

N° d'ordre : /2012/DM

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ DE BATNA  
FACULTÉ DE TECHNOLOGIE  
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Génie Mécanique

Option : **BIOMECHANIQUE**

Par

BOUKHOBZA Abdelyamine

---

## **CARACTERISATION DES MATERIAUX**

### **DESTINES A L'IMPLANTOLOGIE**

#### **Cas des plaques fémorales**

---

Soutenu le : 30/06 /2012      Devant le jury composé de

Pr BENBOUTA RACHID	Professeur, Université de Batna	Président
Pr BRIOUA MOURAD	Professeur, Université de Batna	Rapporteur
Pr ZIDANI KAMEL	Professeur, Université de Batna	Examineur
Pr ZEDIRA HAMMA	Professeur, Université de Khenchela	Examineur

Année Universitaire 2011 / 2012

## ***Remerciements***

Le remerciement infini avant tous est à dieu le plus puissant qui m'a comblé des bienfaits de l'Islam et de la Science.

J'exprime mes profonds remerciements à Monsieur Pr **M. BRIOUA**, encadreurs de ce mémoire, pour son aide précieuse, sa confiance, sa patience et son soutien favorable pour l'aboutissement de ce travail. Et je remercie chaleureusement Mr **H. AMADDAH** pour sa disponibilité, sa patience et ses encouragements ses conseils fructueux qu'il n'a cessé de me prodiguer.

Je remercie également Mr **FEDAOUI.K** et le Dr **MIMCH** de CHU Batna pour tous les conseils et l'aide qu'ils m'ont donné.

Je remercie par la même occasion les membres du Jury, pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

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

Je remercie également tous les étudiants de ma promotion ainsi les étudiant de biomécanique Master, tous l'équipes de unité carbure est l'équipes de laboratoire de l'ERIS.

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

*Boukhobza.Abdelyamine*

# Table de matières

Introduction générale .....	1
<b>Chapitre I: Recherche bibliographique sur les méthodes de caractérisation des matériaux biomécanique</b>	
I Introduction.....	2
II Caractérisation physico - chimique.....	3
II.1 Méthodes d'analyse relative .....	3
II.1.1 Spectrométrie d'absorption atomique dans la flamme (SAA).....	3
II.1.2 Spectrométrie d'absorption atomique électrothermique (SAAet) .....	6
II.1.3 Spectrométrie d'absorption moléculaire (SAM) dans le domaine du proche UV et de visible .....	8
II.1.4 Fluorescence X .....	11
II.2 Caractérisations des structures.....	12
II.2.1 Macroscopie.....	13
II.2.2 Microscopie optique.....	14
II.2.3 Diffraction des rayons X (DRX).....	18
II.2.4 Microscopie électronique à balayage (MEB).....	19
II.3 Densimétrie.....	20
II.3.1 Les méthodes basées sur la masse et le volume .....	20
II.3.2 Les méthodes de mesure basées sur la poussée.....	21
III Caractérisation mécanique .....	21
III.1 Essai de dureté.....	22
III.1.1 Essai de dureté Rockwell.....	22
III.2 L'essai de fatigue.....	24
III.2.1 Eprouvettes et essais.....	24
III.2.2 Résultats.....	25
Bibliographie.....	28
<b>Chapitre II : Choix des biomatériaux dédiée à l'implantologie</b>	
I Généralités.....	29
II Définition .....	29
III Biocompatibilité, hémocompatibilité .....	29
III.1 Biocompatibilité.....	29
III.2 Hémocompatibilité.....	32
IV Biofonctionnalité.....	32

V Les influences de l'environnement cellulaires sur les implants .....	34
VI Réactions du tissu hôte à un biomatériau.....	36
VII Les différentes classes de biomatériaux.....	39
VII.1 Biomateriaux métalliques.....	39
VII.1.1 Alliages métalliques.....	40
1-Alliages à base de fer.....	40
2-Aciers inoxydables traditionnels.....	41
3- Aciers inoxydables avancés.....	44
4- Titane et alliages à base de titane.....	45
VIII Le choix des matériaux pour fracture du fémur.....	51
Bibliographie.....	53
<b>Chapitre III : L'anatomie et les fractures du fémur</b>	
I. Définition.....	54
II. Anatomie descriptive et fonctionnel.....	55
II.1 Partie proximale (supérieur).....	56
II.2 La tête (caput femoris).....	56
II.3 Le col (collum femoris).....	56
II.4 Les trochanters.....	57
II.4.1 Grand trochanter.....	57
II.4.2 Petit trochanter.....	57
II.5 Tubercule.....	57
II.6 Ligne intertrochantérique.....	57
II.7 Partie distale.....	58
II.8 La surface patellaire.....	58
II.9 Les condyles.....	58
II.9.1 Le condyle médial.....	58
II.9.2 Le condyle latéral.....	58
II.10 Le corps.....	58
III Structure de l'os .....	58
IV. Les différentes fractures.....	60
IV.1 Les fractures de l'extrémité supérieure du fémur.....	60
IV.1.1 Les fractures de la tête du fémur .....	61
IV.1.2 Les fractures du col du fémur.....	61
IV.1.3 Les fractures du tranchante du fémur.....	65

IV.2 Les fractures de diaphysaire.....	66
IV.2.1 Classification des fractures.....	67
A- Selon le type de la fracture.....	67
B- Selon le siège de la fracture.....	69
IV.3 Fractures de l'extrémité inférieure du fémur.....	72
Bibliographie.....	73

## **Chapitre IV Matériels ostéosynthèse et choix de la plaque fémorale**

I Introduction.....	75
II Les Systèmes Endomédullaires.....	75
II.1 Le clou verrouillé antérograde.....	75
II.2 Le clou intra médullaire rétrograde (GHS Intra Medullary Supra CondylarNail).....	76
III Clous plaques.....	77
IV Plaque à crochet LCP pour fémur proximal.....	78
V Plaque condylienne LCP.....	79
V.1 Tête de la plaque.....	80
V.2 Corps de la plaque.....	80
VI Les plaques Diaphyso-métapyso-épiphysaire.....	81
VI.1 La Lame Plaque.....	81
VI.2 La vis plaque dynamique Condylienne (Dynamic Condylar Screw).....	83
VI.3 La vis plaque LISS.....	84
VI.4 La Vis Plaque de Chiron.....	84
VI.5 Les plaques à griffes.....	86
VI.6 Plaques diaphysaires.....	87
VI.6.1 Plaque en compression.....	87
VI.6.2 Plaque de neutralisation.....	88
VII Les Vis.....	89
VII.1 Différents types de vis .....	89
VII.1.1 Vis corticale.....	89
VII.1.2 Vis spongieuse.....	89
VIII Choix de la plaque.....	90
Bibliographie.....	91

## **Chapitre V : Caractérisation et modélisation numérique de la plaque fémorale**

I Problématique .....	93
II Historique des plaques.....	94

II.1 Plaque A en acier inoxydable.....	94
II.2 Plaque B en acier inoxydable.....	94
II.3 Plaque C en acier inoxydable.....	95
III Caractérisation physico-chimique des plaques fémorales.....	96
III.1 Caractéristiques dimensionnelles des plaques fémorales.....	96
III.2 Caractérisation par densité.....	97
III.3 Caractérisation par dureté.....	98
III.4 Caractérisation par structure métallographique.....	100
III.4.1 Détermination de la porosité .....	100
III.4.2 La structure métallographique.....	103
III.5 Composition chimique.....	105
III.5.1 Analyse de carbone.....	105
III.5.2 Analyses des éléments principaux de l'alliage .....	106
IV Modélisation numérique.....	107
IV.1 Cas de plaque fémorale B.....	107
IV.1.1 Etude statique.....	107
V.I.2 Etude de fatigue .....	110
V.2 Cas de plaque fémorale C.....	111
IV.2.1 Etude statique.....	111
V.2.2 Etude de fatigue .....	114
Bibliographie.....	116
<b>Conclusion générale</b> .....	117
Annexe .....	118

Introduction

Générale

### *Introduction générale*

Une des directions de recherche actuelles dans le domaine des biomatériaux concerne l'amélioration des procédés d'élaboration des revêtements des pièces prothétiques métalliques (implants dentaires, implants articulaires, matériels ostéosynthèse) au contact avec l'os dans le but d'obtenir une meilleure biocompatibilité et biointégration. Comme les processus biologiques sont essentiellement des processus qui ont lieu au contact du tissu avec l'implant, la nature de cette interface joue un rôle essentiel dans la qualité de leur intégration.

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 la formation de spécialistes de haut niveau capables de connaître les biomatériaux et de maîtriser les techniques d'analyse les plus récentes [1].

Cette thèse est structurée en cinq chapitres, le premier chapitre est une étude bibliographique des différentes méthodes de caractérisation des matériaux biomécaniques tels que les caractérisations physicochimique le deuxième chapitre consacré au différents biomatériaux utilisés au implantologie puis choisi un biomatériaux selon notre cas qui est plaque fémorale en acier inoxydable, le troisième chapitre est présenté l'anatomie de fémur et les différentes fractures au niveau de fémur, quatrième chapitre reflète le matériels ostéosynthèse utilisé au fémur puis choisir une plaque fémorale de compression, et le dernière chapitre est une étude expérimentale pour caractériser les plaques physico chimiquement puis fait une étude statique est étude de fatigue des plaques selon les cas des fixations au radiologie et finalement une conclusion de ces résultats.



# **Chapitre I**

**Recherche bibliographique  
sur les méthodes de  
caractérisation des  
matériaux**

## ***I Introduction :***

La diversité et la très haute complexité et technicité des alliages métalliques ont accru la nécessité de contrôler la composition chimique ainsi les propriétés physique, mécanique et tribologique de ces matériaux aux différents stades de leur élaboration. Le laboratoire est devenu au fil du temps l'un partenaire indispensables de la production. Les contraintes à la fois de précision et de rapidité d'analyse se sont également imposées aux laboratoires [1].

L'analyse doit pouvoir suivre au plus près la production et si certains paramètres peuvent être analysés a posteriori, d'autres doivent pouvoir être ajustés en cours d'élaboration (cas de la teneur en carbone et de celle en silicium dans un acier par exemple). Dans un tel contexte, il est difficile pour la chimie « traditionnelle » de trouver sa place, et c'est ce qui explique le développement et la mise en œuvre de nouvelles technologies. Néanmoins, l'analyse chimique reste indispensable dans un contexte d'expertise, de contrôles très spécifiques ou de certification.

La recherche et la mise au point de matériaux métalliques de plus en plus performants et l'évolution rapide des techniques de mise en œuvre et de contrôle nécessitent la formation de spécialistes de haut niveau capables de connaître les matériaux métalliques et de maîtriser les techniques d'analyse les plus récentes [1].

Face au vaste choix de techniques disponibles, l'analyste peut prétendre, dans des conditions tout à fait satisfaisantes, à l'analyse pour un échantillon métallique :

- de la matrice de base,
- des éléments d'alliages (quelques %),
- des traces, voire des ultratrace.

Pour le choix d'une technique d'analyse, la réflexion doit prendre en compte les paramètres suivants:

- nature de la matrice,
- forme de l'échantillon,
- teneur probable de l'élément à doser, étendue des concentrations possibles,
- sensibilité et seuil de détection de la méthode,
- mise en solution possible,
- précision,

- durée et coût de l'analyse,
- interférences,
- connaissances et savoir-faire requis,
- appareils disponibles (coût).

## ***II Méthodes de caractérisation des matériaux biomécanique***

Il n'existe pas de techniques meilleures que d'autres, mais en fonction du besoin, l'une ou l'autre sera privilégiée. Bien sûr chaque laboratoire, selon ses spécificités ses missions, sera amené à mettre en œuvre telle ou telle technique plutôt que telle autre. Aussi il apparaît difficile de classer les techniques par ordre d'importance. Néanmoins, les contraintes économiques qui touchent tous les laboratoires de façon différente (contraintes de délais, de savoir-faire ou de coûts notamment) incitent ces derniers à utiliser principalement les techniques dites relatives.

### ***II.1 Caractérisation physico –chimique***

Globalement deux grandes voies d'analyse s'offrent aux chimistes : les méthodes de référence ou absolues et les méthodes indirectes ou *relative* [1].

Pour les premières, le résultat de la mesure permet d'accéder directement à la teneur recherchée, moyennant parfois un calcul simple. Les appareillages sont en général relativement simples à mettre en œuvre (balances, pH-mètres, potentiomètres, burette ...).

Pour les secondes, il est indispensable d'avoir recours à un étalonnage. En effet, le signal détecté ne permet pas de remonter directement à la teneur en un élément, il faut donc corréler le signal à des concentrations connues en cet élément, afin de pouvoir tracer un courbe  $\text{signal} = f(\text{concentration})$ .

#### ***II.1.1 Méthodes d'analyse relative***

##### ***A. Spectrométrie d'absorption atomique dans la flamme (SAA)***

Très répandue dans les laboratoires il y a encore une vingtaine d'années, la Spectrométrie d'Absorption Atomique (SAA) est aujourd'hui très largement devancée par la Spectrométrie d'Emission à Plasma (SEP).

En effet, la SAA est une technique d'analyse mono-élémentaire, ce qui la rend beaucoup plus lente que la SEP pour l'analyse d'un alliage. Et même si les constructeurs tendent à faire évoluer les appareillages pour les rendre multi-élémentaires, il n'est pas certain que les possibilités atteignent celles des appareils de SEP.

**Principe :**

L'énergie d'excitation d'un électron peut être d'origine thermique, cinétique ou lumineuse.

Dans le cas de la SAA, cette énergie est lumineuse. En effet, les photons pourront être absorbés par les atomes du niveau fondamental et se trouveront ainsi « projetés » sur un niveau d'énergie supérieur. Puis, rapidement, l'électron reviendra dans sa position la plus stable: c'est le retour à l'état fondamental en émettant un photon de même énergie que celle du photon qui avait été absorbé lors de l'excitation.

Dans la pratique, à partir d'une solution d'échantillon, une population d'atomes est générée dans l'atomiseur. Cette population est ensuite irradiée par un faisceau lumineux d'intensité  $I_0$  et de longueur d'onde  $\lambda_0$ . Une partie du faisceau va être absorbée pour exciter la population d'atomes, et le faisceau transmis aura pour intensité  $I$ , inférieure à  $I_0$ ; sa longueur d'onde sera inchangée.

Le logarithme du rapport  $I_0/I$  désigne l'absorbance et suit la loi de Beer-Lambert:

$$A = \log \frac{I_0}{I} = \varepsilon \cdot \ell \cdot N \quad (I.1)$$

Où  $A$  est l'absorbance,  $N$  le nombre d'atomes à l'état fondamental dans le volume de l'atomiseur,  $\varepsilon$  un coefficient spécifique et  $\ell$  la longueur du milieu absorbant. Ainsi, l'absorbance est directement proportionnelle à la concentration de l'espèce absorbante dans la solution, et elle est indépendante de l'intensité incidente.

Les propriétés chimiques et physiques des éléments à analyser ont une Influence directe sur le choix des différents paramètres de dosage. Le potentiel d'ionisation, la valence et l'oxydabilité auront des incidences sur la sensibilité de la méthode et sur les interactions, et par conséquent sur le choix de la nature de la flamme, sa composition, et sur l'emploi éventuel

des correcteurs d'interactions. Le tableau I.1 présente une classification des éléments selon leurs propriétés en SAA.

**Tableau I.1 Répartition des éléments selon leurs propriétés en SAA.**

<i>Eléments sensibles présentant peu d'interactions</i>	<i>Eléments oxydables relativement réfractaires</i>	<i>Eléments réfractaires et carburigènes</i>	<i>Eléments volatils et moyennement volatils</i>
Cu Mn Co Ni	Al Ca Mg Ti Zr Ba	W V Mo Nb Ta	Pb Bi Sn Sb Ga Zn

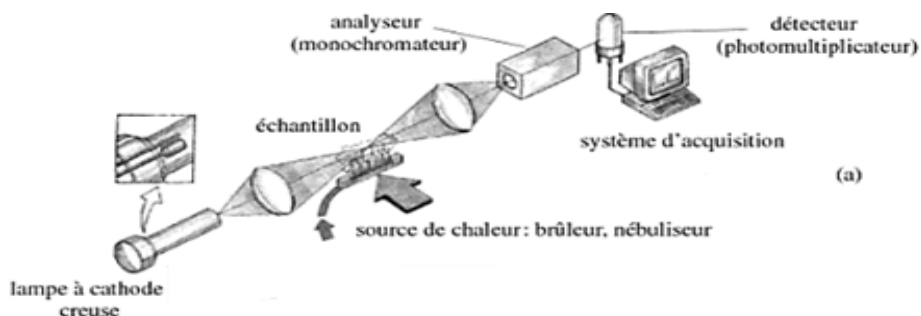
Lorsque, par exemple, une matrice métallique contient des éléments réfractaires en forte proportion, ces derniers peuvent, si les solutions ne sont pas assez acides, se déposer à l'intérieur du brûleur et conduire à des effets mémoire et d'encrassement.

Afin de supprimer ou de minimiser les interférences, il est souvent nécessaire d'avoir recours à des correcteurs ou modificateurs: sels de Na, K (à faible potentiel d'ionisation), sels de La, sels d'Al (caractère réfractaire).

