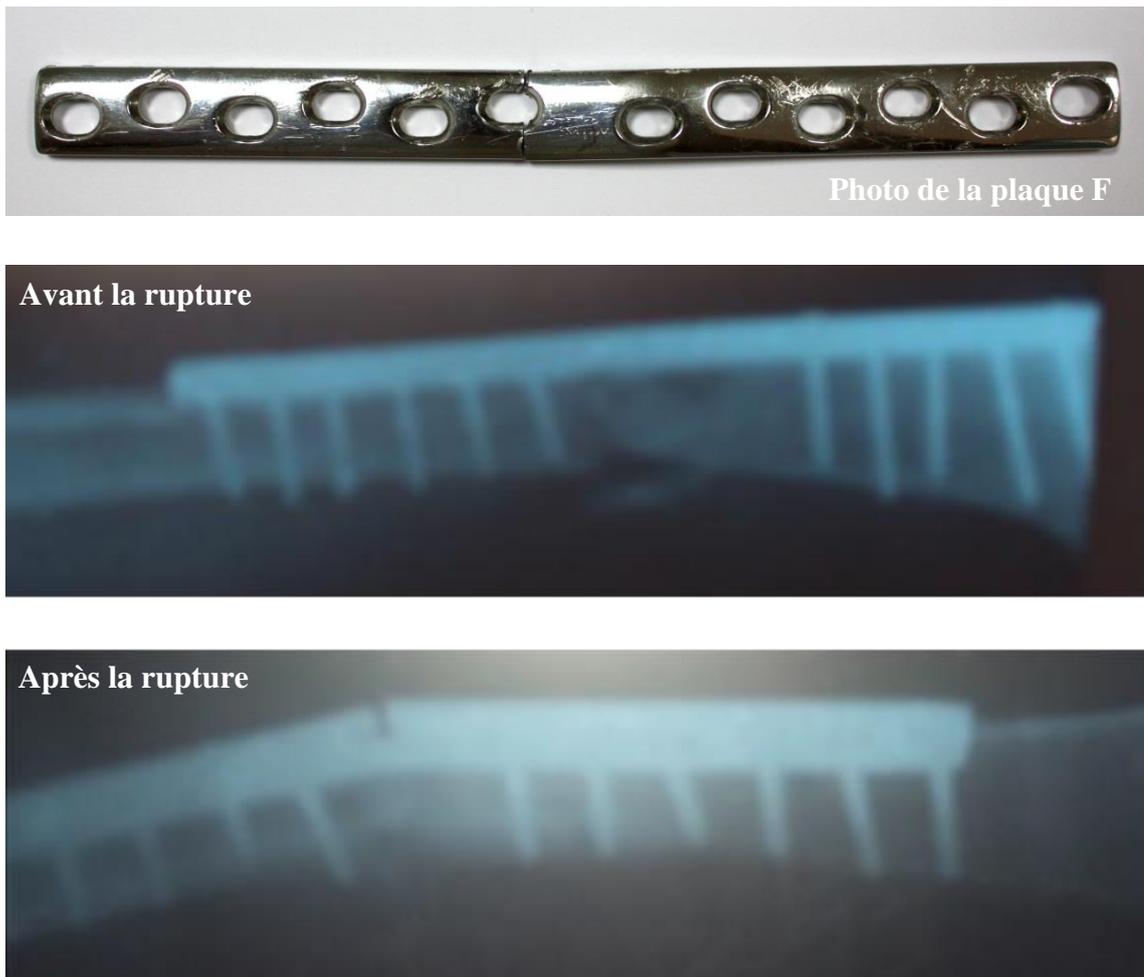


Figure III.2 Plaque fémorale F avec radiographie avant et après fracture

III.3 Caractérisation physico-chimique des plaques fémorales

Plusieurs techniques et moyens de caractérisations physicochimiques disponibles à notre niveau ont été utilisées dans cette étude.

III.3.1 Caractéristiques dimensionnelles des plaques fémorales

Les dimensions des plaques sont prises en utilisant un projecteur de profil à grandissement dix (10) fois de marque (Tesa scope 500V). Puis on réalise le modèle CAO en se servant du modèleur volumique 3D **Solidworks version 2016** figure III.3.

Les dimensions des plaques sont très proches de celles du fournisseur **Medical** (voir figure I.20) sauf que les longueurs sont plus longues de un (1mm) ce qui n'est pas gênant puisque la plaque est implantée au niveau de diaphyse loin des épiphyses.

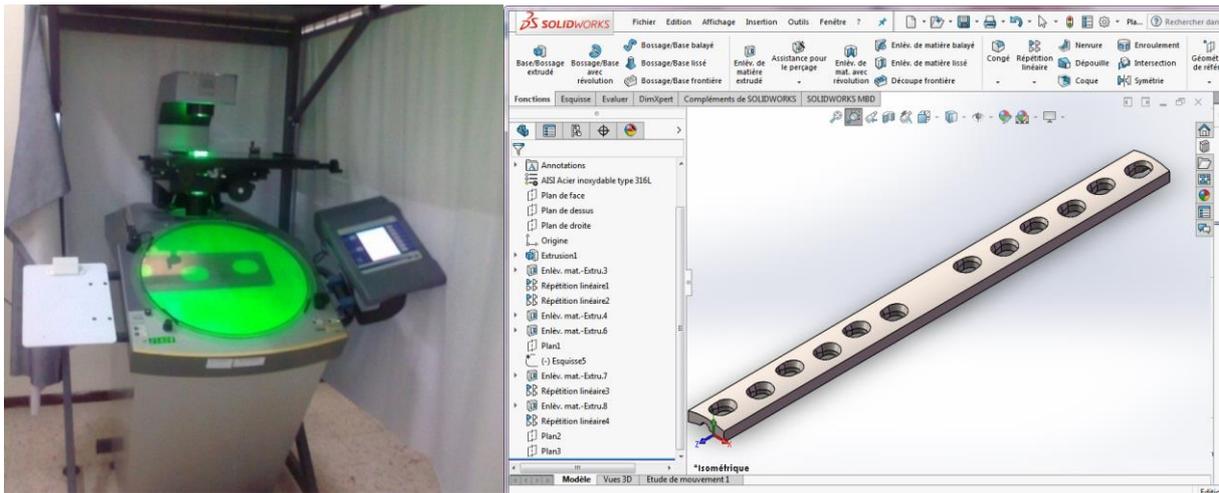


Figure III.3 Projecteur de profil (Tesa scope 500V) et le modèle en SOLIDWORKS

III.3.2 Contrôle de la densité

La densité est obtenue par un densimètre digital type Voyager Pro Modèle : VP6102 C. On a mesuré la température d'eau du récipient par un thermomètre puis on saisit cette température sur le densimètre. La plaque est pesée à l'air libre puis dans le récipient d'eau et le densimètre affiché automatiquement la densité en g/cm^3 (figure III.4). La densité de l'acier inoxydable 316L selon la norme ASTM F55-82 est de $7,9 \text{ [g.cm}^{-3}]$ [1].

Les résultats obtenus dans notre cas sont:

Plaque fémorale H : $8,01 \text{ g/cm}^3$

Plaque fémorale F : $8,05 \text{ g/cm}^3$

Matière de référence : 8.06 g/cm^3



Figure III.4 Densimètre digital (Voyager Pro; VP6102 C)

Une différence de l'ordre de $0,1 \text{ [g.cm}^{-3}\text{]}$ est remarquée entre les résultats obtenus par le densimètre et celles de la matière de référence (X2CrNiMo18.14.3) données par la norme ASTM, cela signifie que les deux plaques fémorales ont des densités acceptables quand on prend en considération les erreurs de mesure et l'étalonnage d'appareillage.

III.3.3 Mesure de la dureté et micro dureté

a- Mesure de la dureté HRC

La dureté est obtenue par un duromètre digital de type (OMAGAFFRI modèle 250 MRS) (figure III.5). On choisit le type de dureté voulu (HRC, HRA, ...etc.) puis l'application de la charge nécessaire automatiquement pendant environ 15 secondes. La valeur de la dureté s'affiche sur l'écran. La dureté de l'acier inoxydable 316L donnée par la norme ASTM F55-82 est de 183 HV, 320 HV respectivement à l'état normalisé et durci à froid. Les résultats obtenues pour nos plaques sont rapportés sur les tableaux III.1 et III.2.

La forme bombée de ces plaques fémorales pose un problème lors de cette expérience ce qui nous a poussé à prendre la dureté seulement sur les faces latérales. Un échantillon de forme cylindrique et de diamètre $\varnothing 4 \text{ mm}$ en INOX 316L a été étudié comme référence.



Figure III.5 Duromètre digital (OMAGAFFRI modèle 250MRS) et les faces latérales

Tableau III.1 Les résultats obtenus suivant la position latérale A

Plaque fémorale en INOX 316L	Dureté ROCKWELL C (HRC)						Moyen (HRC)
Plaque H	14.7	14.5	13.5	13.9	12.8	13.3	13.78
Plaque F	15.2	21.4	17.4	18.6	11.8	15.7	16.68

Tableau III.2 Les résultats obtenus suivant la position latérale B

Plaque fémorale en INOX 316L	Dureté ROCKWELL C (HRC)					Moyen (HRC)
Plaque H	21.7	17.2	19	23.2	22.1	20,64
Plaque F	26.7	24.6	25.3	29.9	31.9	27,68
Matière référence X2CrNiMo18.14.3	17.8	18.3	17.2	15.6	16	16,98

On remarque que la dureté la plus faible est celle de la plaque fémoral H dans les deux position latérale A qui est d'ordre moyen 13.78 HRC et B qui est de valeurs moyennes de 20.64 HRC, cela s'explique par la déformation remarquable au niveau de la plaque H (zone plastique) avant sa rupture finale (figure III.1). Les deux plaques fémorales H et F, ont des duretés très proches avec la matière de référence et à ASTM normalisé, dans la position latérale A. Concernant la position latérale B, la dureté la plus proche à celle de la matière de référence fournie par le constructeur et obtenue lors d'essai dans le laboratoire est la plaque inoxydable H, elle est aussi proche de celle de ASTM normalisé. La dureté de la plaque F est proche à la norme ASTM durci à froid.

b- Mesure de la microdureté HV

La microdureté Vickers est obtenue par un duromètre digital de type (OMAGAFFRI modèle 250 MRS) (figure III.6).



Figure III.6 Microduromètre tester HWDM -1 High wood.

Les empreintes obtenues lors de l'essai de la microdureté aux centres et aux joints des grains pour les deux plaques sont illustrées sur les figures III.7 et III.8. D'après les résultats représentés sur les deux graphes (figure III.9), on remarque que la microdureté aux centres des grains de la plaque H est de l'ordre moyen de 313.3 HV (31 HRC) par contre pour la plaque F la microdureté est de l'ordre de 293.3 HV (28.8 HRC). Concernant la microdureté moyenne aux joints de grains pour la plaque H, elle est égale à environ 280 HV (27.1 HRC) tandis que pour la plaque F elle est de l'ordre de 282.6 HV (27.4HRC).

On remarque que les deux plaques fémorales de compression ont des microdurtés proches surtout pour la plaque fémorale F qui a des valeurs similaires à celles prises dans le centre de grains ainsi qu'aux joints des grains (28.8 HRC et 27.4HRC). On remarque aussi que les valeurs de la microdureté de la plaque F sont aussi proches de la dureté moyenne à la position latérale B qui est (27.68 HRC), par contre on observe que la microdureté au centre des grains de la plaque H présente une légère augmentation qu'aux joints des grains.

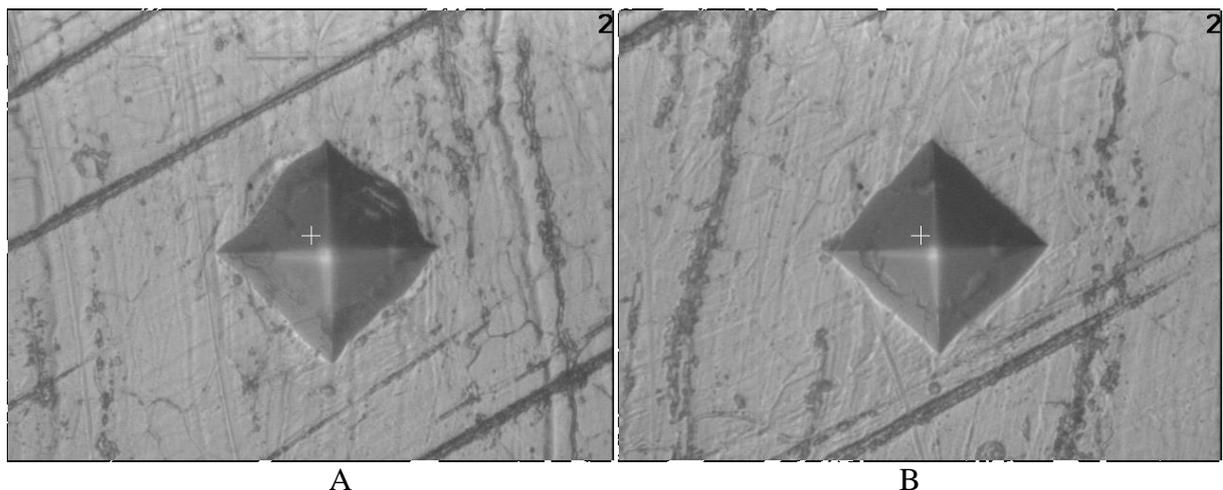


Figure III.7 Microdureté de la plaque H (A) centre de grain et (B) joint de grain