### **Appareillage**

Tout instrument d'absorption atomique (figure. I.1) contient les éléments de base ci-dessous:

- source de lumière primaire (lampe à cathode creuse le plus souvent). Dont spectre de longueurs d'onde correspond à celui d'un unique élément,
- système pour moduler le rayonnement de la source,
- atomiseur: son rôle est de produire une population d'atomes à l'état fondamental. Il existe pour cela deux types d'atomiseur: la flamme et le four en graphite.





**Figure I.1** Schéma de principe d'un spectromètre d'absorption atomique: (a) schéma de principe, (b) photo l'un spectromètre d'absorption atomique (SAA, avec l'aimable autorisation de PERKIN ELMER).

L'atomiseur de la SAA flamme est lui-même composé des éléments suivants:

- capillaire d'introduction de la solution,
- nébuliseur, dont le but est de produire un aérosol solution/comburant dans lequel les gouttes sont les plus petites possibles,
- chambre de prémélange des gaz,
- brûleur: c'est dans la flamme que les molécules de l'aérosol vont, sous l'influence de la température, se dissocier en atomes, pour ensuite pouvoir passer à l'état excité;
- monochromateur, qui permet de sélectionner la longueur d'onde caractéristique de l'élément à déterminer;
- détecteur et système d'enregistrement et de traitement du signal.

La durée de l'analyse d'un échantillon est de quelques secondes. A cela, il faut ajouter les temps de mesure de l'étalonnage et de préparation des solutions.

### ***B. Spectrométrie d'absorption atomique électrothermique (SAAet)***

#### ***Principe***

La Spectrométrie d'Absorption Atomique électrothermique (SAAet) a permis, dès les années 1970, d'améliorer considérablement les limites de détection de la SAA flamme. Néanmoins, cette technique engendre de très nombreuses interférences de diverses natures, et les développements actuels sont essentiellement dirigés vers la réduction de ces interférences.

Le principe général de cette technique est bien sûr identique à celui de la SAA flamme, et globalement, seul diffère l'atomiseur.

Les étapes d'obtention de la population d'atomes sont les suivantes:

- dépose de l'échantillon sur la plate forme du tube (four graphite),
- séchage de l'échantillon,
- décomposition, minéralisation ou pyrolyse, qui permet de simplifier la matrice, d'éliminer les fumées et les vapeurs moléculaires,
- atomisation proprement dite qui assure la dissociation la plus sélective possible des atomes à doser.

L'efficacité de ces étapes dépend du programme de températures. En effet, il convient d'établir, en fonction du type d'appareil, de l'élément à doser, de la matrice dans lequel il se trouve et de sa teneur prévue, un programme de températures/temps spécifique.

### ***Appareillage***

On retrouve dans un spectromètre de SAAet les mêmes éléments que pour la SAA flamme, avec comme principales différences le système d'introduction de l'échantillon et l'atomiseur:

- Système d'introduction de l'échantillon: il s'agit d'une micropipette automatique qui permet l'injection d'un volume d'échantillon de 5 à 50µl dans de bonnes conditions de reproductibilité,
- Atomiseur : le four en graphite remplace le brûleur utilisé en mode flamme. Celui-ci est constitué d'un tube en graphite en contact électrique avec deux électrodes également en graphite: le tube va alors être chauffé par effet Joule à des températures très élevées, de 2000 à 3000°C. Ses dimensions sont de 3 cm de long et de 0,5 cm de diamètre. Il est ouvert aux deux extrémités pour permettre la circulation de gaz, ainsi qu'en son centre pour l'introduction de l'échantillon.

Les constructeurs fournissent des appareils d'absorption atomique équipés des deux types de brûleur, flamme et électrothermie, facilement interchangeables. De plus, ces appareils sont en général complètement automatisés, et grâce à un passeur d'échantillons, ils permettent d'en analyser un grand nombre successivement.

Enfin, l'analyse d'un échantillon par SAAet dure quelques minutes, auxquelles il faut ajouter le temps d'analyse de l'étalonnage.



*Figure I.2 Spectromètre d'absorption atomique (mode flamme) : A analyst 800 (PERKIN ELMER)*

### *C. Spectrométrie d'absorption moléculaire (SAM) dans le domaine du proche UV et de visible*

#### *Principe :*

La spectrophotométrie d'absorption moléculaire (SAM) est basée sur le principe suivant: un faisceau de lumière de longueur d'onde donnée, dans le proche UV ou le visible, traverse la solution à analyser, transparente mais colorée. La détermination de la fraction de lumière absorbée permet de déduire la concentration en substance absorbante de la solution. Il s'agit d'une application de la loi de Beer-Lambert :

$$\log \frac{I_0}{I} = \varepsilon \cdot \ell \cdot c \quad (I.2)$$

Avec  $\varepsilon$ , le coefficient d'extinction spécifique,  $\ell$ , la longueur du trajet optique, et  $c$ , la concentration de l'espèce absorbante.

Néanmoins, cette loi n'est valable que si la lumière incidente est monochromatique, la solution à étudier parfaitement transparente, et l'effet de la dilution négligeable.



Le préambule à l'analyse est la mise en solution de l'échantillon et la séparation de l'élément à analyser. Le milieu de préparation peut être aqueux ou organique. Pour éliminer les ions gênants, tous les outils de la chimie analytique sont utilisables: choix des réactifs, oxydoréductions, valeur du pH, formation de complexes, recours aux extractions par des solvants organiques.

Il faut également noter que pour de nombreux composés colorés, la densité optique évolue en fonction du temps. Souvent, la coloration se développe lentement à partir de l'instant où tous les réactifs sont en présence, pour se stabiliser au bout d'un temps allant de quelques minutes à une heure. Au-delà, la coloration peut se trouver dégradée, et la mesure optique n'est plus réalisable avec la fiabilité requise.

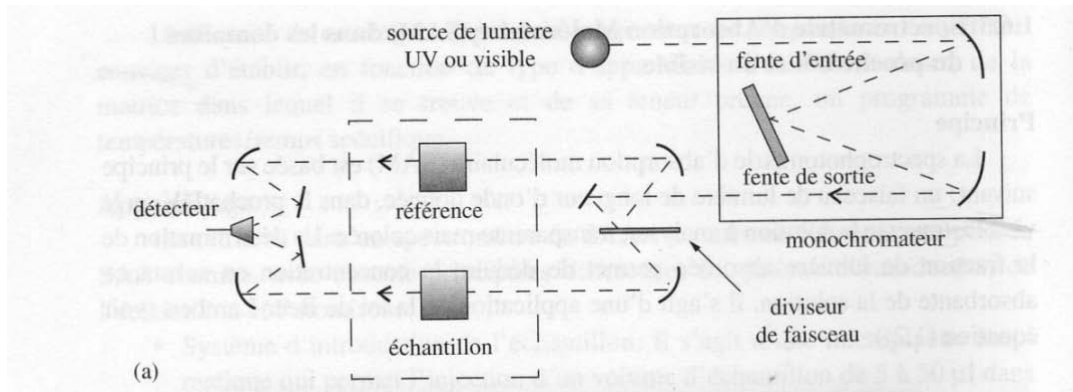
### *Appareillage*

En pratique, on détermine l'absorption relative de la lumière par la solution à analyser par rapport à celle d'une solution de référence, en général le solvant du milieu.

La figure 1.3(a) donne le schéma de principe d'un spectrophotomètre à double faisceau et la figure 1.3(b) montre la photo d'un spectromètre UV-visible.

Un spectrophotomètre se compose de quatre parties essentielles:

- *Source lumineuse:*
  - lampe au deutérium, utilisée dans le domaine de 190 à 400 nm ;
  - lampe à filament de tungstène, utilisée dans le domaine de 350 à 800 nm.
- *Monochromateur:* composé principalement d'un système dispersif, d'une fente d'entrée et d'une fente de sortie, il a pour objet de sélectionner la longueur d'onde de travail.



**Figure I.3** Spectrophotomètre à double faisceau (a) schéma de principe, (b) photo d'un spectromètre UV-visible (avec l'aimable autorisation de JASCO France SARL).

- **Cuves** : contiennent la solution de référence et la solution à analyser. Ces cuves doivent être parallélépipédiques et parfaitement transparentes aux radiations. Pour travailler dans l'UV et le visible, les cuves sont en quartz. Leur épaisseur caractérise la longueur du trajet ( $\ell$ ).
- **Détecteur** : se compose de deux éléments : les photodiodes (semiconducteurs) et le photomultiplicateur qui amplifie l'intensité du faisceau émergent.

Le temps de lecture de l'absorbance d'un échantillon est immédiat, dès lors que celui-ci est prêt. La mise en solution et la mise en œuvre des réactions permettant le développement de la coloration peuvent en revanche être relativement longues, jusqu'à plusieurs heures.

## D. Fluorescence X

### Principe :

L'absorption de l'énergie d'un photon X entraîne l'expulsion d'un électron de la couche K interne de l'atome. La vacance électronique de la couche K est alors comblée par un électron de la couche L, avec émission d'un photon X de fluorescence. Cet effet est à la base de la technique d'analyse par fluorescence X. Parfois, le photon X de fluorescence permet l'extraction d'un deuxième électron de la couche L, c'est *l'effet Auger*, qui peut être à l'origine d'extractions électroniques en cascade dans l'atome. L'effet Auger, pour les éléments légers principalement, est en concurrence notable avec le phénomène de fluorescence.

### Appareillage

Il existe deux types de spectromètres: à dispersion d'énergie et à dispersion de longueur d'onde. Les premiers, de faible capacité résolutive par rapport aux seconds, sont utilisés comme «appareils de terrain». En métallurgie, les seconds sont majoritairement utilisés. C'est ce second type d'appareillage que nous détaillerons ici.

Les rayons X émis par un tube irradient l'échantillon. Les rayons de fluorescence réémis perpendiculairement au faisceau primaire sont col limâtes pour donner un faisceau parallèle qui sera diffracté par un cristal analyseur selon la loi de Bragg :

$$n \cdot \lambda = 2d \cdot \sin \theta \quad (I.3)$$

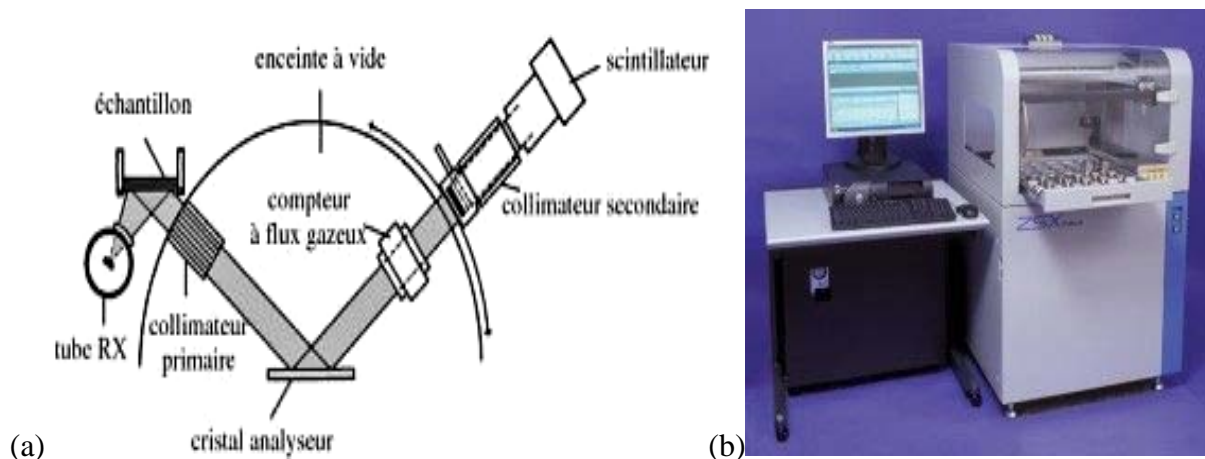
Avec  $n$ , l'ordre de diffraction,  $\lambda$ , la longueur d'onde du rayonnement de fluorescence,  $d$ , la distance interréticulaire des plans cristallins assurant la diffraction,  $\theta$  l'angle de diffraction.

Habituellement, ce sont les raies issues du premier ordre qui sont utilisées ( $n = 1$ ), car plus intenses. Le mouvement des compteurs est couplé avec celui du cristal analyseur de telle sorte que la rotation d'un angle  $\theta$  du cristal entraîne un déplacement de  $2\theta$  des compteurs, permettant ainsi la mesure en un point quelconque du spectre

Comme le montre la figure I.6représentant le schéma de principe d'un spectromètre de fluorescence X, celui-ci est constitué des éléments suivants:

- Source de rayons X: tube à rayons X de grande puissance (4 kW), refroidi sous courant d'eau.
- Porte-échantillon : automatisé Ou non, il offre une surface utile allant de quelques millimètres carrés à quelques centimètres carrés.
- Système dispersif à cristal: il est en général plan, voire légèrement courbe. Sa nature peut être ajustée en fonction du type de matrice à analyser. Un des plus couramment utilisés est le fluorure de lithium.
- Détecteur: le détecteur est, selon l'énergie du rayonnement, un compteur proportionnel ou un scintillateur, permettant de traduire l'intensité de la raie en nombre de coups par seconde.

Lors du traitement des données, il faut tenir compte des effets de matrice (l'effet de chaque élément  $j$  sur un élément  $i$ ), des effets d'absorption du rayonnement de fluorescence par l'échantillon, et des effets de fluorescence secondaire. Pour cela, des «coefficients d'influence» sont indispensables. Ils sont déterminés à partir de résultats obtenus sur des étalons et calculés par itérations.



**Figure. 1.4** (a) Schéma de principe d'un spectromètre de fluorescence X; (b) appareil de fluorescence X par Dispersion de longueurs d'ondes RIGAKU modèle ZSX Primus 1 (avec l'aimable autorisation d'Elexiencie, représentant exclusif de Rigaku en France).

### **II.1.2 Caractérisations des structures**

L'observation permet de caractériser la microstructure, c'est-à-dire d'analyser sur une image grossie de 20 à 1500 fois les phases présentes en précisant leurs nature, forme et dimension, proportion et imbrication mutuelles ainsi que le degré de perfection des phases

cristallisées. En réalité, on ne met en évidence que les parties qui paraissent homogènes à l'échelle de la microscopie optique : les *constituants micrographiques* [1].

Le microscope optique ne permet de voir que des formes, des dimensions et une répartition spatiale quasi planes. Néanmoins la microscopie expérimenté et compétent en matériaux suggère souvent une identification des diverses phases. Fondée sur un faisceau de présomptions concordantes issu de la connaissance :

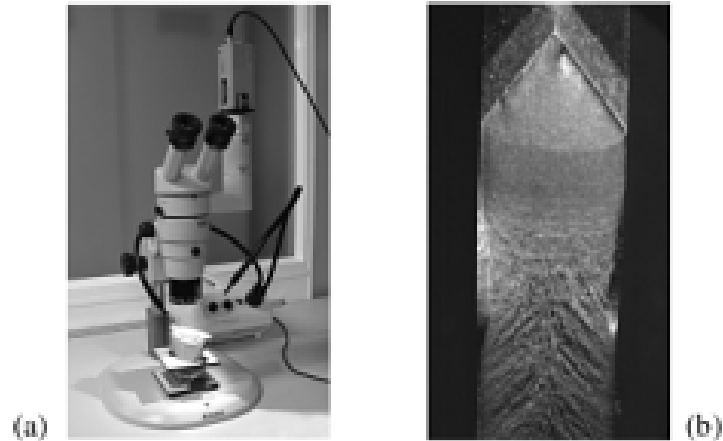
- De la *physico-chimie du matériau* qui l'incite à limiter la nature des phases possibles à un nombre assez réduit de quelques familles.
- Des *propriétés optique spécifiques* de ces phases (pouvoir réflecteur, couleur, propriétés en lumière polarisée) qui permettent d'en distinguer certaines.
- De *l'effet de l'attaque* sur les phases présumées, qui permet de les distinguer.

Une observation en lumière polarisée, en particulier des céramiques et polymères, une attaque sélective plus spécifique et une microdureté locale complètent les présomptions. Ces connaissances fondées sur les études accumulées pour les matériaux usuels, restent parfois à compléter pour des matériaux et l'identification complète passe par de nombreuses méthodes.

### **A. Macroscopie**

L'œil apprécie de grandes variations d'amplitude et de nombreuses nuances de couleur; son pouvoir séparateur est d'environ 0,1 à 0,2 mm et sa profondeur de champ de quelques centimètres à l'infini. Nos deux yeux, qui observent le même objet sous deux angles d'axes séparés d'environ 6 degrés, nous permettent d'apprécier le relief dans ses trois dimensions.

Le *stéréomicroscope*, loupe stéréoscopique (appelée à tort loupe «binoculaire»), est un microscope droit de faible puissance qui comporte deux optiques objectif-oculaire indépendantes (figure. I.5). Il permet d'observer la surface de l'objet sous deux angles différents jusqu'à un grossissement d'environ 50. Tant que la profondeur de champ le permet, l'image virtuelle offre à l'observateur la vision du relief en trois dimensions. Le stéréomicroscope est ainsi très utile pour l'observation des cassures. Le contraste est alors très sensible à la qualité et à l'incidence de l'éclairage.



**Figure I.5** Stéréomicroscope (cliché Nikon) (a) et vue ( $G = 2$ ) des diverses zones de la cassure d'une éprouvette de mesure du facteur critique d'intensité de contrainte  $K_{Ic}$  (b).

## **B. Microscope optique**

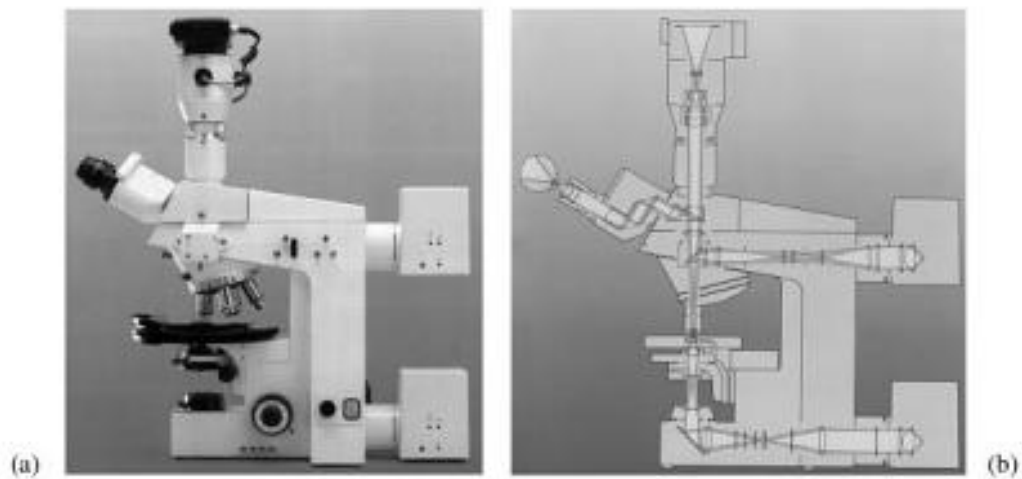
### **Description :**

Les figures I.6 et I.7 représentent deux types de microscope optique pour l'observation des matériaux : un *épimicroscope* (de type inversé, le plus courant pour le métallographe) pour l'observation par réflexion et un *microscope droit universel* pour l'observation par transmission ou par réflexion.

Fondamentalement, un microscope optique comprend un *statif* rigide sur le quel sont fixés les autres éléments, un ou deux *illuminateurs*, une batterie *d'objectifs*, une *d'oculaires*, une *de projectifs*, une *platine porte-objet* et des dispositifs de prise de vues et de projection. On y adjoint souvent des systèmes spécifiques pour observer en lumière polarisée, en contraste de phase et en contraste interférentiel différentiel. L'ensemble est disposé par exemple suivant le schéma figure I.7.



*Figure I.6 Un épimicroscope optique inversé (cliché Nikon).*



*Figure I.7 Vues d'un microscope universel (a) et du trajet optique (b) (cliché Zeiss).*

Le statif très rigide supporte l'illuminateur, le porte-objet et l'ensemble objectif-oculaire ou *tube optique*. Le platine porte-objet permet de placer la surface observable dans un plan perpendiculaire au faisceau lumineux. Elle comporte un système de translateurs horizontaux et souvent de rotation (en particulier pour l'observation en lumière polarisée). Un système de déplacement parallèle à l'axe optique, l'un grossier et l'autre micrométrique, soit du tube optique (microscope droit), soit du platine porte-objet (microscope inversé) permet la mise au point. Dans le microscope droit, la platine supporte l'échantillon qui est placé sous le tube optique (figure I.7). Dans l'épimicroscope inversé, la surface observée est plaquée sur le platine porte-objet et se trouve automatiquement perpendiculaire à l'axe optique

### ***Illuminateur***

On utilise comme *source lumineuse* divers types de lampes différant par leur brillance, leur spectre d'émission (continu ou discontinu), leur longévité et leur prix. Les plus courantes sont les lampes halogènes à filament de tungstène pour leur grande brillance et leur faible prix. Suivant le cas, on place *divers filtres*:

- filtres *neutres* qui réduisent uniformément le flux lumineux visible, mais protègent l'œil en absorbant les ultraviolets et l'optique en absorbant des infrarouges;
- filtres *sélectifs colorés* qui absorbent une part du spectre visible et améliorent le contraste et le pouvoir séparateur de certaines images;
- filtres *polariseurs*, formés d'une fine lame dichroïque à l'aspect sombre, qui ne laissent passer que les rayons polarisés linéairement suivant une direction privilégiée.

Géométriquement, suivant le principe de l'éclairage de Köhler, la source se trouve sur l'axe optique à la distance appropriée pour former à travers les lentilles condenseur un pinceau homogène quasi parallèle à l'axe optique. L'illuminateur comprend en outre deux diaphragmes réglables:

- un *diaphragme de champ* à iris, que l'on ferme suivant le grandissement pour ne conserver que les rayons proches de l'axe optique utiles au champ observé,
- un *diaphragme d'ouverture*, que l'on règle pour optimiser le compromis entre brillance et contraste (le réduire augmente le contraste mais diminue la brillance).



***Figure I.8*** Microscope optique équipé de caméra, moniteur et dispositif d'enregistrement numérique d'image (cliché Zeiss).



### *Prise de vue et micrographie*

- *Dispositifs photographiques:* aux traditionnelles plaques photographiques négatives se sont adjoints des dispositifs de plans-films, de chambres photographiques 24 x 36 et/ou de développement instantané placés en parallèle à la prise de vue manuelle ou automatique. Pour conserver la qualité de l'image formée en résolution et en contraste, il importe d'accorder source lumineuse, qualité optique des lentilles et spécificité spectrale des émulsions photographiques utilisées.
- *Dispositifs de reproduction d'écran:* il est désormais courant de réaliser une reproduction de l'image, analogique ou numérique, formée à partir d'une caméra et observée sur un écran. Suivant le degré de qualité et de coût, l'image est imprimée sur papier par impression thermique, laser ou jet d'encre.
- *Numérisation des images et stockage informatisé:* il devient fréquent de relier le microscope à un système de numérisation et de stockage d'images. Le plus souvent, on emploie pour la prise de vue une caméra constituée d'un grand nombre de microcellules photoélectriques (caméra à « transfert décharge » désignée par l'acronyme anglais *CCD: Charged Coupled Deviee*). Chaque cellule correspond à un *pixel* codé numériquement en position, en luminance (niveau d'intensité de la lumière) et en chrominance (nature de la couleur codifiée généralement à partir des trois couleurs fondamentales). Pour obtenir une image suffisamment fidèle au grandissement visé, il importe d'employer un nombre suffisant de pixels, de niveaux de gris ou de couleurs. L'image matricielle, parfois vectorielle, numérisée devient stockable par les dispositifs informatisés sous sa forme initiale ou sous une forme compressée aussi peu dégradée que possible, par exemple en format *TIFF (Tagged Image Filed Format)* ou *GIF (Graphies Interchange Format)*. Elle devient réutilisable sous de nombreuses formes et se prête au traitement pour des analyses quantitatives judicieuses décrites au chapitre suivant.

### *Autres accessoires*

Pour procéder tout en observant à d'autres mesures ou sollicitations, on adjoint au microscope divers dispositifs: microduromètre pour les mesures de dureté phase par phase ou des filiations à petite échelle, chambre d'observation en température (platine chauffante), cellules d'études *in situ*.

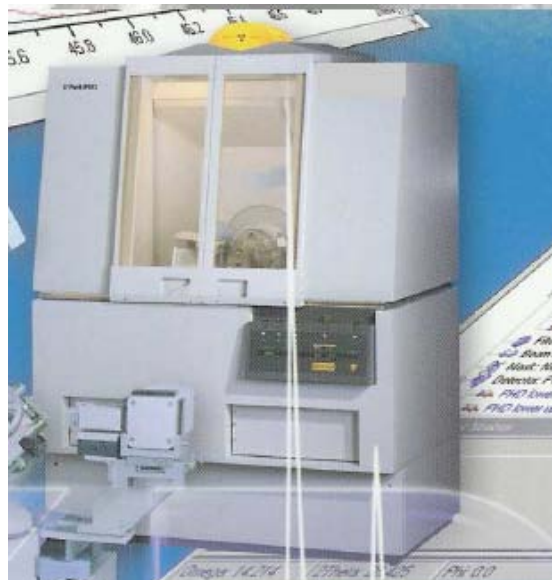
### ***C. Diffraction des rayons X (DRX)***

#### ***Principe :***

La technique de diffraction des rayons X permet de connaître l'état de cristallisation du dépôt et d'identifier les phases cristallisées présentes dans un échantillon.

#### ***Appareillage***

Les diffractogrammes ont été enregistrés sur un diffractomètre équipé d'un monochromateur en graphite, placé entre l'échantillon et le détecteur (montage arrière). L'échantillon plan est immobilisé en position horizontale sur un porte échantillon. Ce diffractomètre offre deux configurations d'enregistrement :



***Figure I.9 Etude structurale des matériaux par Diffraction des rayons X***

- *thêta/thêta* ( $\theta$ - $\theta$ ) : les bras de la source et du détecteur se déplacent l'un vers l'autre, en tournant du même angle par rapport à la surface de l'échantillon. Cette configuration est utilisée pour des dépôts suffisamment épais pour que la pénétration dans le substrat ne soit pas gênante. Elle permet de repérer l'éventuelle orientation préférentielle d'une famille de plans réticulaires parallèlement à la surface du dépôt et d'analyser quantitativement un mélange de phases s'il n'est pas texturé.

- *incidence rasante* : le faisceau incident reste fixe en faisant un angle très petit (de quelques dixièmes de degrés à quelques degrés) avec la surface de l'échantillon. Seul le détecteur se déplace pour balayer angulairement les cônes de diffraction. Cette configuration est utilisée pour des films peu épais, car elle permet au faisceau incident de parcourir un chemin important dans le dépôt et de minimiser sa pénétration dans le substrat.

La source de rayons X est une anticathode de cuivre ( $\lambda_{CuK\alpha} = 1,5418 \text{ \AA}$ ). La divergence du faisceau est limitée à  $0,4^\circ$ . Les diffractogrammes ont été enregistrés entre  $10^\circ$  et  $50^\circ$  (voire  $90^\circ$  dans certains cas) en  $\theta$ , en utilisant une incidence  $\Omega = 2^\circ$  pour les montages en incidence rasante. Les diagrammes expérimentaux ont été traités par le logiciel ANALYZE.

#### ***D. Microscopie électronique à balayage (MEB)***

##### ***Principe :***

La microscopie électronique à balayage (MEB) permet de réaliser des observations morphologiques, de distinguer détails de l'ordre du centième à nanomètre, grâce à la profondeur de champ. Les images qui résultent ont une qualité de définition tridimensionnelle. Sous l'impact du faisceau d'électrons, il y a rétro diffusion d'électrons du faisceau incident, émission d'électrons secondaires de faible énergie, provenant de l'ionisation des atomes de l'échantillon, et émission d'électrons Auger et de rayons X caractéristiques des éléments présents dans l'échantillon.

Le détecteur du MEB récupère un mélange en proportion variable d'électrons secondaires et d'électrons rétro diffusés, proportion dépendant de l'énergie primaire, de la distance échantillon-objectif, de l'angle d'incidence du faisceau primaire et du matériau observé. Les électrons secondaires permettent de distinguer les détails de la topographie de surface de l'échantillon. Les électrons rétro diffusés permettent d'en observer le contraste chimique.

##### ***Appareillage***

L'appareil utilisé est un microscope électronique à balayage. Les observations ont porté sur la surface des dépôts et sur des coupes transverses. Ces coupes, faciles à réaliser sur

les dépôts sur plaquette de silicium, permettent de mesurer l'épaisseur des dépôts et d'observer leur morphologie de croissance.



*Figure I.10 Microscope électronique à balayage JEOL JSM-6340F*

### ***II.1.3 Densimétrie***

Il existe plusieurs méthodes pour déterminer la masse volumique d'un corps (qui est le rapport entre la masse totale de la matière considérée et son volume la masse volumique et exprimer dans le système international (SI) en Kilogramme par mètre cube ( $\text{Kg/m}^3$ )) et de la densité d'un corps solide (qui est le rapport de sa masse volumique à celle de l'eau à  $4^\circ\text{C}$ . donc un nombre sans dimension).le choix dépend généralement de leurs caractéristique relativement au type d'échantillon considéré [1].

#### ***A. Les méthodes basées sur la masse et le volume***

La méthode la plus simple et la plus rapide dans ces méthodes .Elle ne tient compte ni de la porosité ouverte ni de la porosité fermée. De plus, elle est limitée aux géométries simples. Sa précision dépend de l'exactitude de la balance utilisée et de l'appareil de mesure des dimensions [1].

### ***B. Les méthodes de mesure basées sur la poussée***

Le concept de fonctionnement de ces méthodes est fondé sur le principe d'Archimède : « Tout volume immergé dans un liquide subit une poussée verticale ascendante égale au poids du volume de liquide déplacé » [1].

Il existe des densimètres électroniques plus simples et plus précis leur principe est de donner la température d'eau puis pesé l'échantillon dans l'air puis dans l'eau et la densité sa fiche automatiquement à l'écran.



***Figure I.11 Densimètre électronique liquide à haute précision GP-300G***

#### ***II.1.4 Caractérisation mécanique***

Introduction les essais pratiqués pour apprécier les propriétés mécaniques peuvent se diviser en deux grands groupes [2] :

Essais relativement peu liés au temps :

- L'essai de traction, flexion, cisaillement et torsion.
- L'essai de dureté.
- L'essai de résilience, ténacité.

Essais fondamentalement liés au temps :

- L'essai de fatigue.
- L'essai de fluage.

## A. Essai de dureté

La dureté d'un matériau définit la résistance qu'oppose une surface de l'échantillon à la pénétration d'un corps plus dur, par exemple la bille ou la pointe d'un duromètre. À la différence des minéraux dont la dureté est caractérisée par rayage, on utilise généralement des essais de rebondissement ou de pénétration pour caractériser la dureté des métaux, des matières plastiques et des élastomères. Ces essais ont l'avantage d'être plus simples à réaliser et de donner des résultats reproductibles. Il existe une grande variété d'essais de dureté possibles, ils sont très utilisés en contrôle qualité pour comparer ou estimer la résistance ou la rigidité des matériaux [3].

- **Dureté Brinell (HB)** ; pour les matériaux mous ;
- **Dureté Rockwell (HR)**, qui a l'échelle la plus large ;
- **Dureté Vickers (HV)**, qui a l'échelle la plus large ;
- **Dureté Knoop (HK)**, pour des mesures de petite surface ;
- **Dureté Janka**, pour le bois ;
- **Dureté Shore**, surtout pour les polymères ;
- **Dureté Barcol**, surtout pour les matériaux composites.



Figure I.12 Machine pour essai de dureté

### A.1 Essai de dureté Rockwell

#### Principe :

L'essai de dureté **ROCKWELL** consiste à imprimer, en deux temps, dans la couche superficielle de la pièce à essayer, un pénétrateur qui peut être un cône ou une bille et mesurer l'accroissement rémanent de la profondeur de pénétration. Cet essai permet une lecture directe mais ne convient pas aux pièces moulées ou à gros grains. Il existe plusieurs essais de dureté **ROCKWELL**, les plus courants sont l'essai **ROCKWELL HRC** et l'essai **ROCKWELL HRB**:

L'essai *ROCKWELL HRC* se réalise avec un cône de diamant d'angle de 120° et un arrondi de 0,2mm. La charge à appliquer est de 1373N.

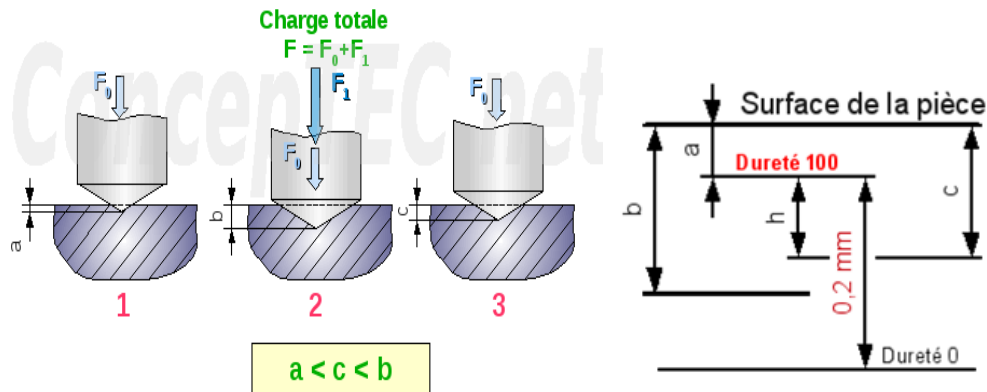


Figure I.13 Principe de l'essai Rockwell avec cône

$$\text{HRC} = 100 - (c - a) / (0,002) \quad (\text{I.4})$$

L'essai *ROCKWELL HRB* se réalise avec une bille en acier trempé. La charge appliquée est de 883 N. La bille à un diamètre de 1,5875 mm.