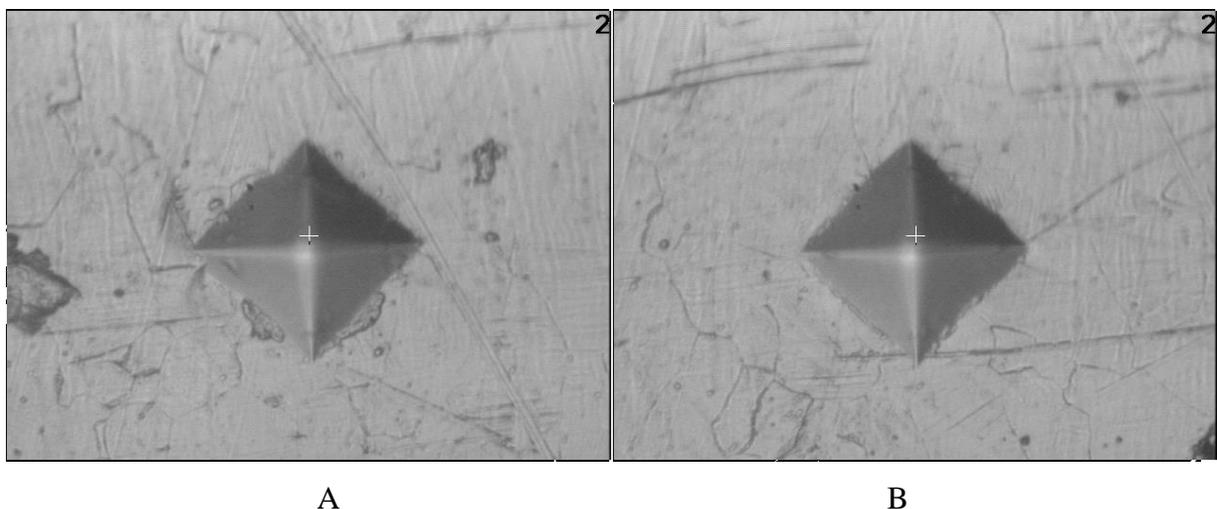
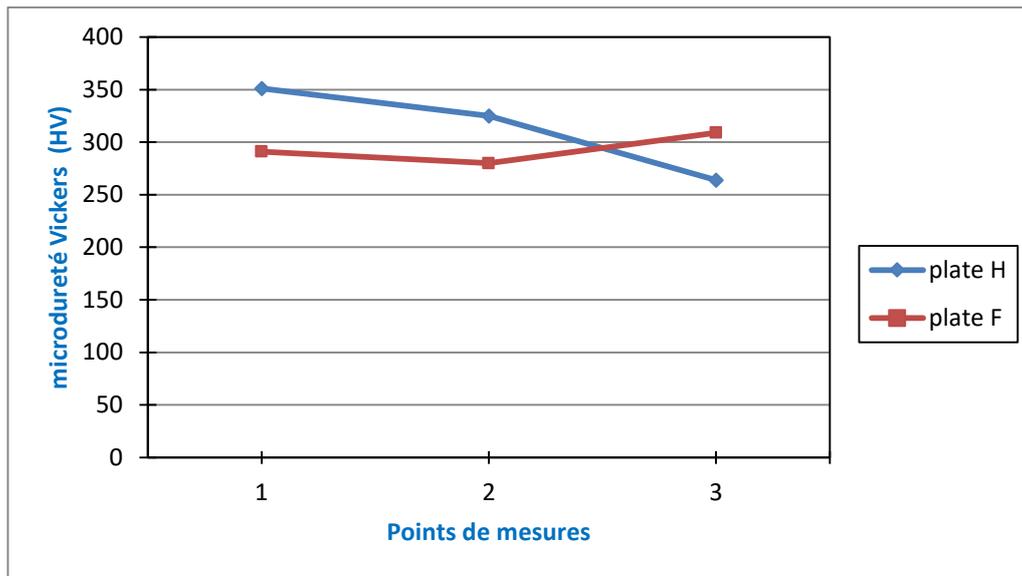
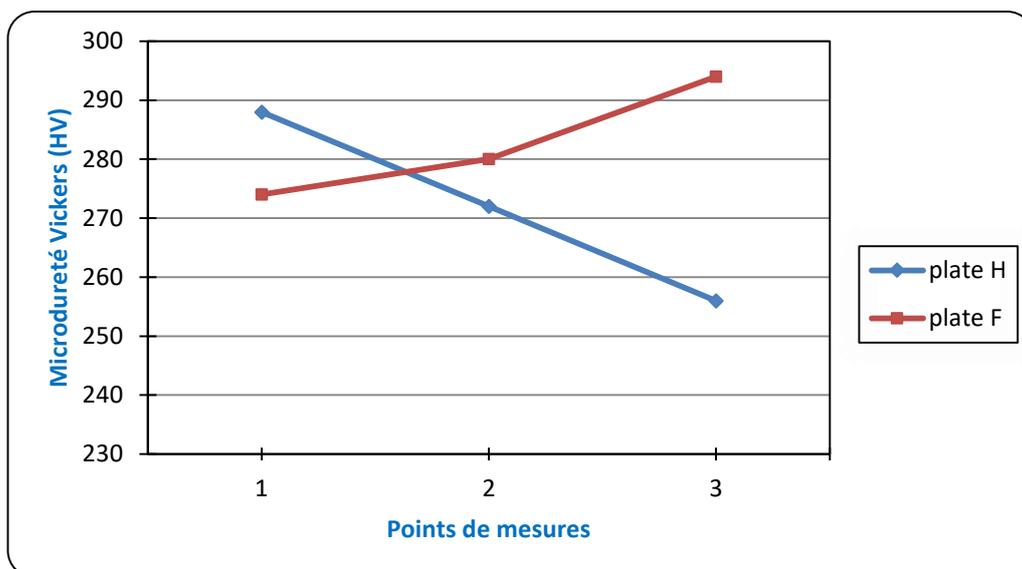


Figure III.8 Microdureté de la plaque F (A) centre de grain et (B) joint de grain



A



B

Figure III.9 Microduretés relevées au (A) centre de grain et (B) joint de grain [2]

III.3.4 Structure métallographique

Dans cette partie, des analyses métallographiques par un microscope assisté par ordinateur figure III.10 sont réalisées.

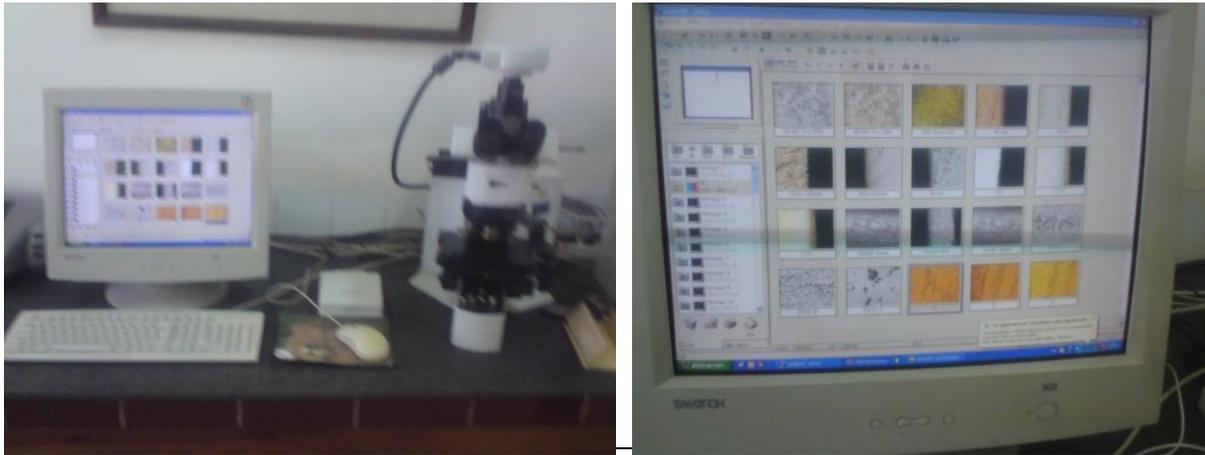


Figure III.10 Microscope optique assisté par ordinateur (OLYMPUS U-CMAD3)

Les structures obtenues par le Microscope optique sont représentées sur la figure III.11.

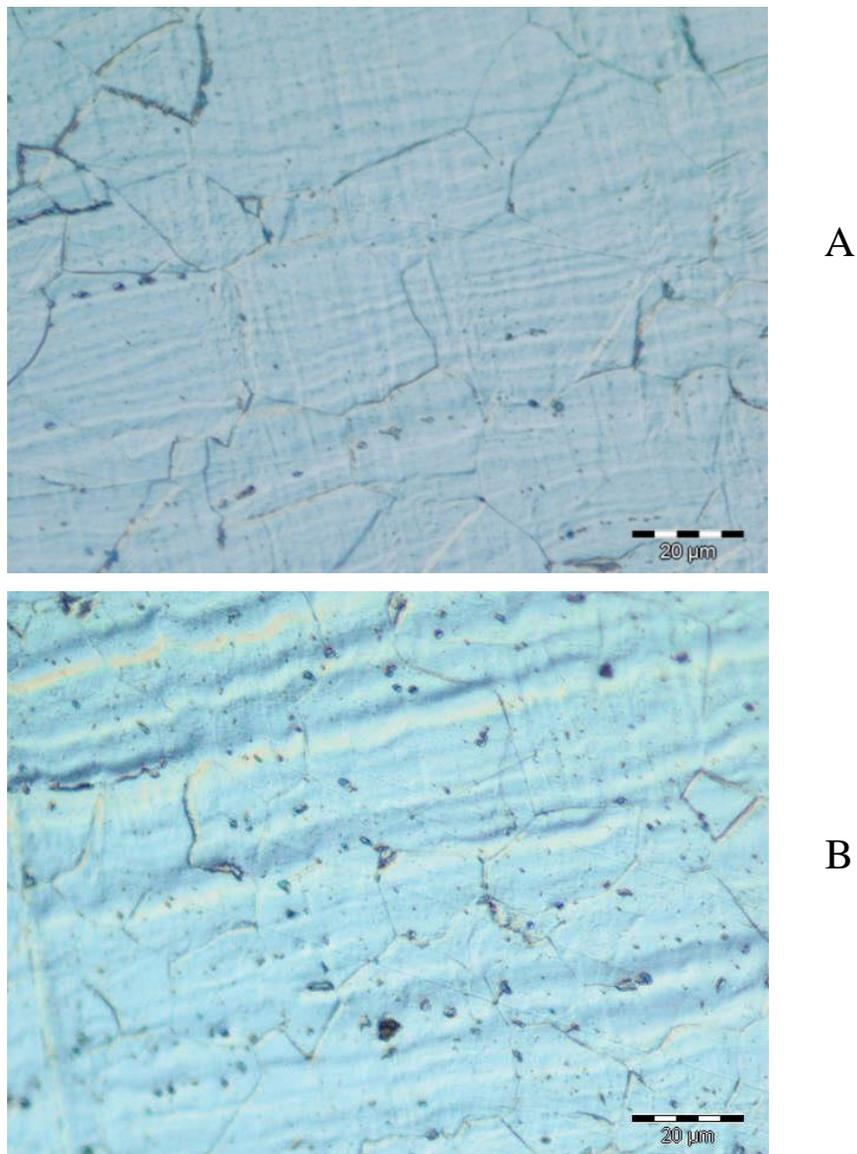


Figure III.11 Microstructure des plaques fémorales (A) plaque H et (B) plaque F [2]

D'après les structures métallographiques obtenues, on remarque que la meilleure structure est celle de la plaque fémorale H. Elle correspond plus à la structure austénitique de l'acier inoxydable 316L. On remarque bien que la dispersion des grains est homogène par rapport à celle de la plaque fémorale F.

III.3.5 Détermination de la composition chimique

La détermination de la composition chimique se fait par un appareillage spécial appelé la Spectrométrie d'Absorption Atomique (SAA) qui est très répandue dans le laboratoire, la SAA est une technique d'analyse mono-élémentaire. La détermination du taux de carbone de ces plaques se fait par un appareillage appelé carbomètre tubulaire.

a- Analyse de carbone

Le Carbomètre à four tubulaire figure III.12, est une simple méthode qui donne de bons résultats de taux de carbone dans la matière.



Figure III.12 Carbomètre à four tubulaire.

Les résultats d'analyse des taux de carbone sont illustrés sur le tableau III.3.

Tableau III.3 Les résultats d'analyse de carbone

Elément	Plaque Inoxydable H		Plaque Inoxydable F		Matière référence X2CrNiMo18.14.3		316L ASTM F138-86 ≤ 0,03
C	0.043		0.043		0.039		
	0.059	0.053	0.036	0.070	0.039	0.036	
	0.059		0.132		0.03		

Il existe une certaine légère hétérogénéité au niveau de la plaque inoxydable F avec une petite augmentation du taux de carbone par rapport à la norme ASTM. La plaque inoxydable H est une plaque homogène par rapport à la plaque inoxydable F mais avec une faible différence à la norme ASTM, par contre on remarque que la matière de référence est plus proche de la norme.

b- Analyses des éléments principaux de l'alliage

L'analyse des éléments chimiques est obtenue par une spectroscopie d'absorption atomique (SAA) (figure III.13). Cette analyse révèle la présence de plusieurs éléments chimiques selon les bases de données disponibles (trente-deux éléments chimiques sont possibles).



Figure III.13 La spectroscopie d'absorption atomique (SAA 700)

Les résultats d'analyse des taux de carbone sont illustrés sur le tableau III.4.