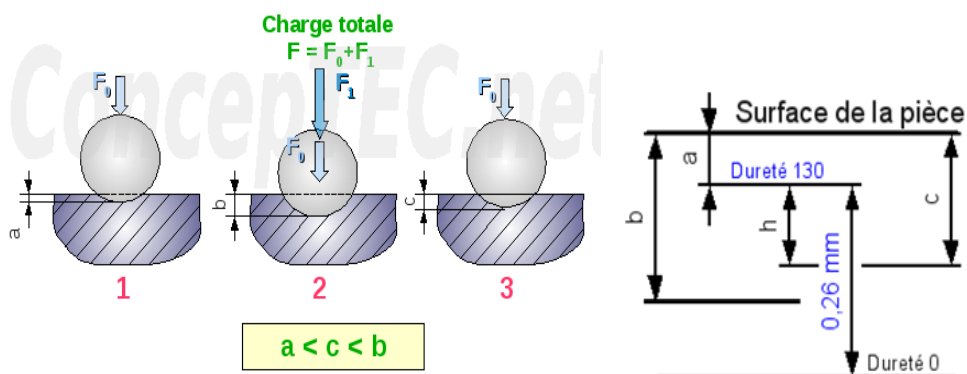


Figure I.14 Principe de l'essai Rockwell avec bille

$$\text{HRB} = 130 - (c - a) / (0,002) \quad (\text{I.5})$$

L'essai de dureté *ROCKWELL* superficielle se réalise avec un cône de diamant ou une bille.

$$\text{HR (N,T,W)} = 100 - (c - a) / (0,001) \quad (\text{I.6})$$

## B. L'essai de fatigue.

La fatigue est un endommagement structural, progressif et localisé qui se produit quand un matériau est sollicité cycliquement à des niveaux de contrainte inférieurs voire bien inférieurs à sa contrainte à rupture quasistatique. La Figure I.15 présente un faciès type de rupture en fatigue où l'on peut distinguer la zone d'initiation de la fissure, la zone de propagation en fatigue (zone lisse) et la rupture finale catastrophique (zone à grain cristallin ou à nerf).



**Figure I.15:** Fracture d'un tirant (à droite) au niveau de la Flèche par une fissure de fatigue ayant amené la rupture fragile, caractérisée par l'aspect de chevrons (à gauche) (tiré de [4]).

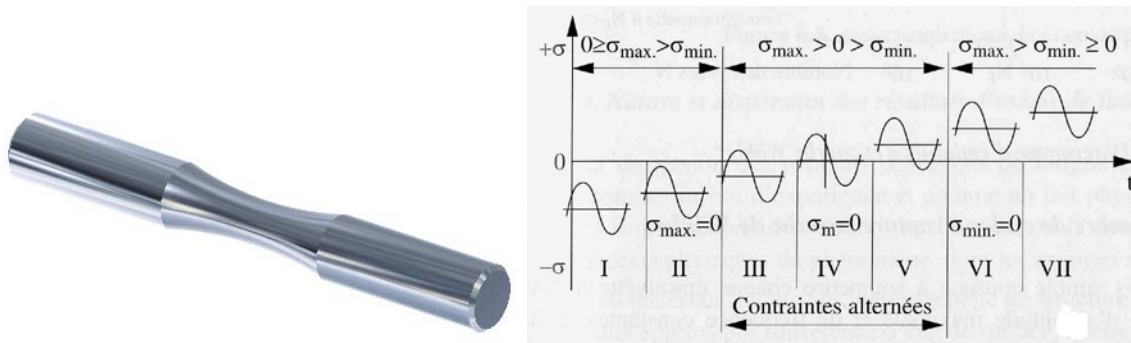
Les essais de fatigue caractérisent la capacité d'un matériau à résister à une sollicitation cyclique. Si le nombre de cycles est petit, on parlera de fatigue oligocyclique. Il existe plusieurs modes de sollicitations possibles : flexion, efforts axiaux (traction et/ou compression) et torsion, et des modes combinés, statiques et dynamiques (torsion / flexion, tension / torsion, etc.).

### B.1 Eprouvettes et essais

Les éprouvettes peuvent être de géométries variées, en fonction de ce que l'on cherche à caractériser. Classiquement, elles peuvent être à section circulaire ou parallélépipédique, et d'épaisseur constante ou variable. Les plus générales sont les éprouvettes toroïdales, à section circulaire variable, comme celle présentée sur l'image de gauche de la figure I.16. Enfin, les éprouvettes peuvent être lisses ou entaillées. L'état de surface doit être particulièrement soigné et répétitif, et l'usinage ne doit pas introduire de contraintes résiduelles importantes. L'étalonnage dynamique des dispositifs de fatigue est crucial, les efforts indiqués en essai quasi-statique ou dynamique pouvant différer sensiblement pour une même indication du



dynamomètre. La coaxialité des têtes d'amarrage est également un paramètre essentiel pour obtenir une répartition homogène des contraintes dans les éprouvettes. Il est possible d'effectuer différents types de sollicitations cycliques, par exemple en alternant uniquement de la traction, ou uniquement de la compression, ou bien encore en faisant intervenir de la traction et de la compression, comme le présente l'image de droite de la figure I.16. En outre,



**Figure I.16:** Image de gauche : éprouvette toroïdale de fatigue. Comme on peut le voir, la surface de l'éprouvette est parfaitement polie pour retarder au maximum la rupture par fatigue, celle-ci s'initiant la plupart du temps en surface (cf. [5]). Image de droite : Différents types de sollicitations appliquées en fatigue : I) contrainte ondulée de compression II) contrainte répétée de compression III) contrainte alternée dissymétrique IV) contrainte purement alternée V) contrainte alternée dissymétrique VI) contrainte répétée de traction VII) contrainte ondulée de traction (tiré de [6])

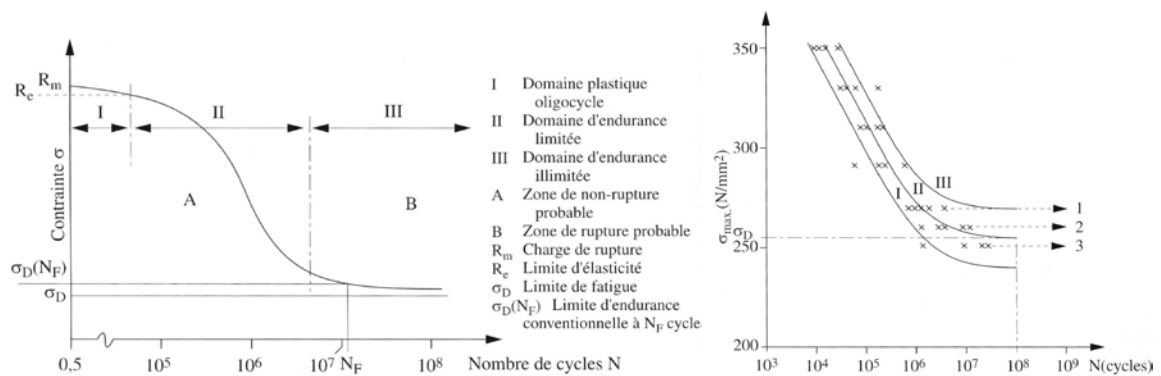
Comme cela a déjà été signalé, ces modes de sollicitations peuvent être combinés avec de la torsion ou de la flexion.

## B.2 Résultats

### A- Courbe de Wöhler

Les essais de fatigue permettent de déterminer le nombre de cycles à rupture pour une sollicitation donnée. Ces résultats sont présentés sous la forme d'une courbe semi-logarithmique dite de Wöhler (ou courbe SN, pour Stress et Number of cycles to failure, en anglais). Une courbe type est présentée figure I.17 (courbe de gauche). On y distingue les zones de :

- Fatigue oligocyclique : sous une forte contrainte, la rupture intervient après un très petit nombre de cycles et succède à une forte déformation plastique.
- Zone d'endurance limitée ou de fatigue : la rupture est atteinte après un nombre limité de cycles, nombre qui croît lorsque la contrainte diminue.
- Zone d'endurance illimitée ou de sécurité : sous faible contrainte, la rupture intervient après un nombre très grand de cycles, d'une durée supérieure à la durée de vie de la pièce.



**Figure I.17:** Courbe de gauche : schéma idéal d'une courbe de Wöhler, courbe de droite : dispersion des résultats des mesures de fatigue (tirées de [6]).

### B- Dispersion des résultats

Les essais de fatigue présentent une dispersion importante (Figure I.17, courbe de droite), c'est-à-dire qu'il y a rupture, pour un même niveau de charge, à un nombre de cycles variable selon les éprouvettes, en raison :

- Du matériau (inclusions, hétérogénéités de structure...)
- Des éprouvettes (état de surface variable, tolérance dimensionnelles...)
- Des conditions d'essai (centrage des éprouvettes, fréquence des cycles, effets d'environnement...)

Ainsi, pour un nombre de cycles fixé, on peut déterminer la probabilité de rupture en fonction de la contrainte. Ces courbes sont généralement des sigmoïdes normales. Dans ces conditions, l'analyse de statistique de la fatigue permet d'estimer les paramètres de la courbe

de réponse :  $\mu$ , amplitude de la contrainte pour laquelle la probabilité de rupture est de 0,5 et  $s$  l'écart-type de la dispersion en contrainte. En déterminant ces courbes pour un nombre de cycles variables, il est possible de définir la courbe d'équiprobabilité de rupture en fonction du nombre de cycles. En général, chaque courbe d'équiprobabilité de rupture possède une asymptote. En particulier, la courbe d'équiprobabilité 0,5 tend vers la limite d'endurance  $\sigma_D$ . Cette limite est inaccessible en pratique et on la remplace par une limite d'endurance conventionnelle pour un nombre de cycles donnés ( $10^7$ ,  $10^8$ ...). A cette valeur est associé un écart type  $s$  de la zone d'endurance, écart-type de la courbe de réponse en contrainte. En pratique, il est possible d'estimer la limite à rupture à partir d'un essai de traction, grâce à des relations telles que :  $0,4Rm \leq \sigma_{D8} \leq 0,5Rm$  pour des alliages d'aluminium corroyés,  $\sigma_{D8}$  correspondant à la limite à  $10^8$  cycles. Il existe différentes méthodes statistiques pour déterminer  $\sigma_D$  par des séries d'essais de fatigue : La méthode des probits, la méthode de l'escalier ou la méthode d'itération ( [6] pour plus de détails). Ces techniques sont nécessaires pour gagner du temps, un seul essai pouvant durer jusqu'à plusieurs mois, lorsque le matériau ne casse pas avant  $10^7$  voire  $10^8$  cycles, en fonction, bien sûr, de la fréquence de sollicitation.

### ***Conclusion***

Ce chapitre a été consacré à une recherche bibliographique sur les différentes méthodes de caractérisation des matériaux. La diversité et la très haute complexité des biomatériaux ont accru la nécessité de concevoir de nouvelles techniques de caractérisation telle que la caractérisation biologique.

Dans notre étude nous sommes limités par disponibilités de matériel au niveau de notre laboratoire aux caractérisations physico-chimiques.

## **Bibliographie**

- [1] *Suzanne Degallaix et Bernhard Ilschner « CARACTERISATION EXPERIMENTALE DES MATERIAUX propriétés physique, thermique et mécanique » Traité des matériaux Tome 2.*
- [2] *B.JACQUOT Propriété mécanique des Biomatériaux utilisés en odontologie Société francophone de biomatériaux dentaire date de création de document 2009-2010.*
- [3] *COURS TECHNOLOGIE : Essai de dureté - Brinell - Vickers -Rockwell Par Rocardierle 29/11/2010.*
- [4] *R. Cazaud, G. Pomey, P. Rabbe, and C. Janssen. La fatigue des métaux. Dunod, 1969.*
- [5] *D. Francois, A. Pineau, and A. Zaoui. Comportement Mécanique des Matériaux. Hermès, 1995.*
- [6] *Dominique Francois et coll. Essais mécaniques et lois de comportement. Hermès science, 2001).*

# **Chapitre II**

## **Choix des biomatériaux dédiés à l'implantologie**

## ***I Généralités***

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]. Elle est à la thérapeutique chirurgicale ce que la pharmacologie est à la thérapeutique médicale. Le développement de biomatériaux et biomatériels 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 : cliniciens, physiciens, mécaniciens, chimistes, biologistes, industriels, juristes, économistes... 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 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.

## ***III Caractéristique d'un biomatériau***

### ***III.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 de

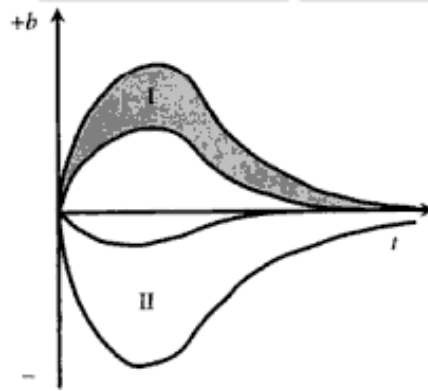
matériaux de composites, il n'y ait ni inhomogénéités, ni contraintes aux interfaces (orientation des fibres, rapport entre les fibres).

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.

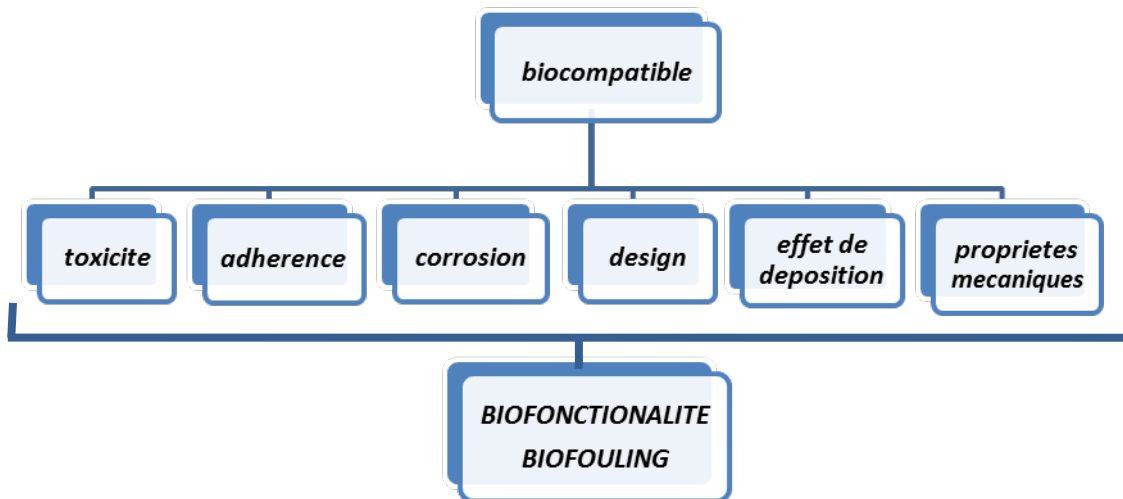
Ces considérations ne tiennent pas compte du fait que l'on ne peut pas dissocier les propriétés des surfaces et celles des interfaces du matériau. L'énergie de surface est une grandeur qui illustre bien la complexité d'un matériau. Si on met cette valeur en relation avec la réaction du système biologique, 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) ;  $H$  = 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 biolilm, 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).



### **III.2 Hémostabilité**

L' *hémostabilité*, 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.

### **III.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 résistants 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.

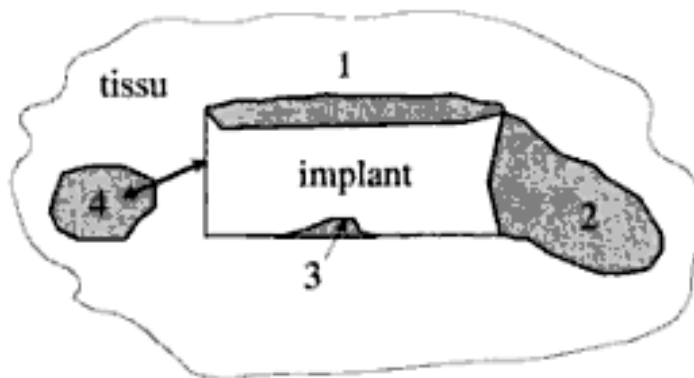
Les procédés chirurgicaux récents comportent un certain nombre d'exigences liées aux matériaux et aux appareils qui doivent être adaptés aux techniques et à l'environnement chirurgical. Par exemple, on peut citer des fils qui se résorbent pour des sutures internes ou des polymères injectables qui durcissent 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, tels 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.

### IV Les 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.

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 tissus 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 États-Unis sont pourvues et qui, après identification de la substance cancérigène 2-toluène-diamine, ont entraîné des conséquences économiques désastreuses pour les producteurs [5].

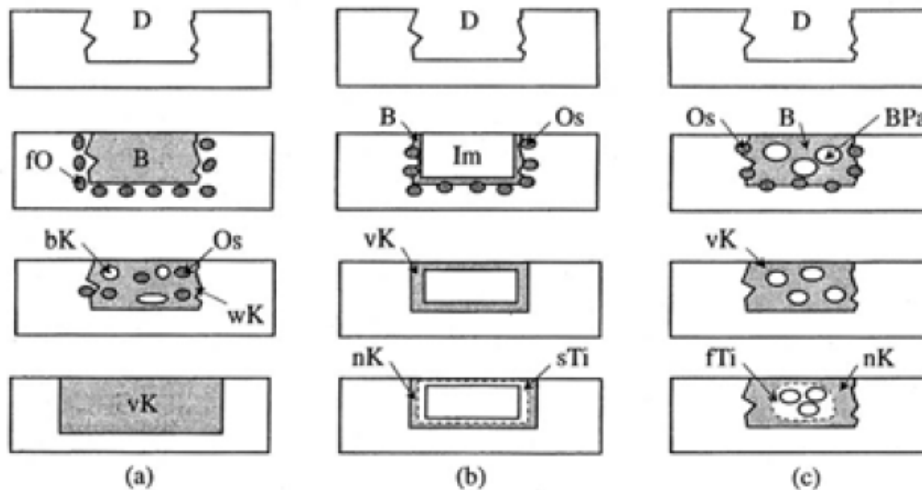
Le développement de biomatériaux est extrêmement complexe. La biocompatibilité dépend toujours de l'utilisation prévue du matériau ainsi que des tests auxquels il est soumis. Les termes dérivés de la biocompatibilité, soit bioinerte, bioactif et bioincompatible, ont déjà été définis. Ainsi, un implant 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.