Tableau III.4 Les résultats d'analyse de la composition chimique

Eléments	Plaque Inoxydable H	Plaque Inoxydable F	Matière référence X2CrNiMo18.14.3	316L ASTM F138-86
Cr	16,28	16,66	17.92	17-19
Ni	9,11	10,58	14.37	13-15
Mo	4.82	3.88	3.74	2-4
Mn	1,34	1,65	1.80	≤ 2

Le pourcentage de Manganèse (Mn) et de molybdène (Mo) sont dans les normes pour les deux plaques ainsi pour la matière de référence avec une faible augmentation de molybdène (Mo) pour la plaque fémorale H [2]. Le nickel (Ni) est au-dessous de la norme ASTM dans les deux plaques, à savoir que la diminution du taux de Ni favorise l'apparition d'une deuxième phase qui est la ferrite, par contre la teneur de nickel dans la matière de référence respecte la norme. Le chrome (Cr) est à faible teneur pour les plaques fémorales H et F mais il rapproche considérablement à la valeur minimale de la fourchette. D'autres normes existent où la fourchette du chrome (Cr) est de l'ordre de 16% et où le nickel (Ni) atteint les 10 %, [2].

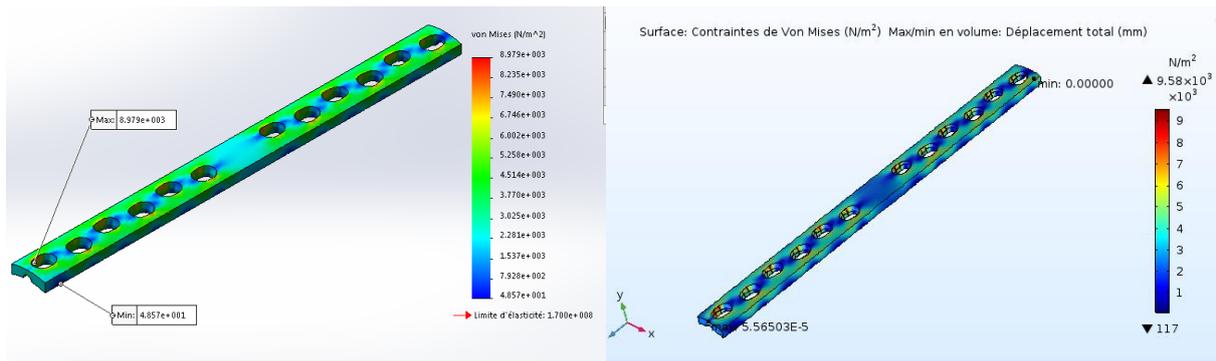
III.4 Modélisation numérique

La plaque est modélisée sous le logiciel Solidworks 2016 et COMSOL multiphysique 5.3. Des études numériques ont été réalisées pour illustrer les différentes sollicitations avec différents modes de fixation. Dans tous les cas traités, le choix des éléments finis ainsi que la densité de maillages utilisés a été fait suivant des critères de convergence et de qualité des résultats obtenus. On fixe la plaque avec 12 vis et on vérifie les contraintes, et les déplacements, puis vient l'étude de précontraintes avec les mêmes sollicitations, les mêmes conditions aux limites et les mêmes modes de fixations. On varie le nombre des vis de fixation, on applique une charge égale à quatre fois le poids du patient selon Pauwels, [3].

III.4.1 L'effet de la sollicitation

Plusieurs scénarios ont été envisagés afin de reproduire l'environnement réel de la plaque fémorale, des sollicitations simples sont appliquées telle que la compression, la flexion et la torsion.

a- Sollicitation en compression



A

B

Figure III.14 Contrainte de von Mises en compression, A) Solidworks et B) cmsol.

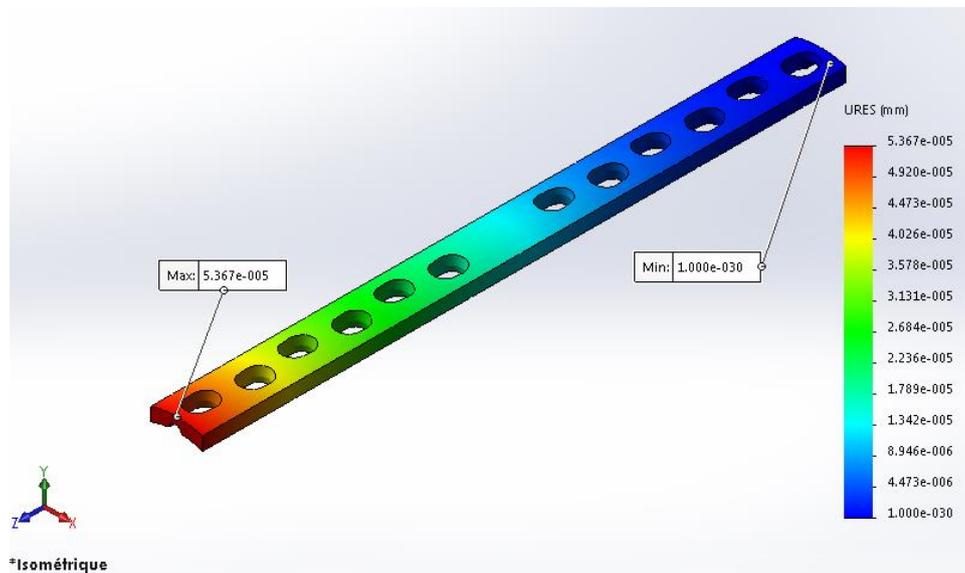


Figure III.15 Déplacement total en compression sous Solidworks.

La plaque présente une bonne résistance à la compression avec une valeur de contrainte maximale de von Mises est égale à $8,97 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ pour Solidworks, et égale à $(9,58 \times 10^3 \text{ N/m}^2)$ pour Cmsol , (voir figure III.14). Une valeur très faible par rapport à la limite élastique de l'inox 316L qui est de l'ordre de $(1,7 \times 10^8 \text{ N/m}^2)$ [4]. On remarque qu'il existe une légère différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $0,6 \times 10^3 \text{ N/m}^2$, ceci est dû à la différence des éléments de maillage entre les deux codes.

Les résultats obtenus des déplacements maximaux lorsqu'on exerce une sollicitation de la compression sont de l'ordre de $5,56 \times 10^{-5} \text{ mm}$ pour Cmsol, figure III.14 et de l'ordre de $5,36 \times 10^{-5} \text{ mm}$ pour Solidworks, figure III.15, cela signifie que les valeurs sont presque égales.

b- Sollicitation en flexion

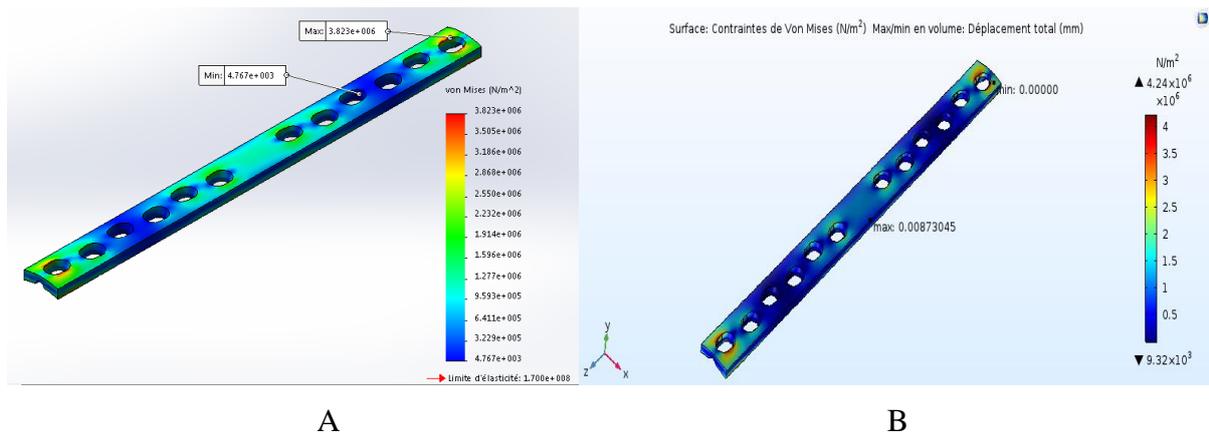


Figure III.16 Contrainte de von Mises en flexion, A) Solidworks et B) comsol.

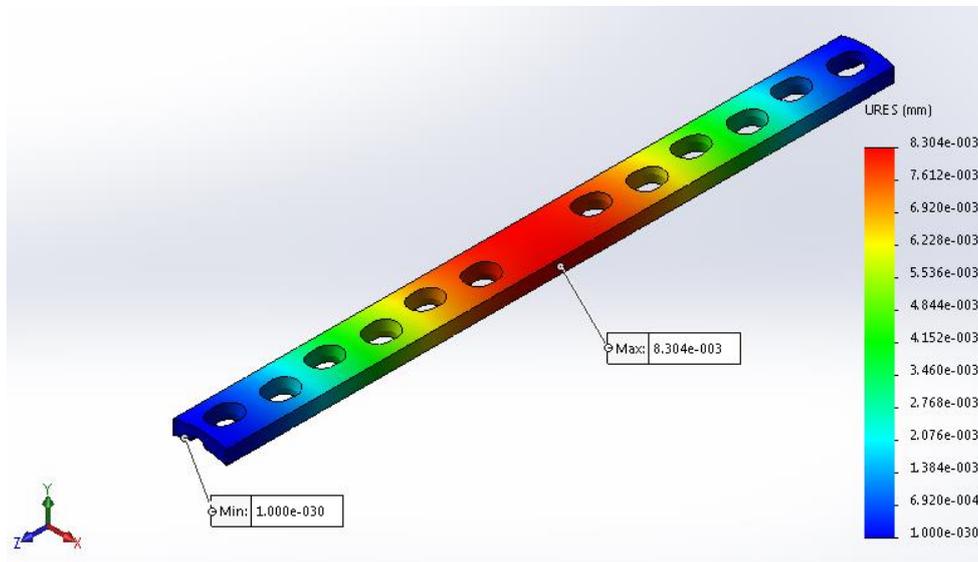


Figure III.17 Déplacement total en flexion Solidworks

La plaque présente une bonne résistance à la flexion avec une valeur de contrainte maximale de von Mises est égale à $3,82 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ pour Solidworks, et égale à $(4,24 \times 10^6 \text{ N/m}^2)$ pour Comsol, (voir figure III.16), reste une valeur faible par rapport à la limite élastique de l'inox 316L mais supérieure que la contrainte de Von mises en compression. On remarque qu'il existe une légère différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $0,4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, ceci est dû à la différence des éléments de maillage entre les deux codes.

Les résultats obtenus des déplacements maximaux lorsqu'on exerce une sollicitation de la flexion sont de l'ordre de $8,7 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Comsol, figure III.16 et de l'ordre de $8,3 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Solidworks, figure III.17, cela signifie que les valeurs sont égaux.

c- Sollicitation en torsion

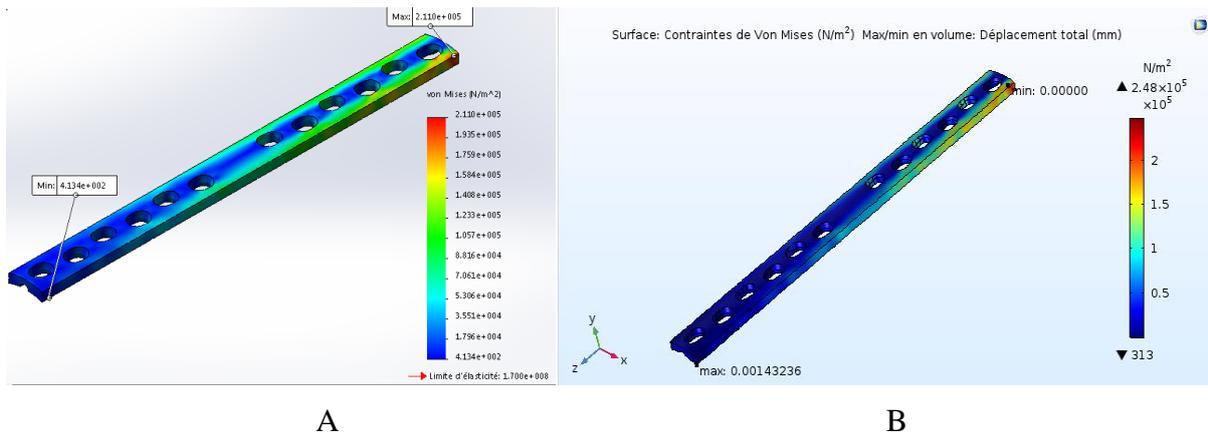


Figure III.18 Contrainte de von Mises en torsion, A) Solidworks et B) comsol.

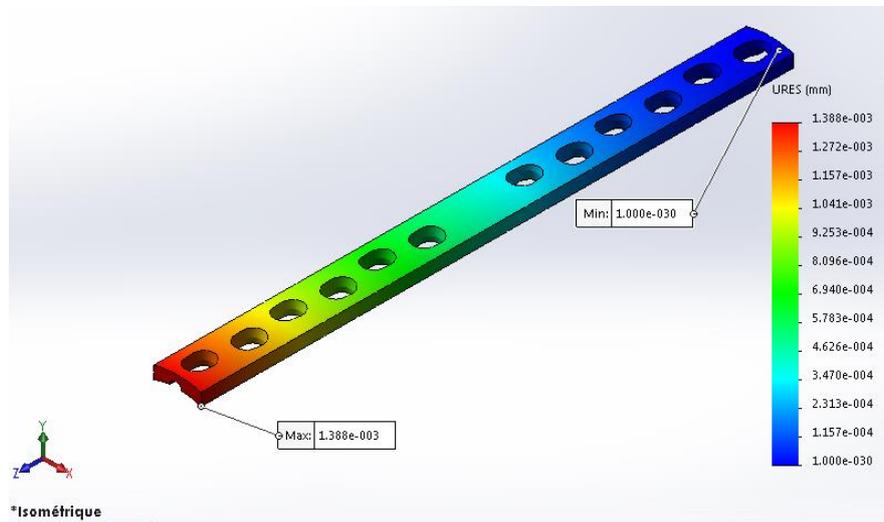


Figure III.19 Déplacement total en torsion, sous Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises en torsion sont égales à $2,11 \times 10^5$ N/m², pour Solidworks et à ($2,48 \times 10^5$ N/m²) pour Comsol, (voir figure III.18), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L mais supérieures à celles obtenus en compression et inférieures à la contrainte en flexion. On remarque qu'il existe une légère différence entre les valeurs des contraintes maximale entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $0,37 \times 10^5$ N/m², ceci est dû à la différence des éléments de maillage entre les deux codes.