### ***V 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 sur face 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 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 limitant ont pour origine les interactions entre les matériaux implantés et les tissus biologiques environnants. C'est pourquoi le chapitre suivant propose une brève présentation de l'adhésion cellulaire.

## ***VI 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 fautive, 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.

### ***VI.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  $Fe_3C$  etc. 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.

### ***VI.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.

#### ***1- 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  $Cr_2O_3$ .

**2- 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. 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.1 Principaux alliages métalliques et leurs utilisations (d'après [11]).**

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

**Tableau II.2 Quelques caractéristiques techniques de métaux et alliages utilisés pour la réalisation d'implants chirurgicaux (d'après [12] et Ashby et Jones, 1991).**

<i>Matériau</i>	<i>Analyse élémentaire (%)</i>	<i>Module d'élasticité (GPa)</i>	<i>Limite de résistance à la traction (MPa)</i>	<i>Ductilité en traction (%)</i>	<i>Surface</i>
Titane (Ti)	99*Ti	97-116	240-550	>15	Oxyde de Ti
Titan –aluminum vanadium (Ti-AI-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  $\gamma$  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  $\alpha$  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  $\alpha$ ) 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  $\gamma$ . 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. 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 inclusionnaire 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 Caractéristique mécanique de différents aciers 316L [13].**

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

### **3- Aciers inoxydables avancés**

#### **Acier 22-13-5**

L'acier inoxydable 22-13-5 contient plus de chrome, manganèse, azote et moins de nickel que le 316L.

#### **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.

#### **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].

#### **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). Le tableau II.6 indique la composition chimique d'aciers inoxydables biomédicaux.

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.

#### **4- 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.

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

<b><i>Ti Cp selon normes DIN 17 850</i></b>	<b><i>Oxygène %</i></b>	<b><i>Fer %</i></b>	<b><i>Résistance à la traction (MPa)</i></b>
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

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'écrouissage à froid peut encore améliorer à 800 MPa (qualité utilisée pour les implants dentaires). 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 (d'après [16]).**

<i>Elément</i>	<i>Composition (%)</i>	
	<i>Ti-6Al-4V (garde ELI)</i>	<i>Ti-6Al-4V (garde standard)</i>
N <sub>2</sub>	<0.05	<0.05
C	<0.08	<0.10
H <sub>2</sub>	<0.0125	<0.015
Fe	<0.25	0.30
O <sub>2</sub>	<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  $\alpha$  qui est stable à haute température et une phase (martensitique) qui apparaît à température plus faible. L'addition d'aluminium tend à stabiliser la phase  $\alpha$ , tandis que le vanadium stabilise la phase  $\beta$ ; 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).**

<i>Matériau</i>	<i>Ti type 4</i>	<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>Ti-5Al-2.5Fe</i>	<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>Ti-6Al-7Nb</i>	<i>Ti-5Al-2.5Fe</i>
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	-
$\sigma_{uts}$ (MPa)	550-575	900	965	*	900-1000	965
Elongation (% minimal)	15	8	16	*	10-12	13

*AN : recuit ; HF : forgé ; \* : spécifié par le fabricant ;  $\sigma_{uts}$ : 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 2 jours est d'environ 1,7 nm et, après 40 jours, de l'ordre de 3,5 nm, et pouvant atteindre 200 nm après 6 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 ( $\text{TiO}_2$  ou rutile), mais consiste en plusieurs oxydes :  $\text{TiO}$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{Ti}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Ti}_3\text{O}_4$ . 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  $\mu\text{m}$  de l'oxyde, mais ce hiatus décroît au bout de 6 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.

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 (en mégapascal [MPa]) de quelques métaux utilisés comme implants (d'après [30]).

Matériau	A l'air	En solution saline
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<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 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.

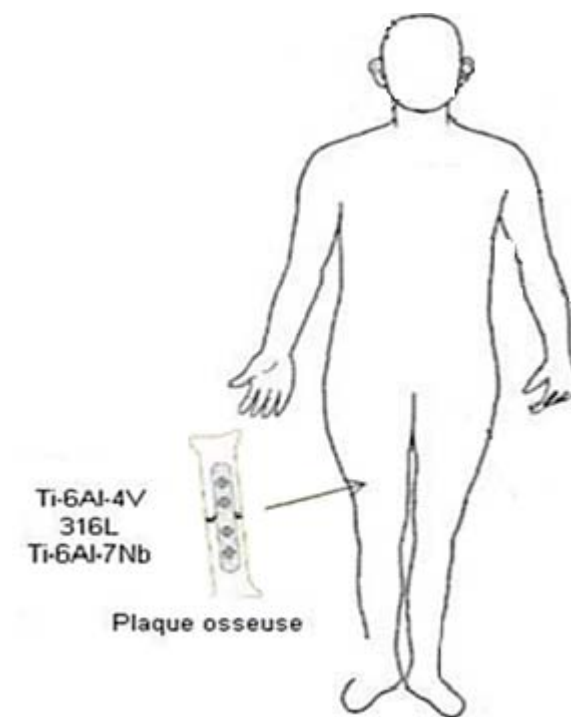
### VII Le choix des matériaux pour fracture du fémur

De nombreux paramètres doivent être pris en compte pour que ces matériaux soient les plus bio-compatibles possibles avec le corps et ses fonctions. Ils sont testés *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.

Les plus utilisés sont les *aciers inoxydables* et *le titane* et ces alliages, alliant une bonne résistance à la corrosion et de bonnes propriétés mécaniques. Il existe cependant quelques

problèmes dus à ces matériaux et qui sont encore mal solutionnés. Parmi ceux-ci, nous pouvons compter :

- La corrosion électrochimique et la durabilité, en effet l'inoxabilité d'un matériau n'est pas absolu, un matériau résiste à la corrosion mais ne l'empêche pas,
- mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions entre les protéines et le métal,
- réactions immunitaires et d'hypersensibilité,
- adaptation des propriétés mécaniques,
- frottements et problèmes de débris.



*Figure II.6 L'utilisation de dispositifs médicaux et les biomatériaux métalliques utilisés [49]*

### **Conclusion**

Dans ce chapitre, les caractéristiques des matériaux utilisées dans le domaine médical sont présentées ainsi que les conditions d'utilisation. Le titane et ces alliages sont les plus biocompatibles et les plus résistants à la corrosion. Par contre l'utilisation de l'acier inoxydable 316L comme substituant pour des raisons des coûts est possible.

## **Bibliographie**

- [1] *Muster D, Vouillot JL et Dubruille JH. Biomateriaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillofaciale (I). EncyclMédChir (Elsevier, Paris), Stomatologie/Odontologie, 22-014-F-10, 1999, 22 p*
- [2] *E.WINTERMANTEL.S.W.HA, BiokompatibleWerkstoffe 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.KRAWCZYNSSKI,G. ONDRACEK,Biomaterials – A research concept. I Special Meeting on Biomaterials, I. STAMENKOVIC ,J .KRWACZYNSK, 8<sup>th</sup> SIMCER Intern. Symp. On Ceramics,Forschungszentrum, Jülich, 1994.*
- [5] *Rainer Schmidt « COMPORTEMENT DES MATERIAUX DANS LES MILIEUX BIOLOGIQUES Applications en médecine et biotechnologie » Traité des matériaux Tome 7*
- [6] *D.F. WILLIAMS (ed.), Medical and Dental Materials. VCH, Weinheim, 1992.*
- [7] *E. MORSCHER (Hrsgb.), Die zementloseFixation 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] *OkazakiYoshimitsu, 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*
- [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. BiokompatibleWerkstoffe und Bauweisen.Implantate für Medizin und Umwelt. Berlin :Springer-Verlag, 1996*

# **Chapitre III**

## **L'anatomie et les fractures du fémur**

I L'anatomie du fémur

I.1 Définition:

Le fémur est l'os long du membre inférieur qui constitue à lui seul le squelette de la cuisse. Et aussi l'os le plus gros du squelette. 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. 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 [1].

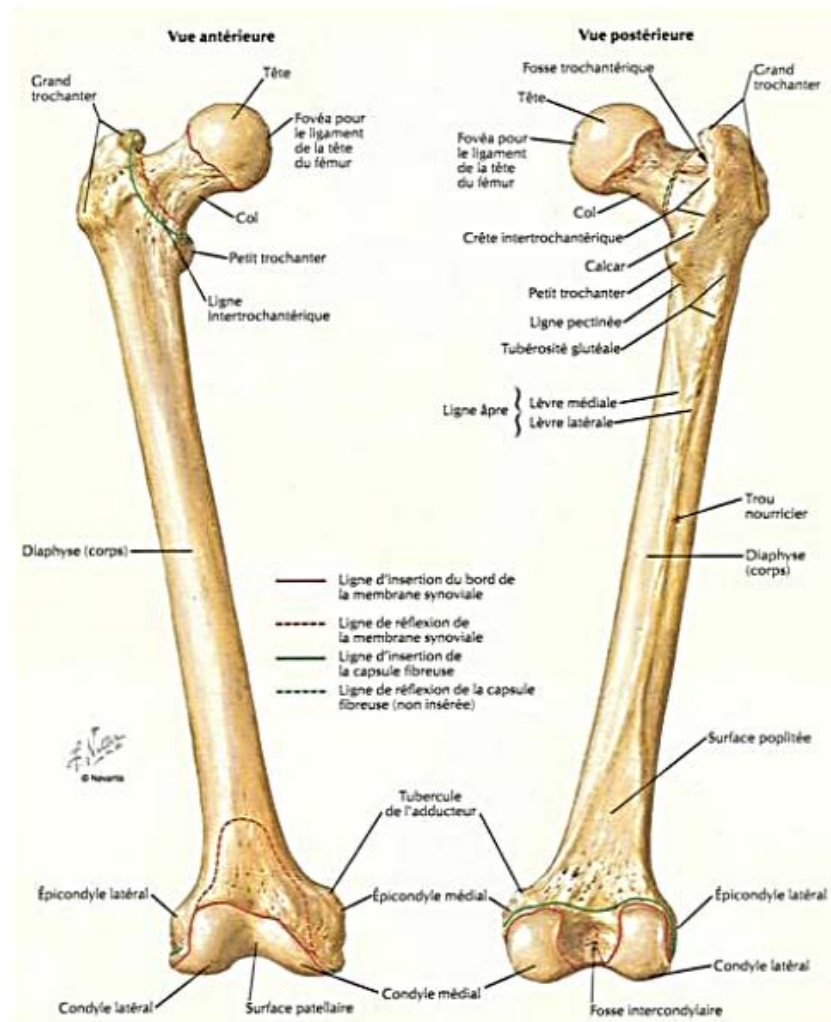


Figure III.1 les différents parties du fémur



***I.2 Anatomie descriptive et fonctionnel***

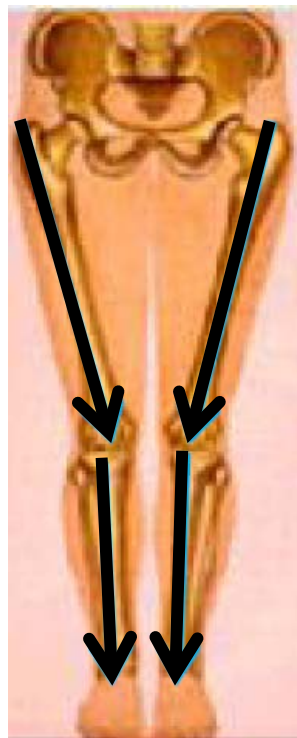
Le corps du fémur est prismatique et présente donc trois faces. Il est terminé par deux extrémités renflées. Son extrémité supérieure comprend la tête du fémur et deux massifs faisant saillie vers l'extérieur : le grand et le petit trochanter. La tête du fémur s'emboîte dans la cavité cotyloïde de l'os 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 sont [2]:

*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 III.2 Les axes de fémur [3]***

### ***1.2.1 Partie proximale (supérieur)***

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 [5].

### ***1.2.2 La tête (caput femoris)***

La tête a la forme de 2/3 de sphère d'environ 24 mm de rayon, et est 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 (*foveacapitis femoris*, ancienne fossette du ligament rond), qui est située un peu sous et derrière le centre de la tête, et donne un attachement au ligament de la tête fémorale (*ligamentumcapitis femoris*, ancien ligament rond) [5].

### ***1.2.3 Le col (collum femoris)***

Le col est un os plat pyramidal, reliant la tête avec le corps, et formant avec ce dernier un grand angle (l'angle cervico-diaphysaire). L'angle est plus grand à l'enfance. En effet, il est de 150° 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).

#### ***1.2.4 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 [5].

##### ***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 et, 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 (*gluteusmedius*, ancien muscle fessier moyen). La surface médiale, plus petite que la latérale, présente à sa base une dépression, *la fosse trochantérique (fossatrochanterica*, ancienne fossette digitale), où s'insère le tendon du muscle obturateur externe (*obturatorexternus*). 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 (*gluteusminimus*, ancien petit fessier) s'y rattachant [5].

##### ***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 [5].

#### ***1.2.5 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 [5].

#### ***1.2.6 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 [5].

### ***1.2.7 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 [5].

### ***1.2.8 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 [5].

### ***1.2.9 Les condyles***

Les condyles sont des surfaces articulaires situées à l'extrémité inférieure du fémur. Les deux condyles sont séparés par une fosse intercondylienne [5].

#### ***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 [5].

#### ***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 [5].

### ***1.2.10 Le corps***

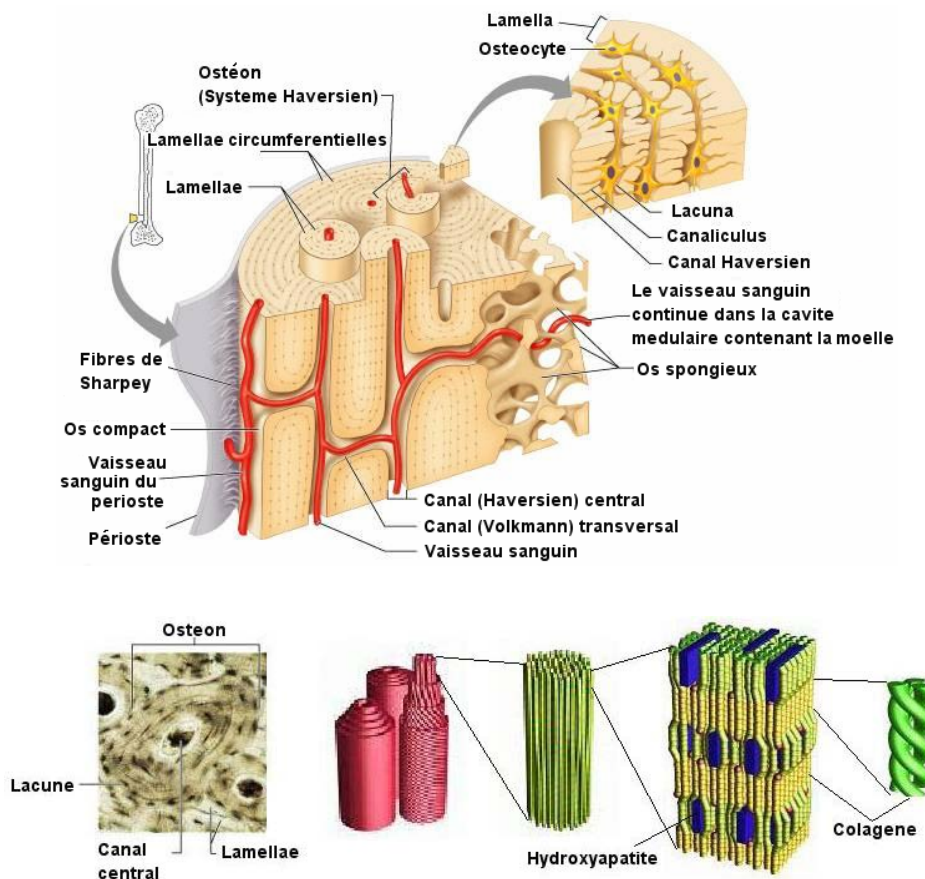
Le corps comprend trois faces : antérieure, postérieure et postéro-interne [5].

## ***1.3 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 [6]. 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 [6].



*Figure III.3 Structure interne de l'os, comprenant l'organisation à des divers niveaux hiérarchiques*

Les niveaux hiérarchiques d'organisation structurale de l'os compact humain (lamellaire) sont représentés dans la Figure III.3. Les fibres contenant le matériau minéral sont

arrangées en feuilles lamellaires (de 3 à 20 µm de longueur). Un faisceau de 20 à 20000 lamelles 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 [7].

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 friable. Il se présente sous la forme d'un réseau de tiges et de plaquettes [8]. 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 protéiques.

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.

## **II Les différentes fractures**

### **II.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 [9].

### *II.1.1 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. Un accident de la route violent était toujours en cause, 14 fois la fracture était associée à une fracture du rebord cotyloïdien [10].



*Figure III.4 Luxation fracture de la tête fémorale.*

### *II.1.2 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 [11].

La fracture du col du fémur a des conséquences souvent très graves. Elle peut remettre en cause le pronostic vital d'une personne âgée et entraîne souvent une perte d'autonomie et l'obligation de quitter son domicile. Chez le sujet jeune, la rééducation est longue et peut être la cause de certains troubles de la mobilité [11].