Les résultats obtenus des déplacements maximales sont de l'ordre de $1,4 \times 10^{-3}$ mm pour Comsol, figure III.18 et de l'ordre de $1,3 \times 10^{-3}$ mm pour Solidworks, figure III.19, cela signifie qu'ils sont presque égaux.

III.4.2 L'effet de la fixation

Plusieurs scénarios ont été envisagés afin de reproduire l'environnement réel de la plaque fémorale. On fixe la plaque avec différents nombres de vis et on vérifie les contraintes ainsi que les déplacements. Une autre étude de précontraintes avec les mêmes sollicitations, les mêmes chargements et le même mode de fixation est faite. Il faut noter qu'une charge égale à quatre fois le poids du patient selon Pauwels, est appliquée [3].

a- Fixation un par un

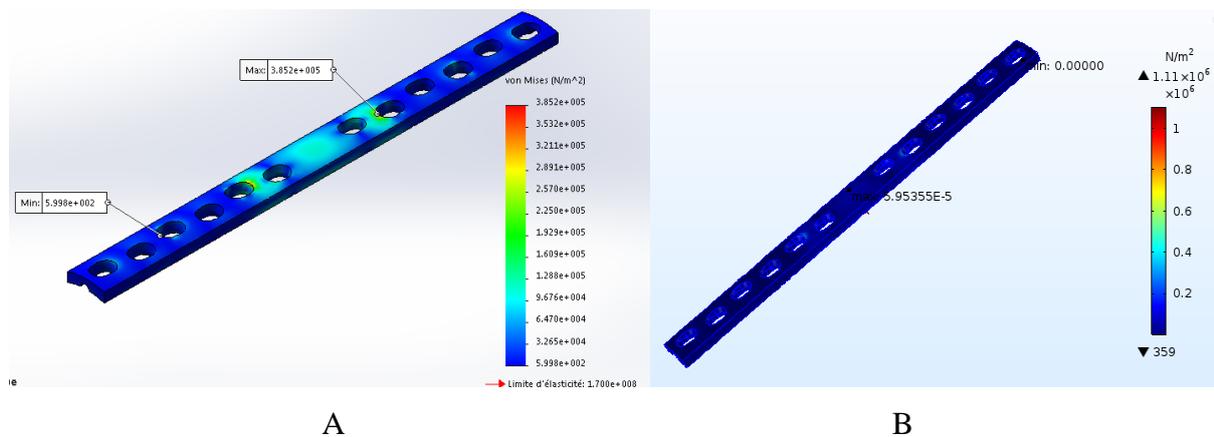


Figure III.20 Contrainte de von Mises fixation un par un, A) Solidworks et B) Comsol.

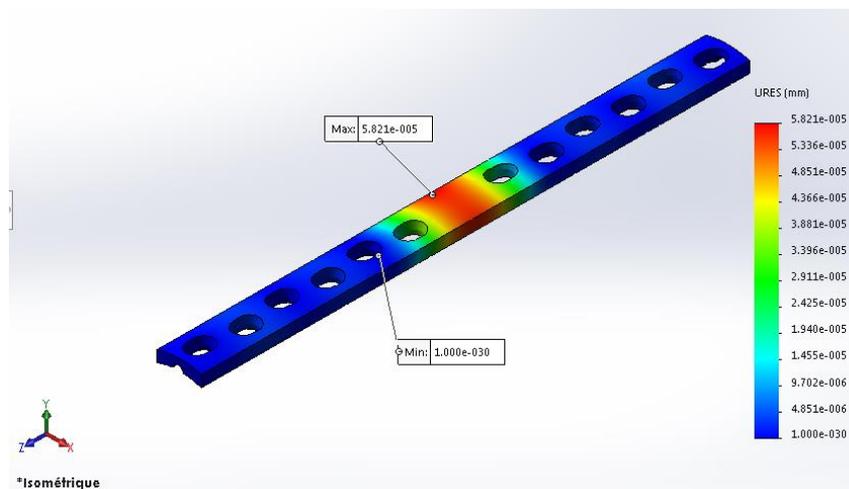


Figure III.21 Déplacement total pour fixation un par un, Solidworks

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises pour le mode de fixation un par un sont égales à $3,85 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, pour Solidworks et à $(1,11 \times 10^6 \text{ N/m}^2)$ pour Comsol (figure III.20), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L.

On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $7,25 \times 10^5 \text{ N/m}^2$.

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $5,95 \times 10^{-5} \text{ mm}$ pour Comsol, et de $5,82 \times 10^{-5} \text{ mm}$ pour Solidworks, voir figures III.20 et III.21, cela signifie que les valeurs sont presque égales.

b- Fixation par deux vis à l'extrémité

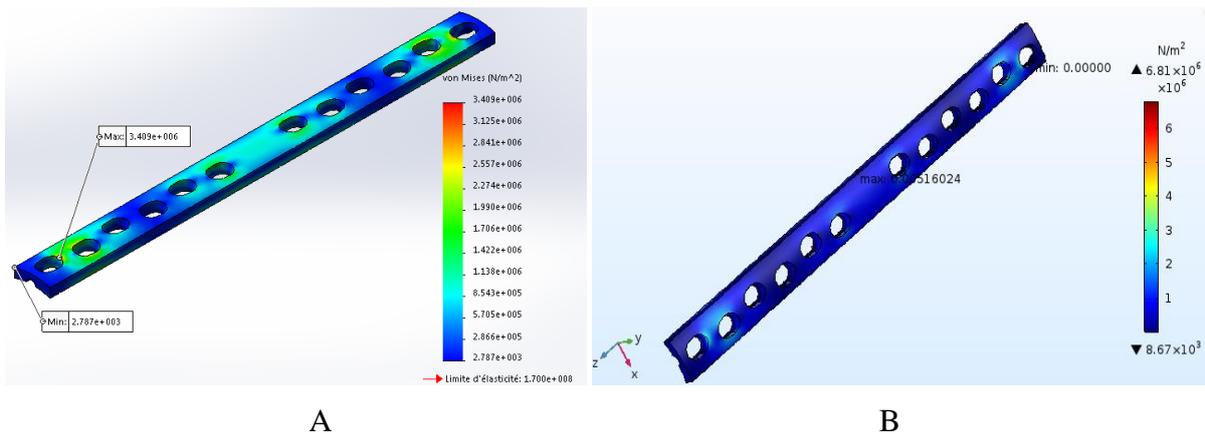


Figure III.22 Contrainte de von Mises pour fixation 02 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

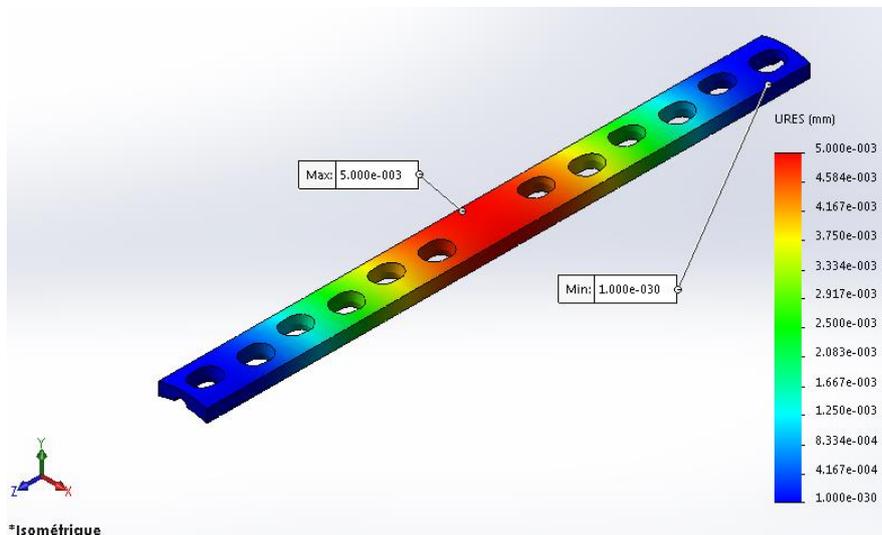


Figure III.23 Déplacement total pour fixation 02 vis, Solidworks

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises pour fixation par deux vis sont égales à $3,48 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ pour Solidworks, et à $(6,81 \times 10^6 \text{ N/m}^2)$ pour Comsol (figure III.22), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une légère augmentation

par rapport à la fixation un par un. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximale entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $3,33 \times 10^6 \text{ N/m}^2$.

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $5,16 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Comsol, figure III.22 et de $5,0 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Solidworks, figure III.23, cela signifie que les valeurs sont presque égales.

c- Fixation par quatre vis à l'extrémité

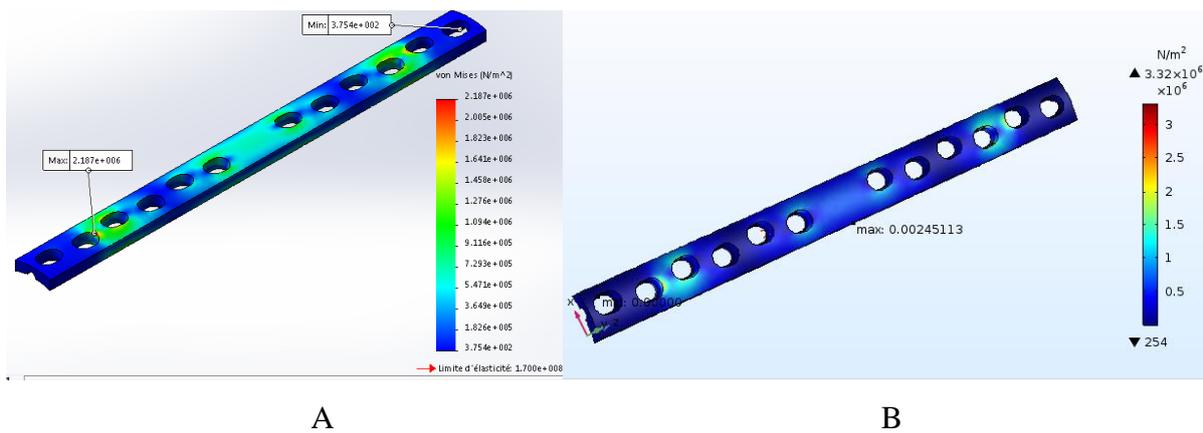


Figure III.24 Contrainte de von Mises pour fixation 04 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

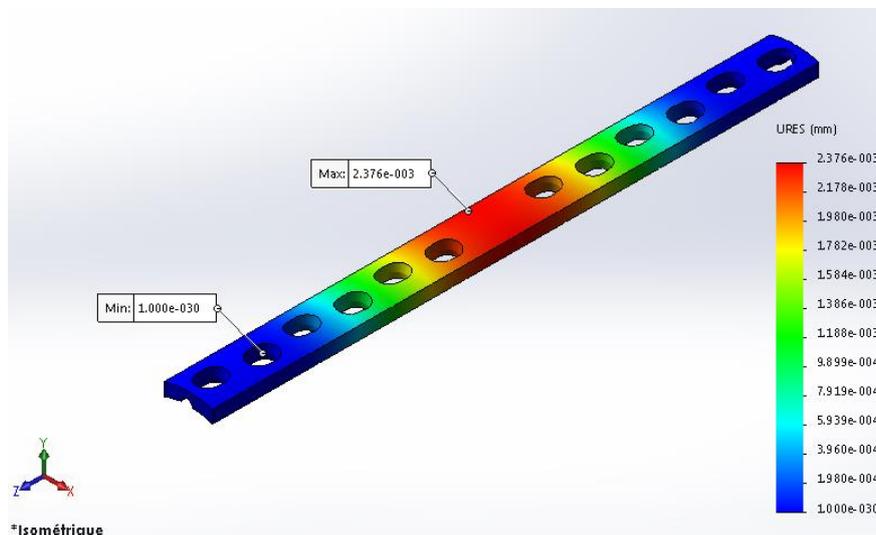


Figure III.25 Déplacement total pour fixation 04 vis, Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises sont de l'ordre de $2,18 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, pour Solidworks et de $(3,32 \times 10^6 \text{ N/m}^2)$, pour Comsol (figure III.24), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution considérable par rapport à la

fixation par deux vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $1,14 \times 10^6 \text{ N/m}^2$.