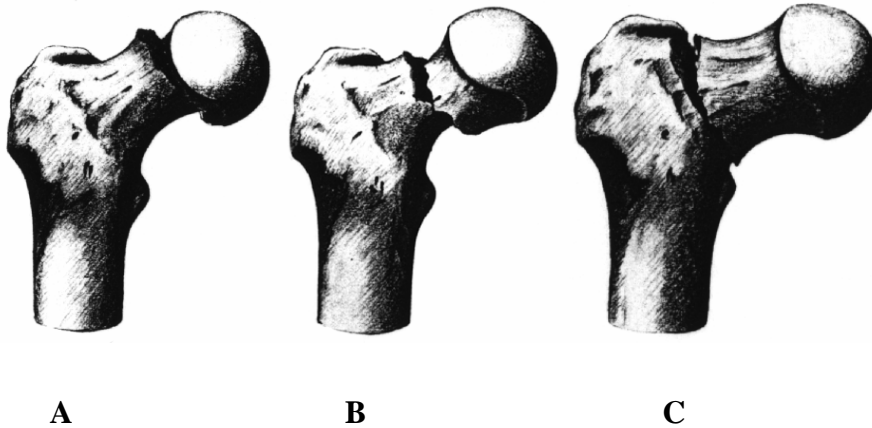
On peut estimer qu'une femme sur trois et un homme sur six vivants jusqu'à 90 ans auront une fracture du col du fémur [11].

### *Classification des fractures*

#### *1- Classification de DELBET*

En fonction du trait de fracture il faut distinguer [11]:

- les fractures sous capitales: A
- les fractures trans cervicales ou cervicales vraies : B
- les fractures basi-cervicales : C



*Figure III.5 Classification DELBET*

#### *2- Classification de PAUWELS*

En fonction de l'obliquité du trait de fracture Il s'agit d'une classification à valeur pronostic quant au risque de non consolidation; elle est plus précise que la précédente [2].

Cette classification est basée sur la valeur de l'angle du trait de fracture par rapport à l'horizontal.

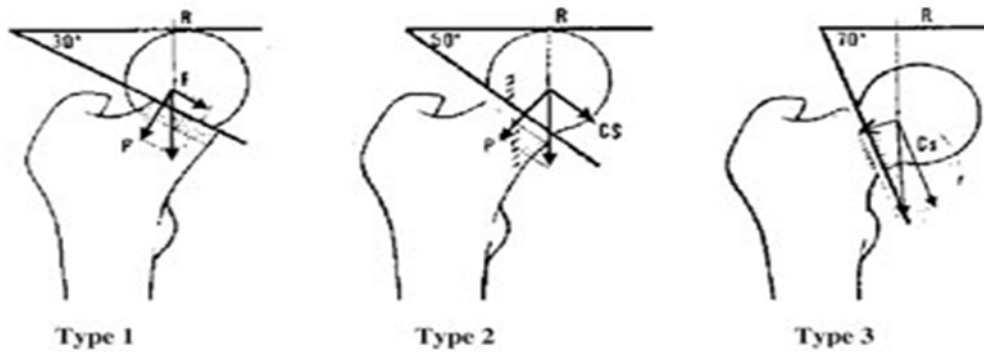
On parle de fracture de Pauwels :

- type I, si l'angle est inférieur à 30°,
- type II, si l'angle est entre 30 et 60°
- type III, si l'angle est supérieur à 60°.



La fracture de Pauwels type I a un bon pronostic quant à la consolidation, car il y a essentiellement des contraintes en compression et peu de contraintes en cisaillement.

La fracture de type III est au contraire une fracture à mauvais pronostic car le trait de fracture favorise les contraintes en cisaillement, point de départ de la pseudarthrose.



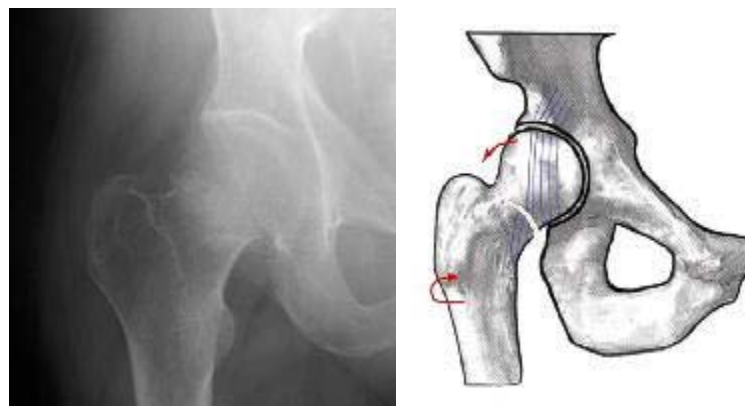
*Figure III.6 Classification de PAUWELS*

### **3- Classification de GARDEN**

Il s'agit d'une classification anatomo-radiologique, basée sur l'analyse des travées osseuses du col fémoral sur la radiographie du bassin de face (faisceau de sustentation) des fractures cervicales vraies.

#### **Fracture de type I:**

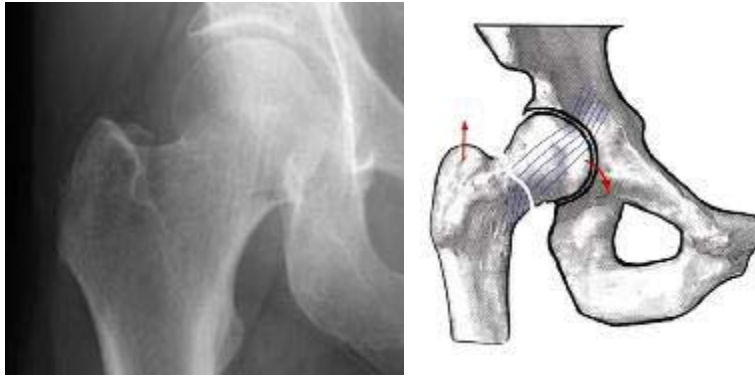
Fracture engrenée en coxa valga : les travées de la tête fémorale ont tendance à se verticaliser par rapport aux travées du col fémoral.



*Figure III.7 Fracture de GARDEN type I*

***Fracture de type II :***

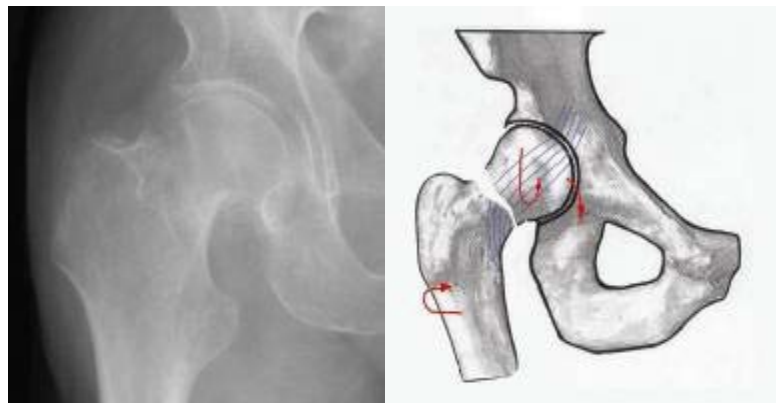
Fracture engrenée sans déplacement : les travées de la tête fémorale restent en continuité de celles du col fémoral.



***Figure III.8 Fracture de GARDEN type II***

***Fracture de type III :***

Fracture complète avec un déplacement partiel en coxa vara : les travées de la tête fémorale s'horizontalisent par rapport à celles du col fémoral.

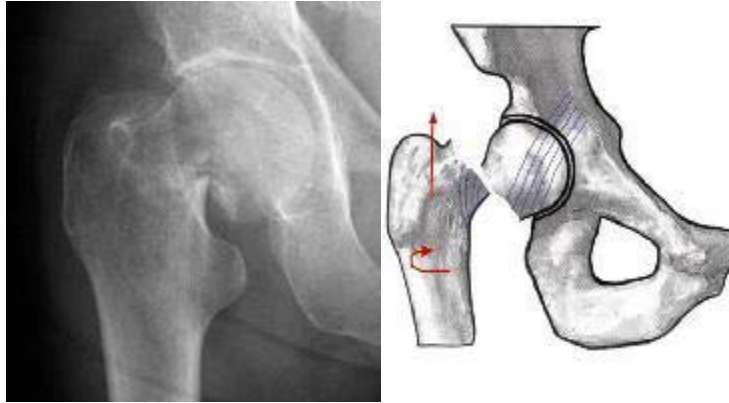


***Figure III.9 Fracture de GARDEN type III***

***Fracture de type IV :***

Fracture complète avec déplacement total, il n'y a plus aucune solidarité entre le col et la tête.

Cette classification a une valeur pronostic quant au risque de nécrose a vasculaire de la tête fémorale. Aucun type de GARDEN n'est épargné par cette complication, mais ce risque augmente lorsque l'on passe du type I au type IV.



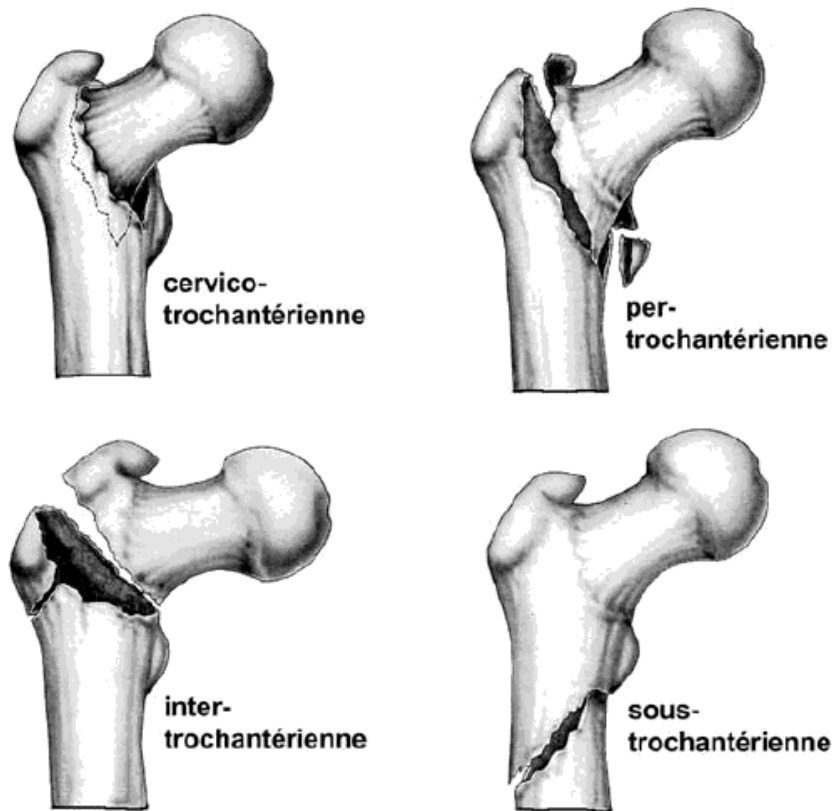
*Figure III.10 Fracture de GARDEN type IV*

### ***II.1.3 Les fractures du tranchante du fémur***

Siégeant en zone spongieuse, elles posent des problèmes totalement différents 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 (Figure III.11). Les fractures sous-trochantériennes sont à part car, siégeant en zone corticale, elles peuvent présenter des difficultés de consolidation.

Hormis les fractures cervico et per-trochantériennes simples, toutes les fractures trochantériennes sont instables et imposent de fortes contraintes au matériel d'ostéosynthèse, d'où la grande variété de matériel sur le marché [12].



*Figure III.11 Fractures trochantériennes*

## ***II.2 Les fractures de diaphysaire***

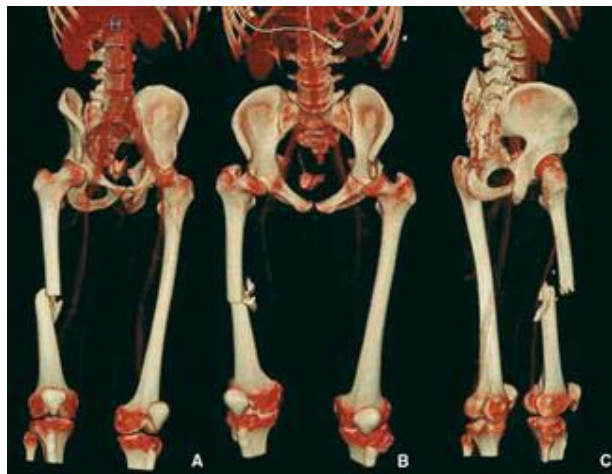
Les propriétés biomécaniques de la diaphyse fémorale (comportement viscoélastique) dépendent de la direction dans laquelle les forces sont appliquées. Ainsi, la diaphyse résiste mieux aux forces de compression qu'aux forces de traction et à force égale casse d'autant plus facilement que l'effort est 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)[13].

### II.2.1 Classification des fractures

#### A. Selon le type de la fracture

##### 1 Fracture simple

Elle siège préférentiellement au tiers moyen. Le trait de fracture est plus ou moins oblique par rapport à la diaphyse : moins de  $30^\circ$  pour la variété transversale (Figure III.12), plus de  $30^\circ$  pour la variété oblique courte (Figure III.13). Les fractures par flexion ont des bords irréguliers en ligne brisée, les fractures par cisaillement ont des bords lisses [13].



**Figure III.12** Fracture transversale du tiers moyen du fémur droit (A à C). Noter la translation antérieure sur la vue de profil



**Figure III.13** Fracture oblique courte du fémur gauche. Obliquité de la solution de continuité par rapport à la diaphyse fémorale supérieure à  $30^\circ$

## **2 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)[13].

## **3 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 III.14) [13].



**Figure III.14** Fracture à troisième fragment. La topographie postéro médiale du troisième fragment aggrave l'instabilité

## **4 Fracture bifocale**

Il s'agit d'une fracture à deux niveaux isolant un segment de cylindre diaphysaire intact (Figure III.15). 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 [13].



**Figure III.15** Accident de moto. A, B. Fracture bifocale avec cylindre intermédiaire intact. C. Fracture associée de la patella.

### **5 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 [14,15] 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 [13].

#### **B 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 l'ostéogénèse et le remodelage osseux [13].

#### **1 Fractures hautes**

Sous l'effet des muscles 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 [13].

## **2 Fractures médiadiaphysaires**

Le tiers moyen est le siège préférentiel des fractures transversales, obliques, avec ou sans troisième fragment. Les déplacements interfracturaires 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 [13].

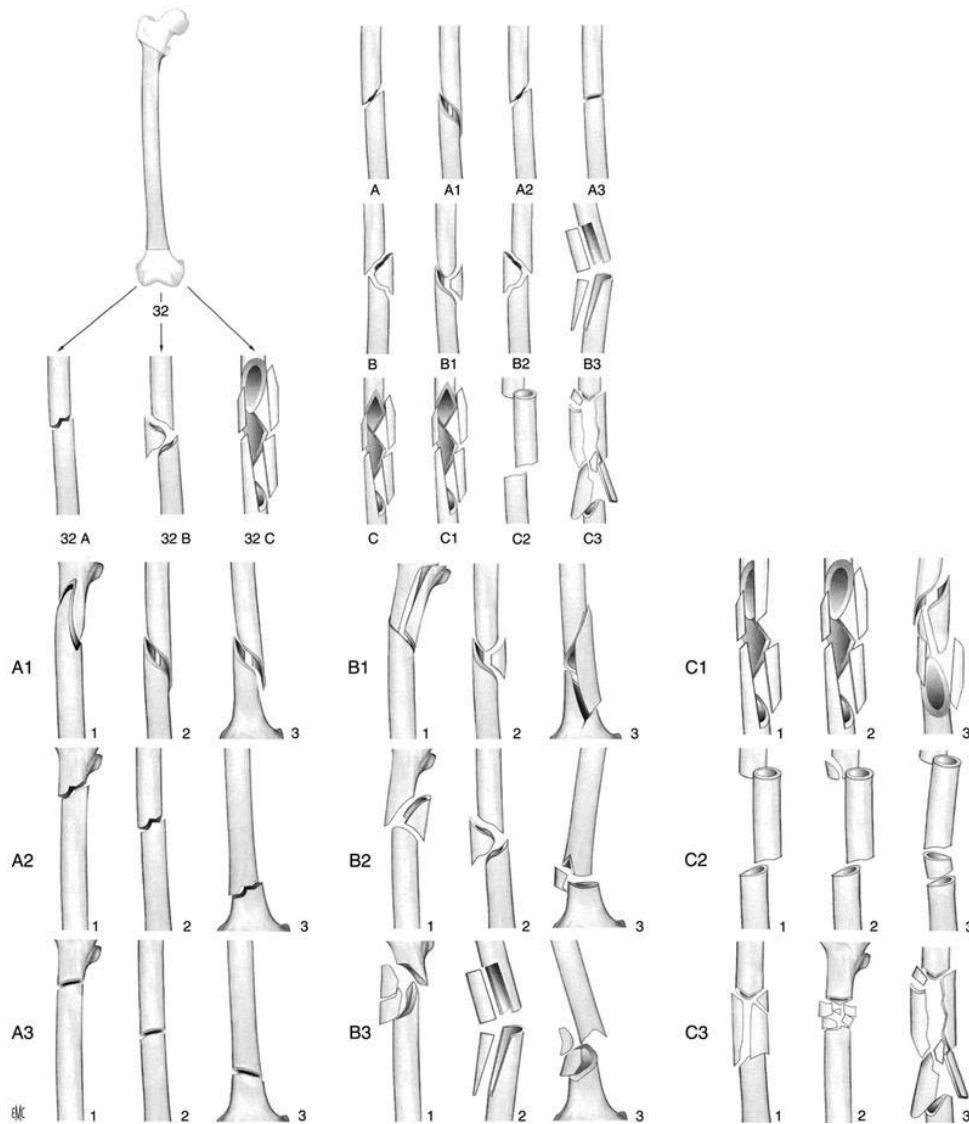
## **3 Fractures basses**

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 [13].