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $2,45 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Comsol, figure III.24 et de $2,37 \times 10^{-3} \text{ mm}$ pour Solidworks, figure III.25, cela signifie que les valeurs sont presque égales.

d- Fixation par six vis à l'extrémité

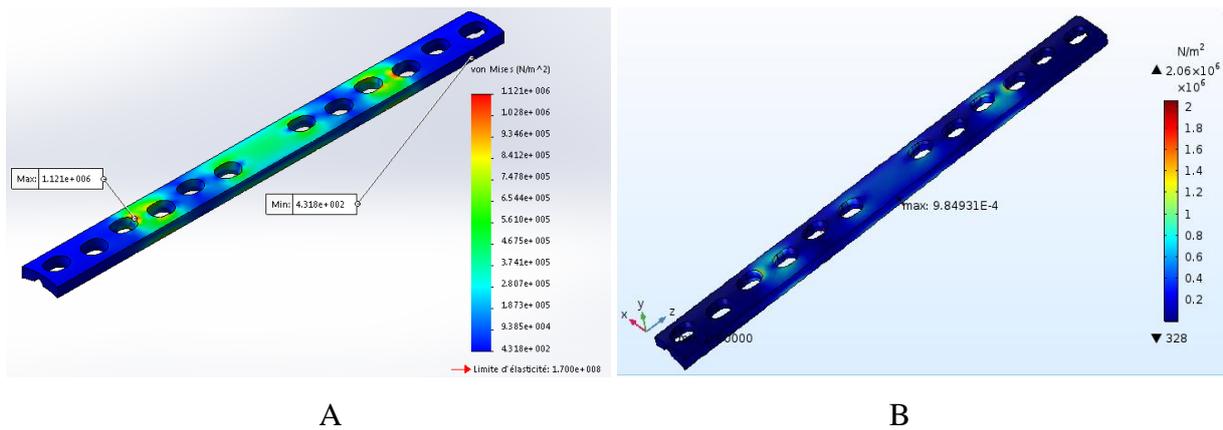


Figure III.26 Contrainte de von Mises pour fixation 06 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

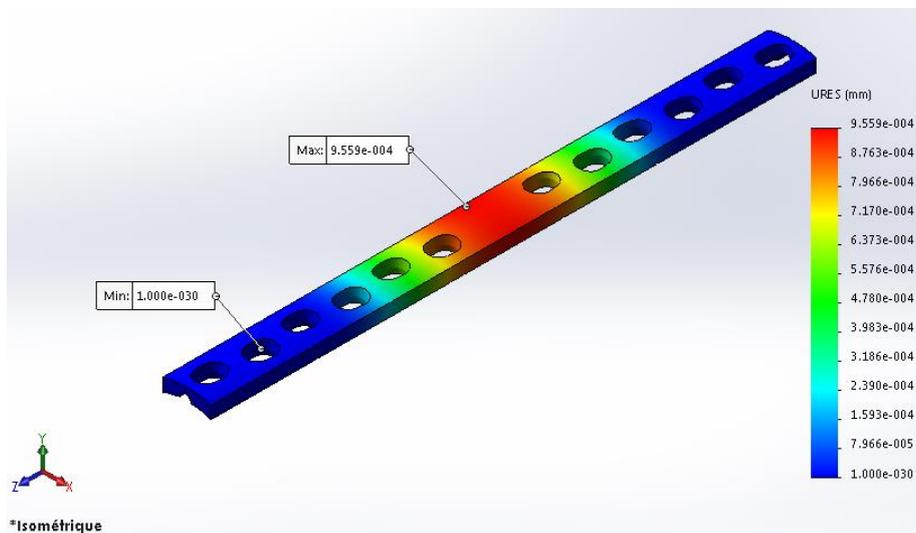


Figure III.27 Déplacement total pour fixation 06 vis, Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises pour fixation par six vis sont de l'ordre de $1,12 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ pour Solidworks, et de $(2,06 \times 10^6 \text{ N/m}^2)$ pour Comsol, (figure III.26), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution par rapport à la fixation par quatre vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs

des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $0,94 \times 10^6$ N/m².

Les déplacements maximales sont de l'ordre de $9,85 \times 10^{-4}$ mm pour Comsol, figure III.26 et de $9,55 \times 10^{-4}$ mm pour Solidworks, figure III.27 cela signifie que les valeurs sont égales.

e- Fixation par huit vis à l'extrémité

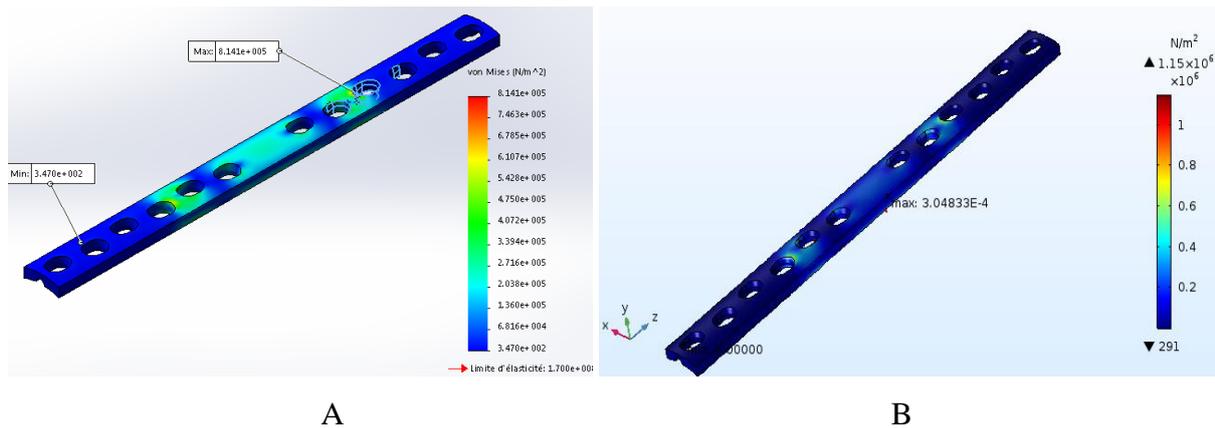


Figure III.28 Contrainte de von Mises pour fixation 08 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

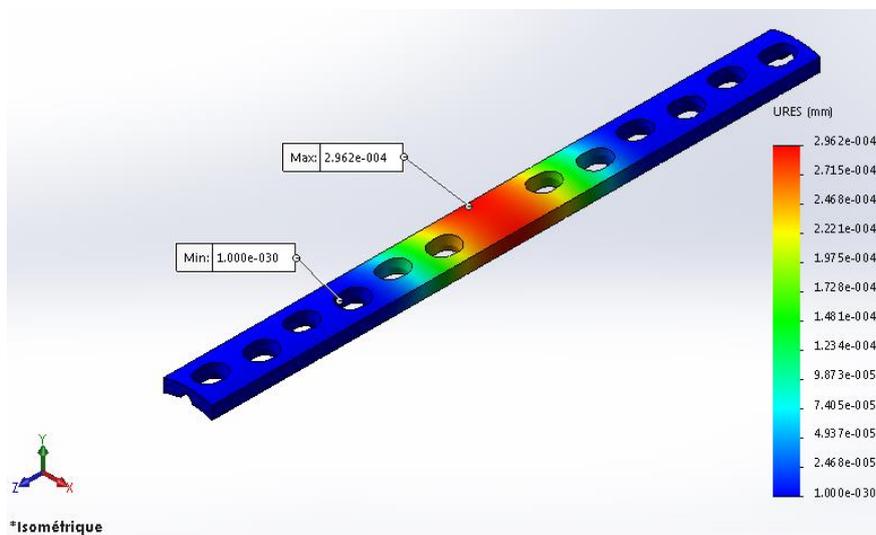


Figure III.29 Déplacement total pour fixation 08 vis, Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises sont de l'ordre de $8,1 \times 10^5$ N/m² pour Solidworks, et de $(1,15 \times 10^6$ N/m²) pour Comsol, (figure III.28), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution par rapport à la fixation par six vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $3,4 \times 10^5$ N/m².

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $3,04 \times 10^{-4}$ mm pour Comsol, figure III.28 et de $2,96 \times 10^{-4}$ mm pour Solidworks, figure III.29, cela signifie que les valeurs sont égales.

f- Fixation par dix vis à l'extrémité

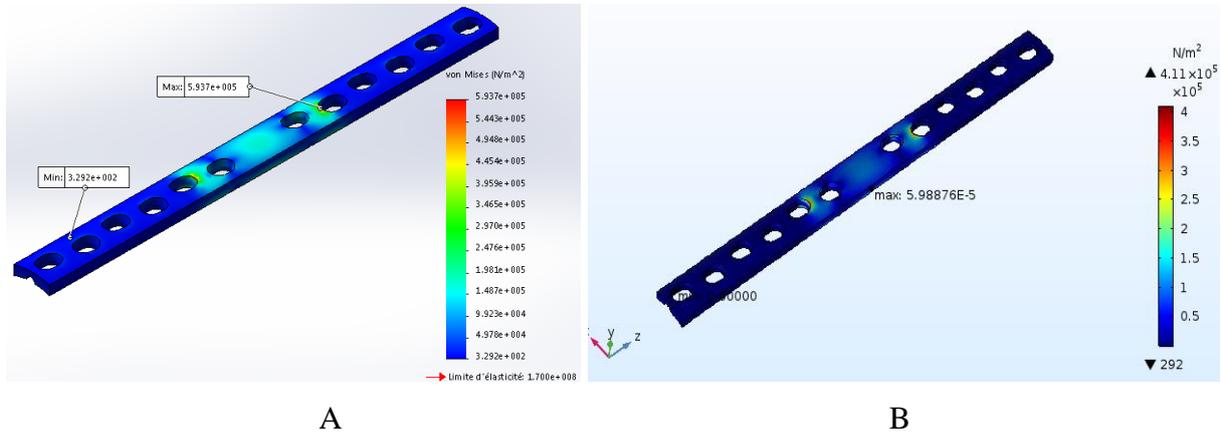


Figure III.30 Contrainte de von Mises pour fixation 10 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

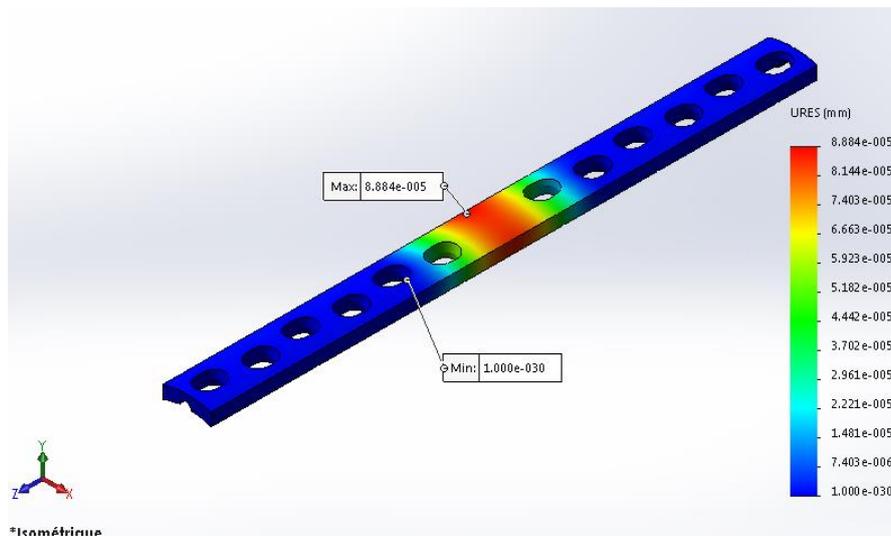


Figure III.31 Déplacement total pour fixation 10 vis, Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises sont de l'ordre de $5,93 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ pour Solidworks, et de $(4,11 \times 10^5 \text{ N/m}^2)$ pour Comsol, (figure III.30), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution par rapport à la fixation par huit vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximale entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $1,82 \times 10^5 \text{ N/m}^2$.

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $5,98 \times 10^{-5}$ mm pour Comsol, figure III.30, et de l'ordre de $8,88 \times 10^{-5}$ mm pour Solidworks, figure III.31, cela signifie que les valeurs sont très faibles et avec une légère différence.

g- Fixation par onze vis à l'extrémité

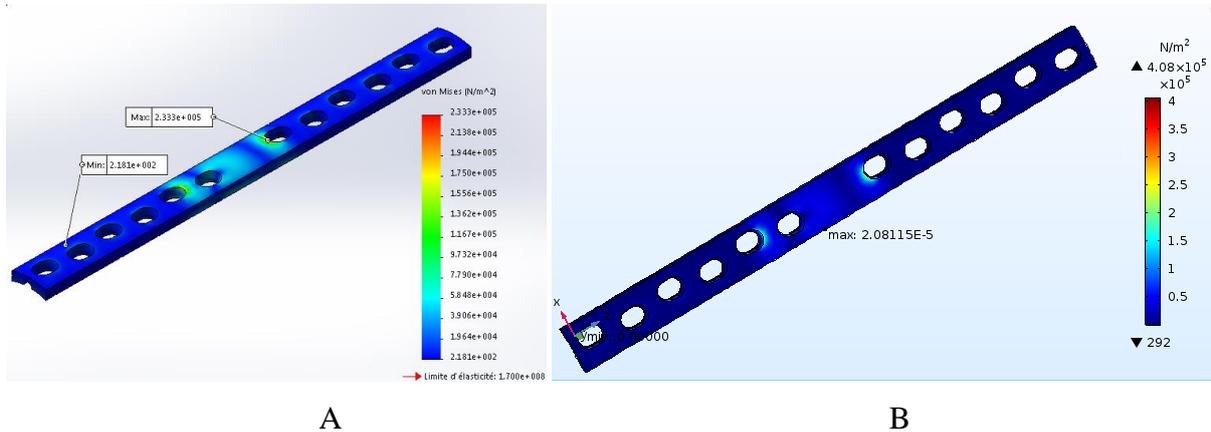


Figure III.32 Contrainte de von Mises pour fixation 11 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

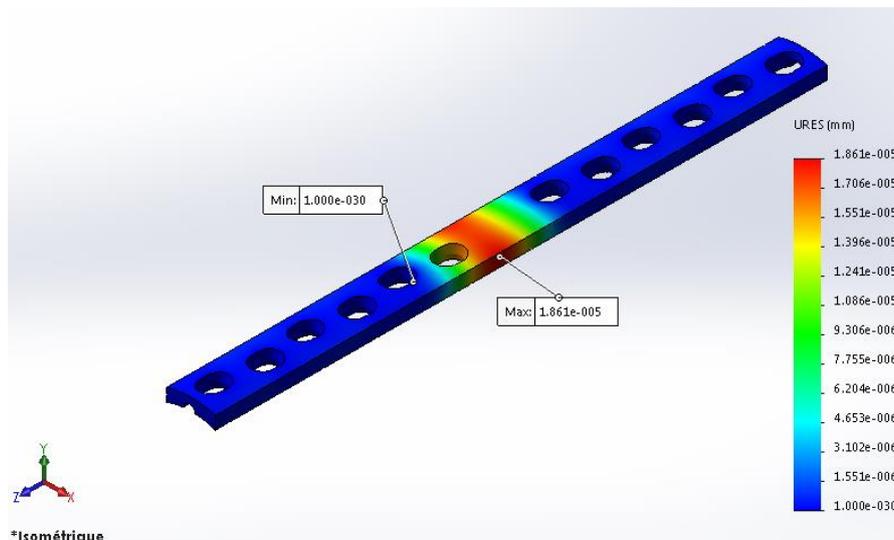


Figure III.33 Déplacement total pour de fixation 11 vis, Solidworks

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises vis sont de l'ordre $2,33 \times 10^5$ N/m² pour Solidworks et à $(4,08 \times 10^5$ N/m²) pour Comsol (figure III.32), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution par rapport à la fixation par dix vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $1,75 \times 10^5$ N/m².

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $2,08 \times 10^{-5}$ mm pour Comsol, figure III.32 et de $1,86 \times 10^{-5}$ mm pour Solidworks, figure III.33, cela signifie que les valeurs sont presque égales.

h- Fixation par douze vis à l'extrémité

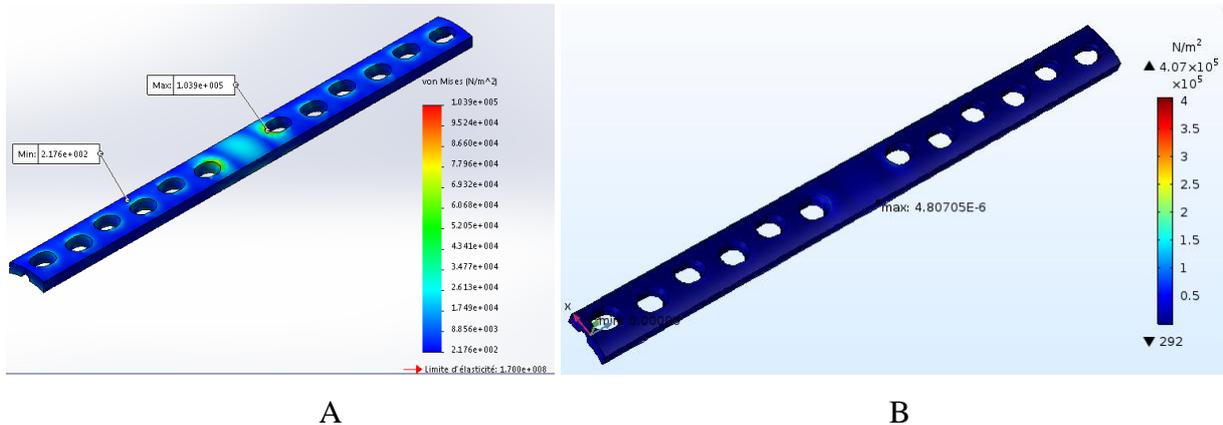


Figure III.34 Contrainte de von Mises fixation 12 vis, A) Solidworks et B) Comsol.

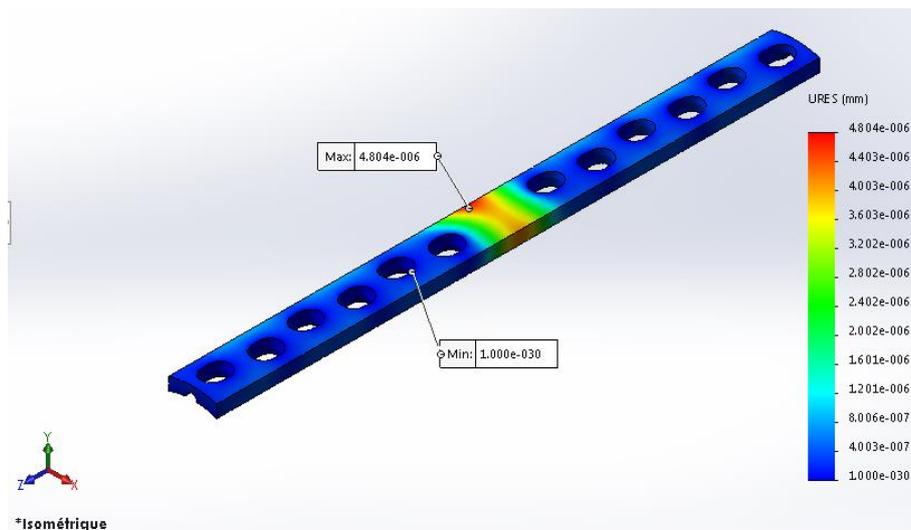


Figure III.35 Déplacement total fixation 12 vis, dans Solidworks.

Les valeurs des contraintes maximales de von Mises sont de l'ordre $1,03 \times 10^5$ N/m² pour Solidworks, et à $(4,07 \times 10^5$ N/m²) pour Comsol, (figure III.34), des valeurs faibles par rapport à la limite élastique de l'inox 316L avec une diminution par rapport à la fixation par onze vis. On remarque qu'il existe une différence entre les valeurs des contraintes maximales entre les outils Solidworks et COMSOL de l'ordre de $3,04 \times 10^5$ N/m².

Les déplacements maximaux sont de l'ordre de $4,8 \times 10^{-6}$ mm pour Comsol, figure III.34 et de $4,8 \times 10^{-6}$ mm pour Solidworks, figure III.35, on note que les valeurs sont égales.

On remarque que le nombre et l'emplacement des vis a un effet sur les contraintes résultantes. Les deux études sous Solidworks et Comsol présentent des résultats similaires comme le montre les figures III.20-35. On note que les contraintes de von Mises diminuent avec l'augmentation du nombre de vis de fixation. Les valeurs maximales des contraintes de Von mises sont localisées au niveau des trous de fixation de la plaque, lorsqu'on utilise une fixation complète de 12 vis, la concentration de contrainte se trouve autour des trous du milieu de la plaque figure III.34. Les valeurs de déplacement enregistrées sur la plaque sont négligeables, elles diminuent avec l'augmentation du nombre de vis de fixation avec des valeurs de l'ordre de 10^{-3} mm pour le mode de fixation par deux vis, et de 10^{-6} mm lorsque la fixation est complète par douze vis.

III.4.3 L'effet de la précontrainte

L'hors de fixation des plaques fémorales pendant l'intervention chirurgicale, elles subissent des déformations en fonction des cas de fractures et de la morphologie des fémurs. D'après les spécialistes, cette déformation peut être estimée à 2% selon la longueur. L'étude des précontraintes a été réalisée dans les même cas de sollicitations traités avant.

a- Sollicitation en compression

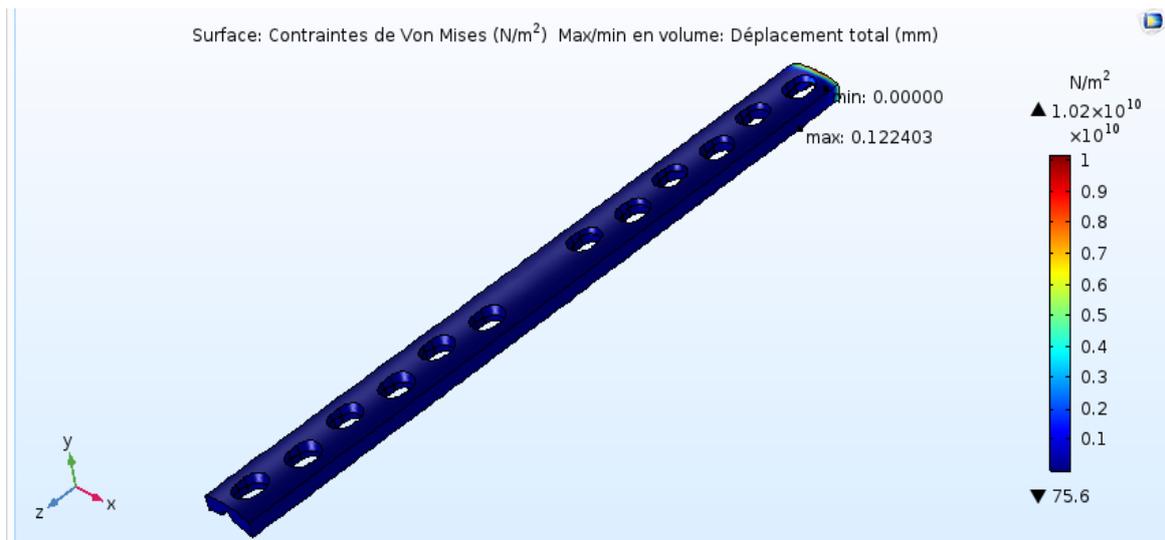


Figure III.36 Déplacement total et Contrainte de von Mises en compression.

On remarque que la précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en compression qui est de l'ordre de $1,02 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$, figure III.36. C'est une valeur supérieure à la valeur de la contrainte obtenue dans la compression simple et à la limite élastique de l'inox 316L qui est de l'ordre de $(1,7 \times 10^8 \text{ N/m}^2)$ [4], cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,12 mm, comme montre la figure III.36, supérieur que celui obtenu dans la compression simple, mais il reste toujours faible.

b- Sollicitation en flexion

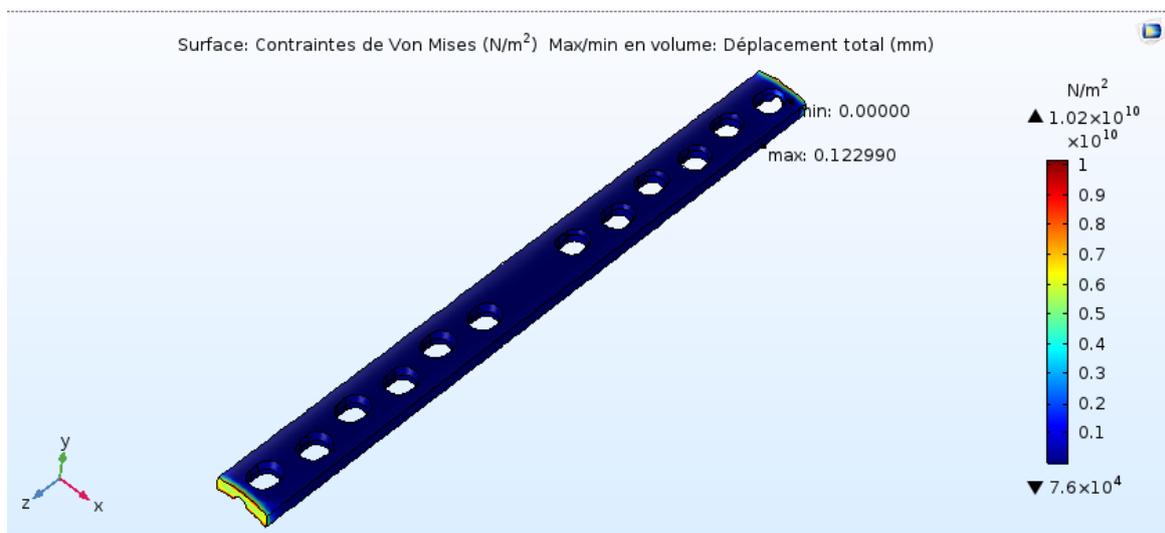


Figure III.37 Déplacement total et Contrainte de von Mises en flexion

On remarque que la précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en compression qui est de l'ordre de $1,02 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$, figure III.37, supérieure à la valeur de la contrainte en sollicitation de flexion simple et à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,12 mm comme le montre la figure III.37, supérieur au cas de la flexion simple mais reste faible.

c- Sollicitation en torsion

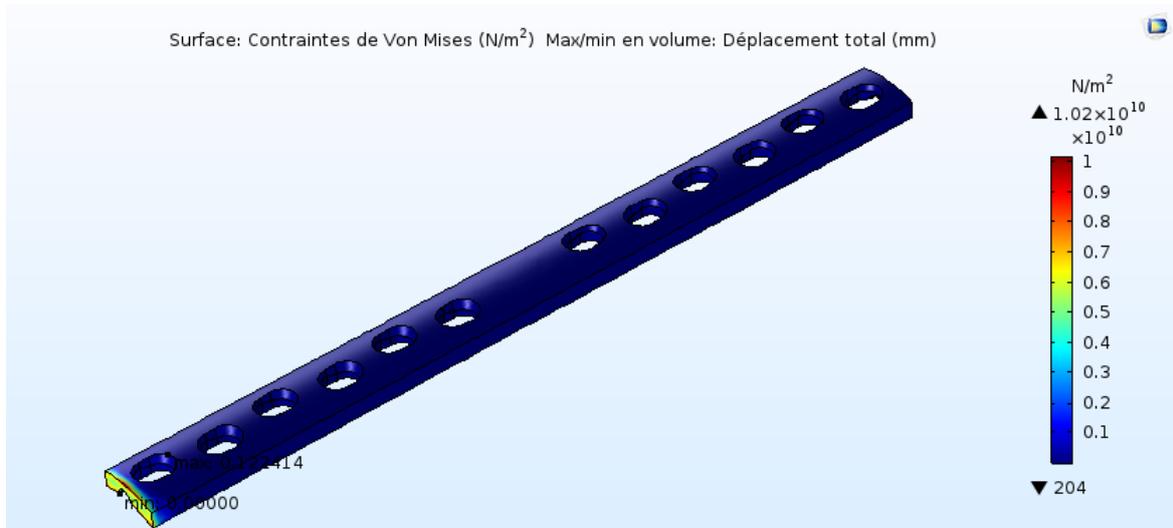


Figure III.38 Déplacement total et Contrainte de von Mises en torsion

On remarque que la précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en torsion qui est de l'ordre de $1,02 \times 10^{10}$ N/m² figure III.38, supérieure à celle de la sollicitation en torsion simple et à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,12 mm comme le montre la figure III.38, supérieur au cas de la torsion simple mais reste faible.