## **4 Classification AO**

La classification AO des fractures de fémur [16] reprend ces données sous forme d'arborescence (Figure III.16). 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) [16].





**Figure III.16** Classification des fractures du fémur selon l'AO [16]. 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

**II.3 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 [17].

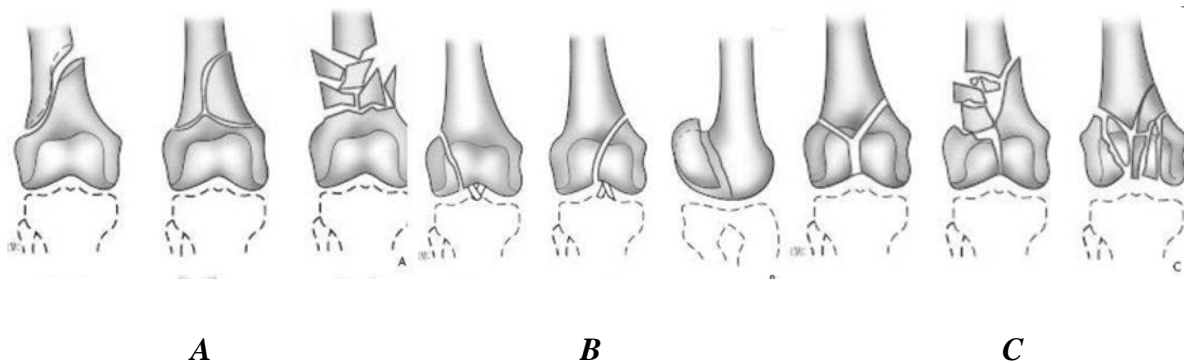
**Classification:**

La classification la plus simple est la classification AO

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 III.17** Classification AO des fractures de l'extrémité inférieure du fémur selon [18]

**Conclusion**

Ce chapitre traite les différentes formes de fracture de fémur. Le type de fracture de fémur traité dans ce travail est la fracture de diaphyse qui se trouve au milieu du fémur loin des deux épiphyses. Une intervention chirurgicale est nécessaire pour placer la plaque fémorale en compression à l'emplacement de la fracture.

## **Bibliographie**

- [1] <http://www.vulgaris-medical.com/>
- [2] *Osteologie du membre inferieur- os coxal\_femur\_patella ;*
- [3] *B.JACQUOT Propriété mécanique des Biomatériaux utilisés en odontologie Société francophone de biomatériaux dentaire date de création de document 2009-2010*
- [4] <http://fr.wikipedia.org/wiki/F%C3%A9mur>
- [5] *COURS TECHNOLOGIE : Essai de dureté - Brinell - Vickers -Rockwell Par Rocardacierle 29/11/2010*
- [6] *J. B. Park, Biomaterials Science and Engineering, Plenum Press, New York (1987)*
- [7] *J. L. Katz, dans Symposia of the Society for Experimental Biology, Number XXXIV, The Mechanical Properties of Biological Materials, Cambridge University Press (1980)*
- [8] *L. J. Gibson, J. Biomechanics 18 (1985) 317*
- [9] *FRACTURES DE L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR U. L.P.- Faculté de Médecine Strasbourg - DCEM1 2004/ 2005 - Module 12B - Appareil Loco-Moteur.*
- [10] *FRACTURES-LUXATIONS DE LA TÊTE FÉMORALE VIELPEAU. C.\*, LANOE. E.\*, DELBARRE. J.-C.\*, HULET. C.\* Département d'Orthopédie, C.H.U. Caen, avenue de la Côte-de-Nacre, 14033 Caen. Les demandes de tirés à part sont à adresser au Pr C.Vielpeau.*
- [11] *Dr Mourad Kassab, Centre Avicenne Médical, 2 Av Tahar Sfar, 2092 El Manar 2, Tunis Tunisie.*
- [12] *PROBLÉMATIQUE DES FRACTURES DE L'EXTRÉMITÉ SUPÉRIEURE DU FÉMUR V. Molina (1), A. Asselineau (2).(1) Service de Chirurgie Orthopédique, CHU Bicêtre, 94270 Le Kremlin Bicêtre.(2) Service de Chirurgie Orthopédique, Centre Hospitalier Intercommunal, 94195 Villeneuve-Saint-Georges.*
- [13] [http://www.em-premium.com/article/223944#top.](http://www.em-premium.com/article/223944#top)

[14] *Winqvist R.A., Hansen S.T. Comminuted fractures of the femoral shaft treated by intramedullary nailing Orthop. Clin. North Am. 1980 ; 11 : 633-648*

[15] *Winqvist 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.*

[16] *Muller M., Nazarian S., Koch P. Classification AO des fractures Berlin: Springer- Verlag (1987).*

[17]. *Asencio G. : Fractures de l'extrémité inférieure du fémur : table ronde SOFCOT. revue Chirurgie orthopédique 1989 ; 75 : 168-183.*

[18] *Helpet D. L., Lorich D. G. – retrograde intramedullary nailing of supracondylar femoral fractures. Chir. Orthop., 1998 ; 350 :80-84.*

# **Chapitre IV**

**Matériels  
ostéosynthèse et choix  
de la plaque fémorale**

## ***I Introduction***

Le traitement opératoire débute réellement avec le XX<sup>ème</sup> 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 Strelitza. Depuis les années 70, la lame-plaque de Müller et la vis-plaque de Judet se sont partagé 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.

## ***II 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.

### ***II.1 Le clou verrouillé antérograde [1]***

#### ***Principe :***

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



*Figure IV.1 Le clou verrouillé antérograde*

**Avantages :**

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.

**Inconvénients :**

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.

**II.2 Le clou intra médullaire rétrograde (GHS Intra Medullary Supra CondylarNail) [2]**

**Principe :**

Ce clou initialement développé par Green, Seligson et Henry (GHS)[3] 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 IV.2 Le clou intra médullaire rétrograde*

***Avantages:***

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.

***Inconvénients:***

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.

***III Clous plaques***

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



**Avantages :**

- La facilité de sa mise en place.
- La durée moyenne d'intervention est plus courte que celle de la lame plaque.

**Inconvénients :**

- c'est un système fragile : semi rigide.
- La mise en charge et la marche ne sont pas possibles avant 3 mois. [5]



*Figure IV.3 Les clous plaques*

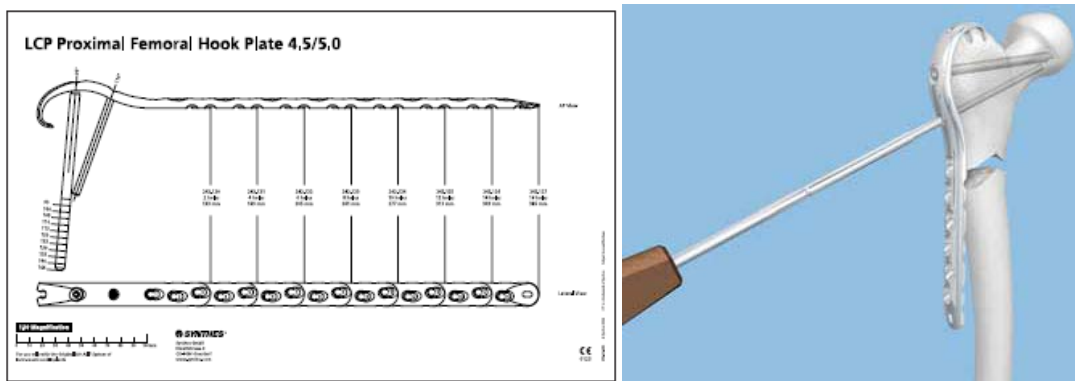
**IV Plaque à crochet LCP pour fémur proximal**

Le système de plaque à crochet LCP pour fémur proximal présente de nombreuses similitudes avec les fixations classiques par plaque, 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 fileté 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 IV.4** Plaque à crochet LCP pour fémur proximal

### **V 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.

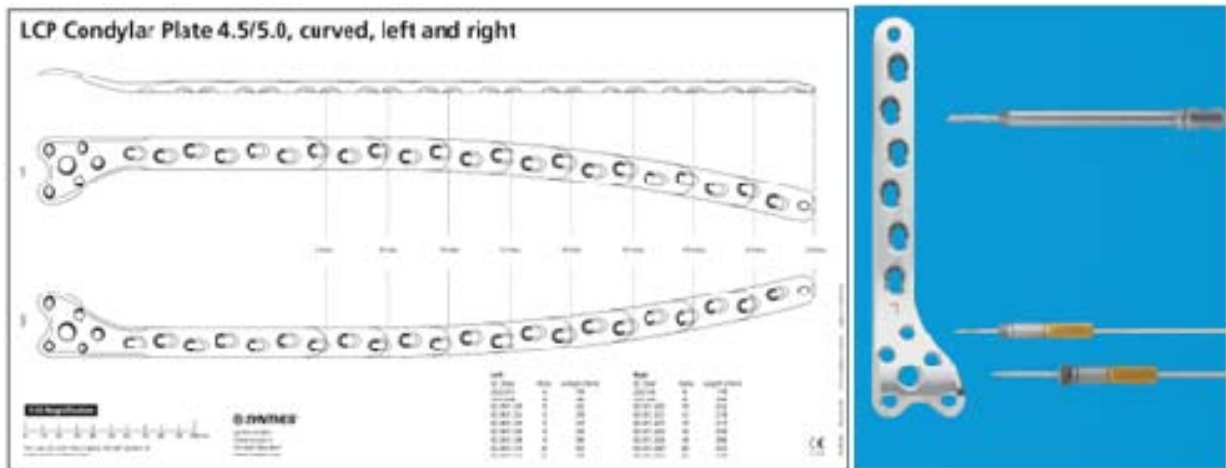
- Les vis de verrouillage engagées dans la plaque créent une structure à angle fixe qui améliore la fixation en cas d'os peu dense ou de fracture comminutive.
- La fixation de plusieurs vis dans les condyles fémoraux améliore la fixation de nombreuses fractures distales (notamment toutes les fractures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

### ***V.1 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.

### ***V.2 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 IV. 5 Plaque condylienne LCP*

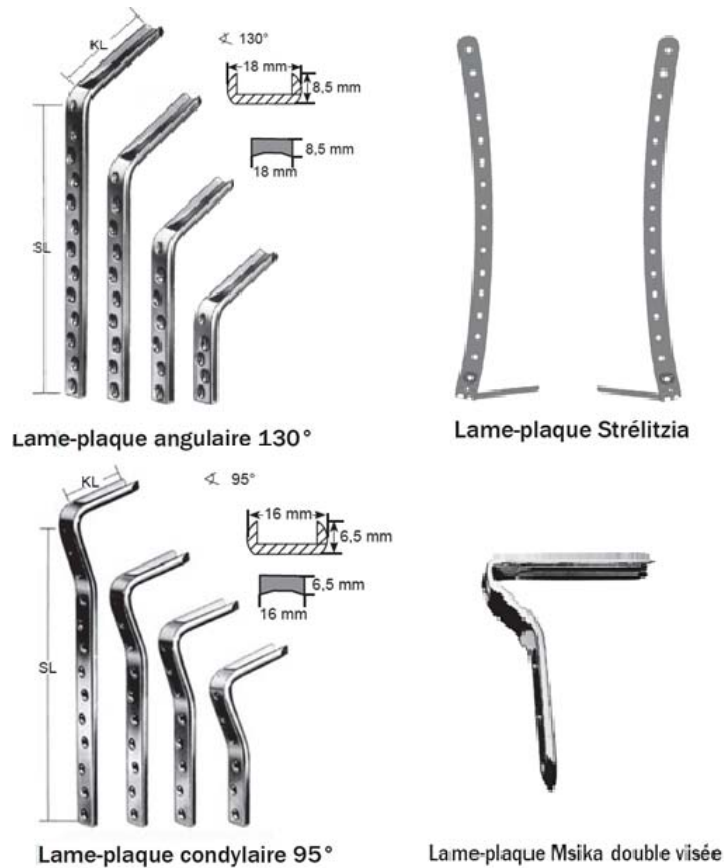
## **VI Les plaques Diaphyso-métapyso-épiphysaire**

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 [6].

### **VI.1 La Lame Plaque [7]**

#### **Principe:**

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 IV.6).



*Figure IV. 6 Lames-plaques*

**Avantages:**

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

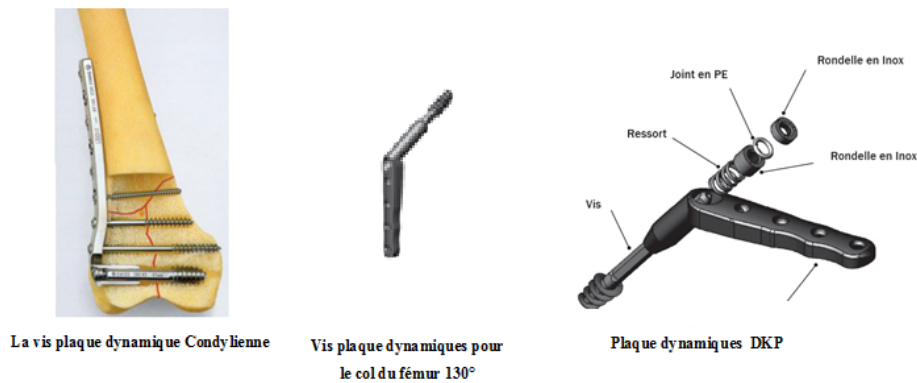
**Inconvénients:**

L'impaction de la lame peut être traumatisante 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.

**VI.2 La vis plaque dynamique Condylenne (Dynamic Condylar Screw) [8,9].**

**Principe :**

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 IV.7).



**Figure IV. 7** Vis plaques dynamique Condylenne

**Avantages :**

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.

**Inconvénients :**

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.

### *VI.3 La vis plaque LISS [10, 11]*

#### **Principe :**

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 IV. 8 La vis plaque LISS*

#### **Avantages :**

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

#### **Inconvénients :**

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

### *VI.4 La Vis Plaque de Chiron [12, 13]*

#### **Principe:**

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. 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 de 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 de l'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.



*Figure IV. 9 La Vis Plaque de Chiron*

***Avantages :***

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.

***Inconvénients :***

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 de secondaire qui pourrait être corrigé en fixant l'une des vis au choix du chirurgien.

### *VI.5 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.

Ce système minimise le traumatisme provoqué par la rétention 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).

#### *Avantages :*

- 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 [14].

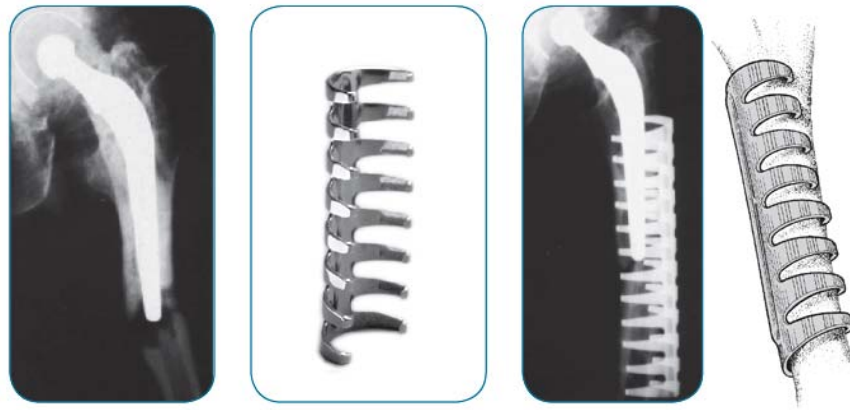


Figure IV. 10 Les plaques à griffes

### VI.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 [14].

#### VI.6.1 Plaque en compression :

Qui permet 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 son inconvénient majeur est d'être soumis au relâchement de la compression

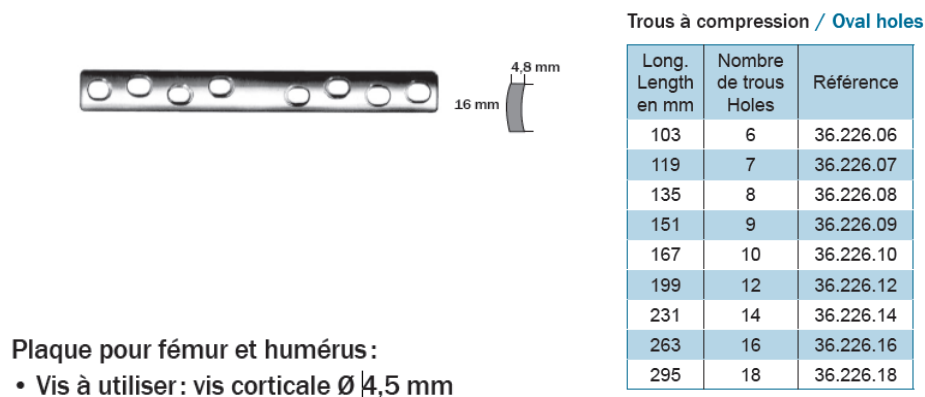
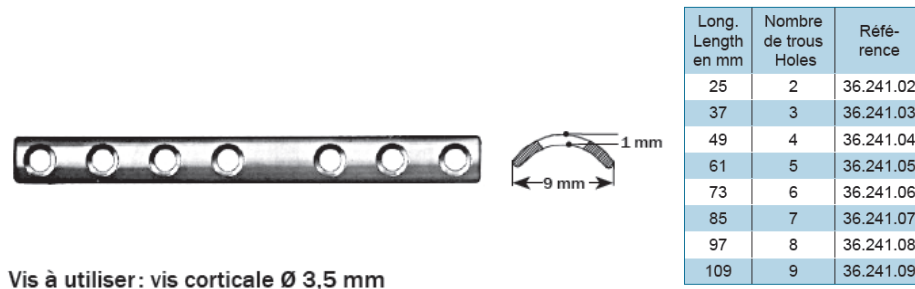


Figure IV. 11 Plaque de compression [14]

### *VI.6.2 Plaque de neutralisation*

Qui a pour objectif d'absorber les contraintes sur un fémur réduit et vissé [14].