Remarque

Il faut noter que la précontrainte a un très grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises et du déplacement comme le montrent les différentes simulations.

A titre d'exemple, la contrainte de von Mises en compression est presque 10^6 fois supérieure à la contrainte de von Mises en compression sans précontrainte.

Pour le déplacement, il est négligeable dans les deux cas de sollicitation avec et sans précontrainte. On remarque aussi dans les trois cas de simulation de compression, de flexion et de torsion les valeurs des contraintes sont égales est à ($1,02 \times 10^{10}$ N/m²), une valeur qui provoque la rupture de cette plaque dans les trois cas, par contre le déplacement est faible de (0,1mm).

d- Fixation un par un

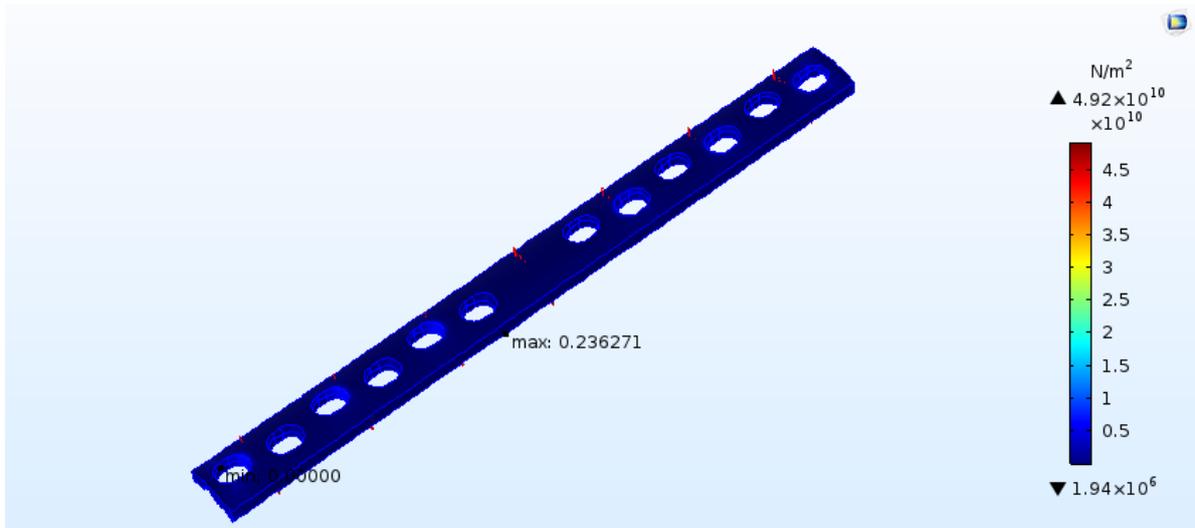


Figure III.39 Déplacement total et Contrainte de von Mises fixation un par un.

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation un par un qu'est de l'ordre de $4,92 \times 10^{10}$ N/m² figure III.39, une valeur supérieure à celle de la contrainte du mode de fixation un par un simple et à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,23 mm comme le montre la figure III.39, supérieur à celui de la fixation un par un simple mais reste faible.

e- Fixation par deux vis à l'extrémité

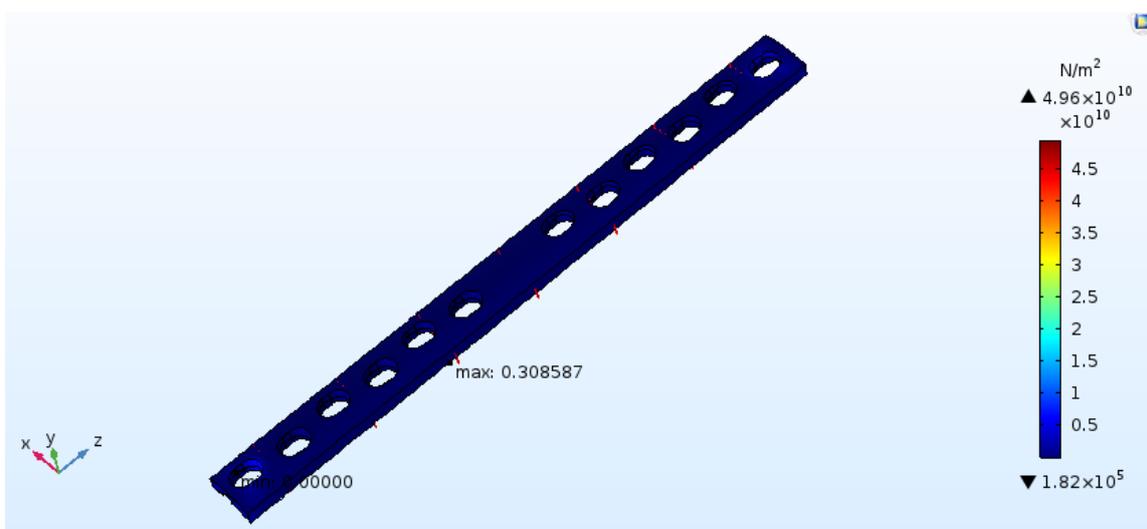


Figure III.40 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 02)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par deux vis qu'est de l'ordre de $4,96 \times 10^{10}$ N/m² figure III.40, une valeur supérieure à celle de la contrainte du mode de fixation par deux vis, celle de la contrainte en fixation un par un avec précontrainte et à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,30 mm comme le montre la figure III.40, supérieure à celui de la fixation un par un avec précontrainte et de la fixation par deux vis mais aussi reste un déplacement faible.

f- Fixation par quatre vis à l'extrémité

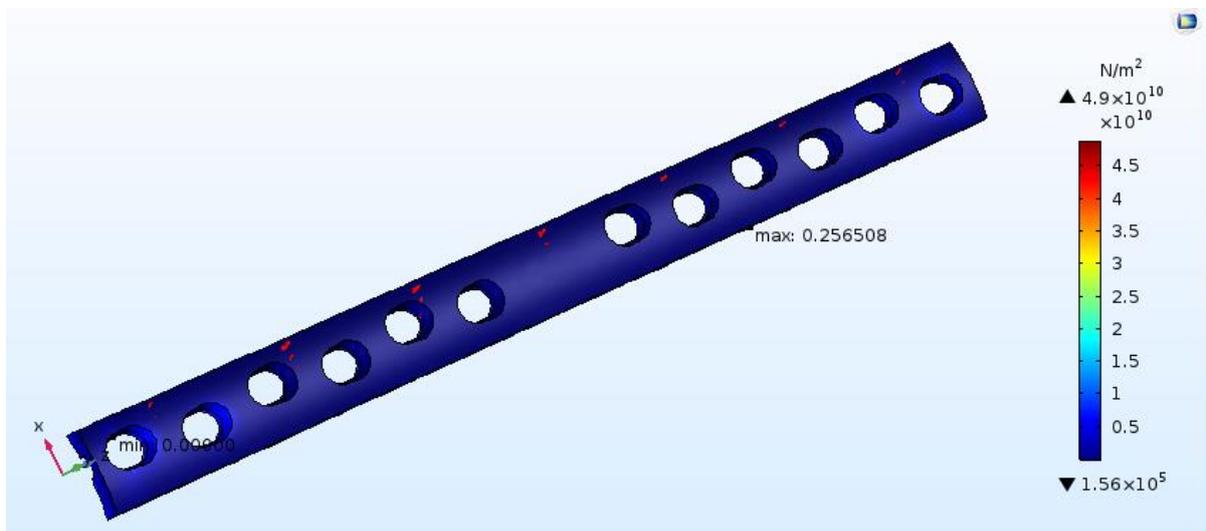


Figure III.41 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 04)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par quatre vis qu'est de l'ordre de $4,9 \times 10^{10}$ N/m² figure III.41, une valeur inférieure à celle la contrainte en fixation par deux vis et à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,25 mm comme le montre la figure III.41, plus faible que dans la fixation par deux vis avec précontrainte mais aussi reste un déplacement faible.

g- Fixation par six vis à l'extrémité

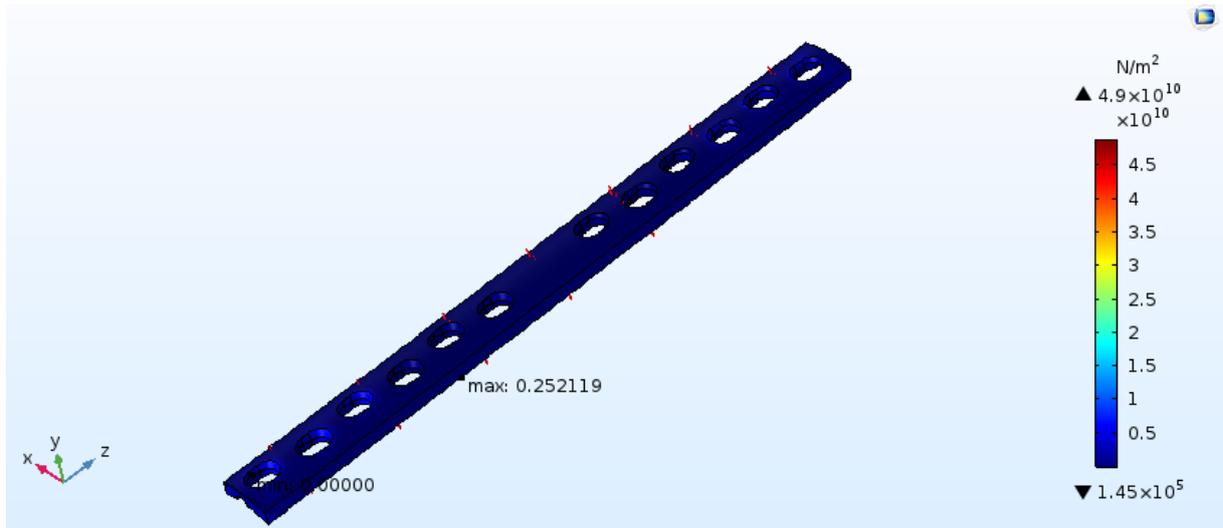


Figure III.42 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 06)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par six vis qu'est de l'ordre de $4,9 \times 10^{10} N/m^2$ figure III.42, qui est la même valeur que la contrainte en fixation par quatre vis et supérieure par rapport à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,25 mm comme le montre la figure III.42, qui est la même valeur que dans la fixation par quatre vis avec précontrainte mais reste un déplacement faible.

h- Fixation par huit vis à l'extrémité

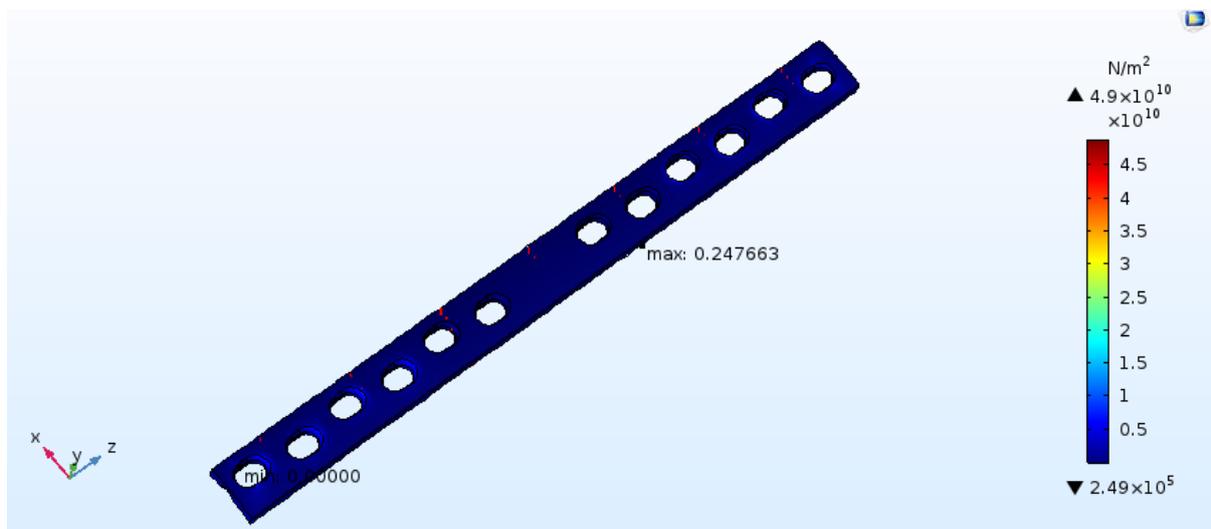


Figure III.43 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 08)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par six vis qu'est de l'ordre de $4,9 \times 10^{10}$ N/m² figure III.43, qui est la même valeur que la contrainte en fixation par six vis et supérieure à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,24 mm comme le montre la figure III.43, plus faible que dans la fixation par six vis avec précontrainte mais reste un déplacement faible.

i- Fixation par dix vis à l'extrémité

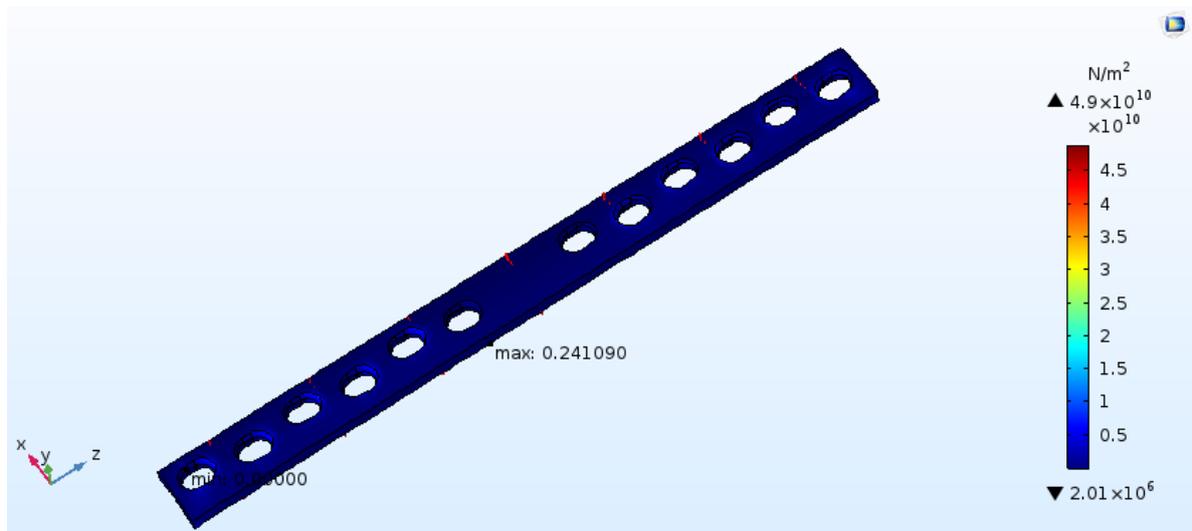


Figure III.44 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 10)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par dix vis qu'est de l'ordre de $4,9 \times 10^{10}$ N/m² figure III.44, qui est la même valeur que la contrainte en fixation par huit vis et supérieure à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,24 mm comme le montre la figure III.44, qui est la même valeur que dans la fixation par huit vis avec précontrainte mais reste un déplacement faible.

j- Fixation par onze vis à l'extrémité

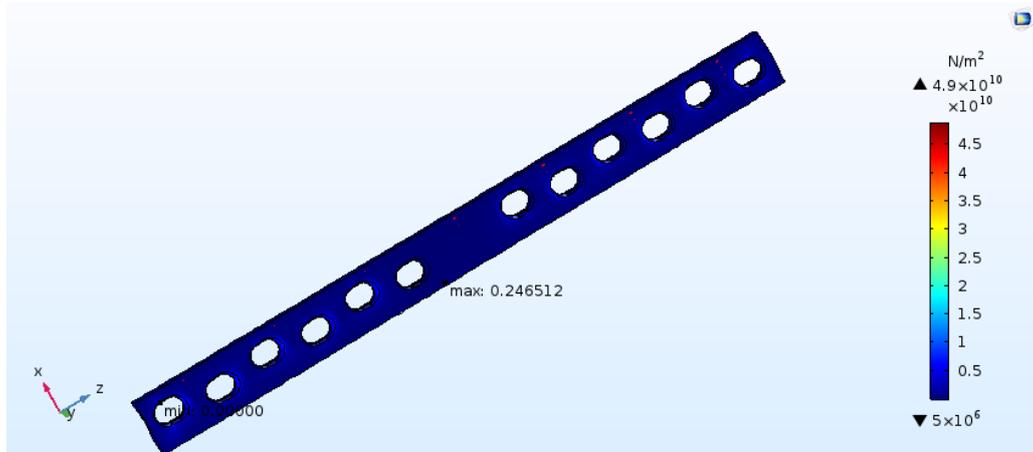


Figure III.45 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 11)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par onze vis qu'est de l'ordre de $4,9 \times 10^{10}$ N/m² figure III.45, qui est la même valeur que la contrainte en fixation par dix vis et supérieure à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,24 mm comme le montre la figure III.45, qui est la même valeur que dans la fixation par dix vis avec précontrainte mais reste un déplacement faible.

k- Fixation par douze vis à l'extrémité

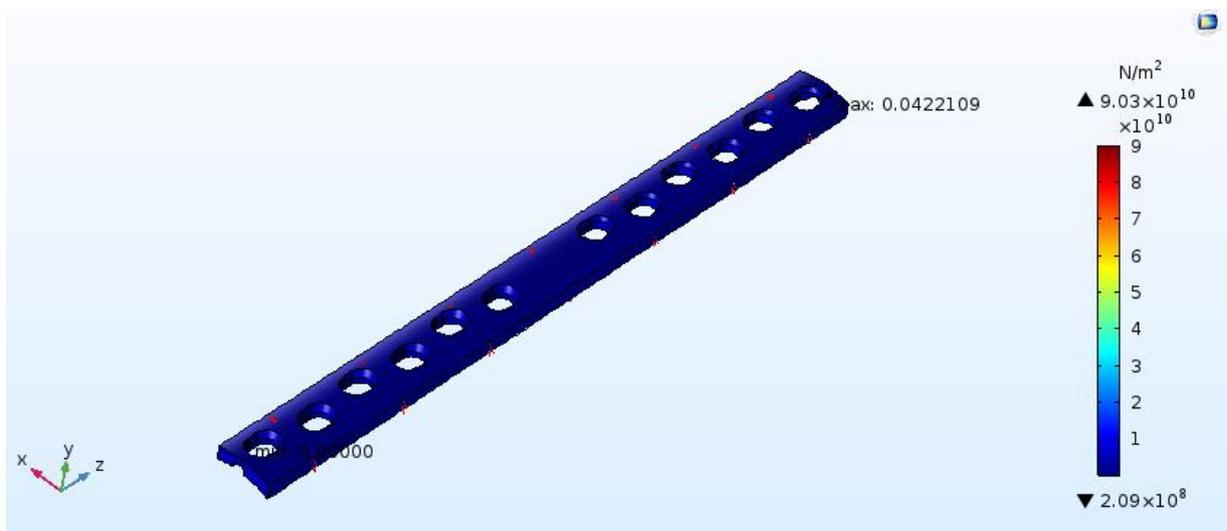


Figure III.46 Déplacement total et Contrainte de von Mises (fixation 12)

La précontrainte a un grand effet sur la valeur de la contrainte de von Mises en fixation par dix vis qu'est de l'ordre de $9,03 \times 10^{10}$ N/m² figure III.45, une valeur supérieure à celle de la contrainte en fixation par onze vis et considérablement supérieure à la limite élastique de l'inox 316L, cela signifie qu'il peut y avoir une fracture de la plaque.

Le déplacement maximal est de l'ordre de 0,04 mm comme le montre la figure III.45, qui est une valeur inférieure à celle de la fixation par onze vis avec précontrainte mais aussi un déplacement très faible.

Plusieurs simulations ont été réalisées avec d'autres valeurs de précontraintes allant de 1 à 20 % d'allongement. Ceci est effectué pour connaître le comportement de ces plaques sous l'effet de la déformation lors de son implantation dans le corps humain.

Les mêmes constatations sont prélevées, les contraintes de von Mises sont largement supérieures à celle de la limite élastique d'inox 316 L utilisée dans la fabrication de ces plaques.

Conclusion

D'après les résultats obtenus des différentes méthodes de caractérisation comparés au matériau de référence 316L et ceux utilisés pour les deux variantes de plaques fémorales (H et F), on peut conclure que la cassure de ces dernières est due principalement aux défauts de matériaux.

On note l'effet du taux de carbone total dans la plaque comme élément favorisant la fragilité du matériau. Surtout la présence d'un taux élevé dans la composition de la plaque F.

La métallographie nous a permis de voir ces défauts (irrégularités) dans la matière ceci est due au type de procédés utilisés lors de l'élaboration de ces plaques.

En conclusion on peut dire que la rupture de la plaque fémorale ne peut pas avoir lieu sous chargement extérieurs ou de précontrainte. Les contraintes maximales dans tous les cas sont inférieure à la limite élastique qui est égale à 1.7×10^8 N/m².

Bibliographie

- [1] ISO 4505 Métaux-durs - Détermination métallographique de la porosité et du carbone non combiné 6 Hardmetals - Metallographic determination of porosity and uncombined carbon Première édition - 1978-08-01CDU 621.762
- [2] Boukhobza A, Brioua M, benaicha S, Fedaoui K Biomechanical Characterization of Failure the 316L Stainless Steel for Femoral Compression Plates Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering, 2017 Vol. 34, pp 68-74
- [3] Hicham Amrani, calcul de la pression maximale hertzienne du contact cylindre/plan (simulation du contact au niveau de la hanche). magister 2012, université de batna.
- [4] Suzanne Degallaix et Bernhard Ilchner « Caractérisation expérimentale des matériaux propriétés physique, thermique et mécanique » Traité des matériaux Tome 2

Conclusion générale

Conclusion générale

Cette thèse a pour but de mettre en évidence la responsabilité des matériaux ainsi que les sollicitations d'origine mécanique ou de mise en forme dans les problèmes de cassure des plaques fémorales utilisées en implantologie.

Le problème de cassure des plaques fémorales en acier inoxydable 316L utilisées par le CHU de Batna est un problème compliqué à étudier.

La première partie de résultat concernée la caractérisation de quelques propriétés physico-chimiques des plaques fémorales de compression et la comparaison de ces propriétés avec les normes internationales.

La matière utilisée dans les deux plaques fémorales est proche de la norme ASTM en ce qui concerne la dureté et la densité. L'analyse chimique montre que toutes ces plaques étudiées sont en conformité avec les normes internationales ASTM exigées dans ce domaine régi par des lois très strictes. Ce qui nous a conduits à dire que la cause de la cassure est dû à l'hétérogénéité dans la matière.

Les tests faits par microscopie optique ont montré ces défauts. L'image métallographique obtenue par microscope optique confirme la structure austénitique demandée pour ce type de matière utilisé dans les plaques.

Une deuxième partie de cette étude est numérique (Solidworks et Comsol) faite pour vérifier l'aptitude aux différentes sollicitations qui peuvent être à l'origine de la cassure. L'utilisation de la simulation par éléments finis nous a permis de vérifier que le comportement de la plaque fémorale en acier inoxydable 316L ne peut pas atteindre la phase de rupture sous sollicitation du poids propre du patient ou la période de consolidations de l'os.

Cette étude a révélé que la cassure de ces plaques ne peut avoir lieu que si un paramètre de mise en place comme la précontrainte utilisée lors de son implantation chez le patient est pris en compte. Le cas des charges et sollicitations simples ou de service ne peut conduire aux fractures de ces composantes.

Les résultats obtenus avec les deux codes de calcul par éléments finis présentent une similitude en contraintes, déformations et déplacements. Une légère différence réside dans la différence entre les méthodes utilisées pour chaque code (solidworks et comsol).

ملخص

حوادث الطرق هي السبب في معظم الكسور في أجزاء جسم الإنسان ، ولا سيما في منطقة الفخذ والتي غالبا ما تتطلب عملية جراحية لجبر كسور عظم الفخذ بصفائح داعمة. لكن لاحظنا وجود عدد كبير من الانكسارات في هذه الصفائح الداعمة. تم إجراء دراسة تجريبية و دراسة عددية (Solidworks و Comsol) لفحص ومقارنة الخصائص الفيزيائية و الكيميائية لهذه الصفائح وفق معايير مرجعية وكذلك لمعرفة مدى الكفاءة في مختلفة الاجهادات التي يمكن أن تكون سبب الكسر.

الكلمات الدلالية : 316L الفولاذ المقاوم للصدأ الأوستنيتي ، لوحة ضغط ، توصيف مادة حيوية ، عنصر محدود.

RESUME

Les accidents des voies routières sont à l' origine de la plupart des fractures dans les parties du corps humain, en particulier la région du fémur, qui nécessite souvent une intervention chirurgicale pour consolider le fémur avec des plaques de soutien pour réprimer ces fractures. Mais de plus en plus on remarque un grand nombre de cassures de ces plaques fémorales. Une étude expérimentale et numérique (Solidworks et Comsol) ont été faites pour vérifier et comparer les caractéristiques physico-chimiques de ces plaques avec les normes ainsi que pour voir l'aptitude aux différentes sollicitations qui peuvent être à l' origine de la cassure.

Mots-clés : 316 L Acier inoxydable austénitique, plaque de compression, caractérisation du biomatériau, éléments finis.

ABSTRACT

Roadway accidents are the cause of the most fractures in human body parts, particularly the femur region, which often requires surgery intervention to consolidate the bone of femur with support plates to repair these fractures. But more and more we notice a large number of these femoral plates are broken. An experimental and numerical study (Solidworks and Comsol) were made to check and compare the physic-chemical characteristics of these plates with the norms as well as to see the aptitude to the different stresses that can be at the origin of the break.

Keywords: 316L Austenitic Stainless Steel, Compression Plate, Characterization of biomaterial, finite elements.