*Figure IV. 12 Plaque en neutralisation*

#### *Avantages des plaques*

Elles possèdent de nombreux avantages répondant aux attentes des chirurgiens :

- 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 mêmes types ou non, de même longueur ou non peuvent être empilés.
- Chaque type de plaque peut être utilisé avec deux types de vis.
- Elles sont économiques à l'usage et au stockage.

#### *Inconvénients des plaques*

- 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 3 mois [15].

**VII Les Vis**

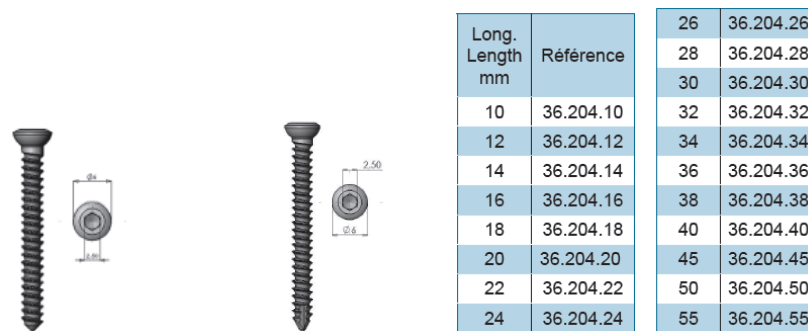
Les vis sont utilisées pour fixer les plaques et les implants dérivés des plaques sur l'os, ou pour fixer les fragments osseux.

**VII.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 [16].

**VII.1.1 Vis corticale :**

Le pas de vis 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 de sa longueur.



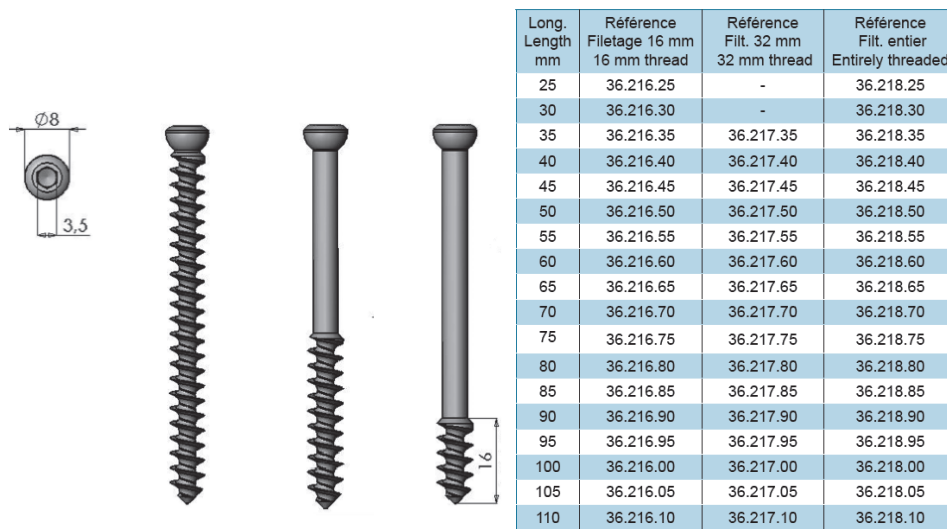
**Vis corticale inox Vis autotaraudeuse corticale inox**

**Figure IV. 13 Vis corticale**

**VII.1.2 Vis spongieuse**

Les vis spongieuses ont un rapport 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 de la vis. Mais le filetage peut se situer aussi sur toute la longueur de la vis.



Long. Length mm	Référence Filetage 16 mm 16 mm thread	Référence Filt. 32 mm 32 mm thread	Référence Filt. entier Entirely threaded
25	36.216.25	-	36.218.25
30	36.216.30	-	36.218.30
35	36.216.35	36.217.35	36.218.35
40	36.216.40	36.217.40	36.218.40
45	36.216.45	36.217.45	36.218.45
50	36.216.50	36.217.50	36.218.50
55	36.216.55	36.217.55	36.218.55
60	36.216.60	36.217.60	36.218.60
65	36.216.65	36.217.65	36.218.65
70	36.216.70	36.217.70	36.218.70
75	36.216.75	36.217.75	36.218.75
80	36.216.80	36.217.80	36.218.80
85	36.216.85	36.217.85	36.218.85
90	36.216.90	36.217.90	36.218.90
95	36.216.95	36.217.95	36.218.95
100	36.216.00	36.217.00	36.218.00
105	36.216.05	36.217.05	36.218.05
110	36.216.10	36.217.10	36.218.10

**Figure IV. 14** Vis spongieuse

**VIII Choix de la plaque**

Des statistiques sont faites au niveau de CHU Batna montre que la plus part des fractures sont les fractures diaphyse fémorale est la plus part des cas sont des interventions chirurgicale implantés des plaques de compression [16]. Pour cela on cible une plaque de diaphyse fémorale de compression de longueur 199 mm, largeur 16 mm et épaisseur de 4.8 mm avec seize (16) trous ovales qui a été apporté de CHU Batna.

**Conclusion**

Ce chapitre illustre les différents types de matériels ostéosynthèses utilisées aux fractures du fémur. Le matériel utilisé à la fracture diaphyse fémorale est fréquemment une plaque fémorale en compression qui nous serons étudiés leurs caractérisations physico-chimique au chapitre V.

**Bibliographie**

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [5] Kasemo B, Lausmaa J. *Surface science aspects on inorganic materials. CRC Crit Rev Biocomp* 1986;2:335-80
- [6] Goldstein, S.A., *The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. Journal of Biomechanics*, 1987. 20: p. 1055-1061.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.

[12] Chiron, P., Giordano, G., Besombes, C., Tricoire, J.L., Puget, J., *Ostéosynthèse par la vis plaque Condylenne de Judet Chiron. A propos d'une série continue de 364 fractures récentes.* Springer Verlag, 2005.

[13] Chiron, P., Utheza, G., *La vis plaque Condylenne.* Rev. Chir. Orthop., 1989. 75(Suppl1): p. 47.

[14]. *Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie*

[15] 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

[16] MALLEM Bariza et YAHIAOUI Sabah -*FRACTURE DU FEMUR « Cas de diaphyse fémorale » encadrer par Dr .H.MAZOUZ.* Université EL Hadj Lakhdar Batna Algérie Département des Sciences et Techniques Option Biomécanique.

# **Chapitre V**

## **Caractérisation et modélisation numérique de la plaque fémorale**



**I Problématique**

Une étude statistique au niveau de CHU de Batna a révélé que les fractures de diaphyse fémorale sont les plus fréquentes, le tableau V.1 [1] regroupe les cas cliniques objet de cette étude.

Au niveau du service de traumatologie de CHU de Batna la plus part des interventions sont des interventions chirurgical 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 temps après l’implantation.

Pour cette raison, une étude de caractérisation physico-chimique a été faite sur des échantillons de plaque fémorale de chez trois fournisseurs, pour une détermination de la cause/ ou causes de ces cassures et pour une connaissance du comportement mécanique de ces dernières.

**Tableau V.1 Statistique des fractures au CHU Batna première six mois de 2011**

	TYPE DES FRACTURE		NOMBRE DE FRACTURES	MOYENNE D’ AGE
	FCF	FDF		
FEMMES	06	15	21	52.69
HOMMES	/	28	28	35,03
ENFANT	/	07	07	7,76

**FCF** : fractures de col fémoral.

**FDF** : fractures diaphyse fémorale

## *II Historique des plaques*

### *II.1 Plaque A en acier inoxydable*

#### *Description de la plaque*

Cette plaque du fournisseur code **DXD KAB 9001**. Une plaque de compression de 12 trous ovale de longueur 200mm, de 16 mm de largeur et 4.5mm d'épaisseur, figure V.1.

#### *Cas clinique*

Manque de renseignements concernant cette plaque.



Photo de la plaque A

*Figure V.1 Plaque fémorale A en acier inoxydable*

### *II.2 Plaque B en acier inoxydable*

#### *Description de la plaque*

La plaque est du fournisseur code **NET CC 0434 158.112 SS.316L**. C'est 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 V.2.

#### *Cas clinique*

La plaque est fixée par 12 vis, 9 sont corticale et le reste spongieuses. Deux vis spongieuses sont de filetage limité est les autres de filetage complet.

La plaque est implantée a un patient de sexe masculin de 36 ans et de 56 Kilogramme, la cause de la fracture est un accident routière, la fracture de la plaque est atteint après huit mois. La raison de la rupture de la plaque est un glissement du patient. La plaque a subi déformation (flexion) ensuite une fracture selon la figure V.2.



*Figure V.2 Plaque fémorale B en acier inoxydable*

### *II.3 Plaque C en acier inoxydable*

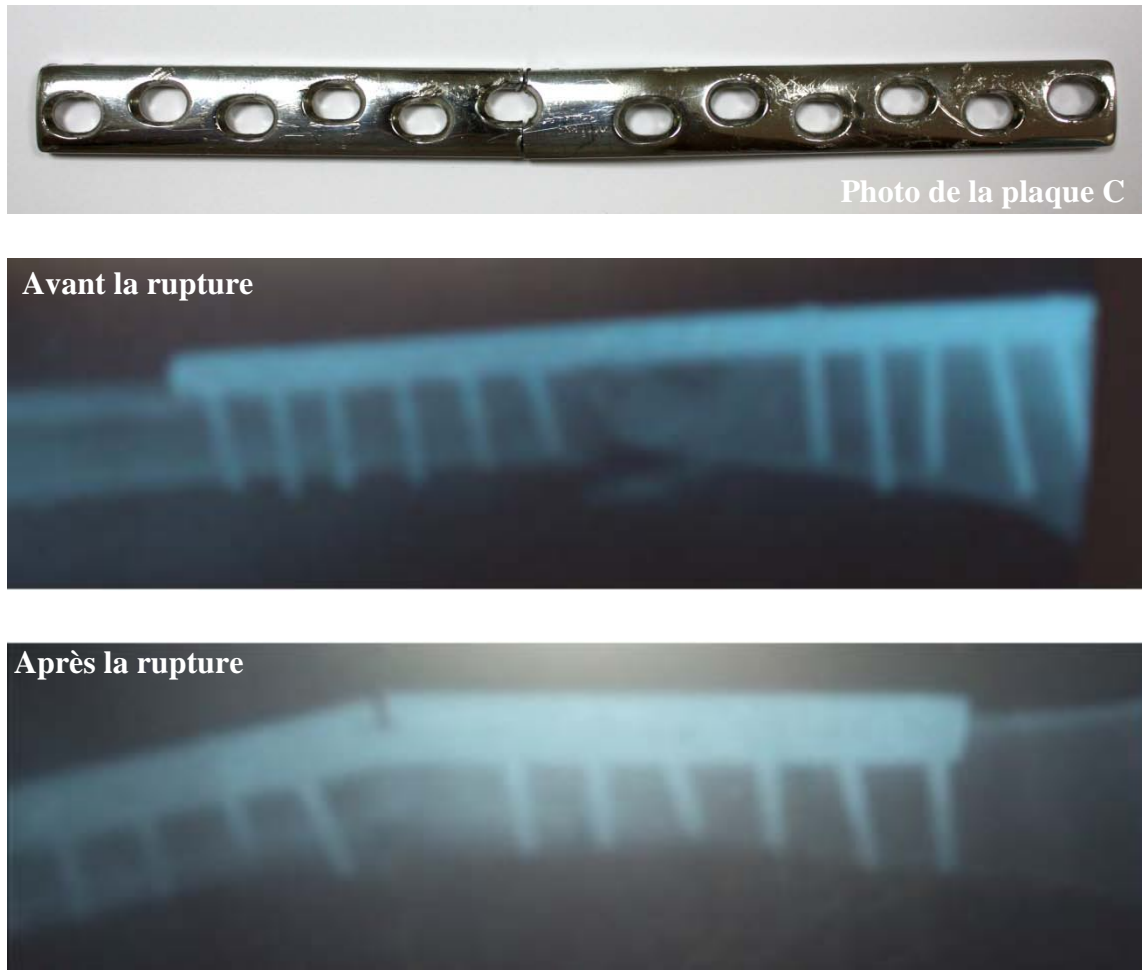
#### *Description de la plaque*

Cette plaque du fournisseur code **1252 MP 2011.012 MEDICOR GERMANY 12 H** est une plaque de compression de 12 trous ovale d'épaisseur 4.5 mm, de longueur 200 mm et de 16 mm (figure V.3).

#### *Cas clinique*

La plaque est fixée par 11 vis, le 12<sup>ème</sup> trou n'est pas fixé puisque il se trouve au niveau de la fracture.

La plaque est implantée à une patiente de 25 ans, de 54 Kilogramme. Hospitalisée durant la période du 28/04/2011 à 17/05/2011. La cause de cette fracture est un accédant 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 escalier).



*Figure V.3 Plaque fémorale C en acier inoxydable*

### ***III Caractérisation physico-chimique des plaques fémorales***

#### ***III.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*) pour les comparer avec celles du catalogue. Puis on réalise le modèle CAO en se servant du modelleur volumique 3D *SolidWorks version 2011* figure V.4.

En concluant que les dimensions des plaques sont très proches de celles du fournisseur *Medicalex* (voir figure IV.11) sauf que les longueurs sont plus longues de un (1mm) ce qui n'est pas gênant puis que la plaque est implantée au niveau de diaphyse loin de les épiphyses.



Figure V.4 Projecteur de profil (Tesa scope 500V) et la dimension de la plaque

### III.2 Caractérisation par densité

#### Déroulement de l'expérience

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 qui est saisie sur le densimètre. La plaque est pesée à l'air libre puis dans le récipient d'eau et le densimètre affiché la densité en  $\text{g/cm}^3$  (figure V.5). La densité de l'acier inoxydable 316L selon la norme ASTM F55-82 est de 7,9  $[\text{g.cm}^{-3}]$  [2].

**Les résultats obtenus dans notre cas sont:**

Plaque fémorale en INOX 316L A :	8,00 $\text{g/cm}^3$
Plaque fémorale en INOX 316L B :	8,01 $\text{g/cm}^3$
Plaque fémorale en INOX 316L C :	8,05 $\text{g/cm}^3$
Matière de référence X2CrNiMo18.14.3 :	8.06 $\text{g/cm}^3$



*Figure V.5 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 données par la norme ASTM.

### *III.3 Caractérisation par dureté*

#### *Déroulement de l'expérience*

La dureté est obtenue par un duromètre digital de type (*OMAGAFFRI modèle 250 MRS*) (figure V.6). 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 (figure V.6). 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 obtenus pour nos plaques sont rapportés sur les tableaux V.2 et V.3.

La forme bombée de ces plaques fémorales pose problème lors de cette expérience ce qui nous a poussé à prendre la dureté seulement sur les faces latérales. L'échantillon étudié est un INOX 316L de forme cylindrique et de diamètre  $\varnothing 4$ .



Figure V.6 :Duromètre digital (OMAGAFFRI modèle 250 MRS) et les faces latérale

Tableau V.2 Les résultats obtenus de position latérale A

Plaque fémorale en INOX 316L	Dureté ROCKWELL C (HRC)					
	A	27.6	28.1	28.3	28.2	26.8
B	14.7	14.5	13.5	13.9	12.8	13.3
C	15.2	21.4	17.4	18.6	11.8	15.7
Matière référence X2CrNiMo18.14.3	17.8	18.3	17.2	15.6	16	18.5

### Commentaire

On a trouvé que la dureté la plus faible est celle de la plaque fémoral B, cela explique la déformation de la plaque B avant son rupture (figure V.2). Les deux plaques B et C sont considérées très proche en dureté à la matière de référence et à ASTM normalisé. Les résultats de la plaque A sont presque les mêmes que celle donnés par la norme ASTM durci à froid, (ISO 18265, 29.8 HRC = 300 HV).

*Position latérale B*

*Tableau V.3 Les résultats obtenus de position latérale B*

<i>Plaque fémorale en INOX 316L</i>	<i>Dureté ROCKWELL C (HRC)</i>				
<i>A</i>	22.6	25.8	29.3	30.2	28.4
<i>B</i>	21.7	17.2	19	23.2	22.1
<i>C</i>	26.7	24.6	25.3	29.9	31.9

*Commentaire*

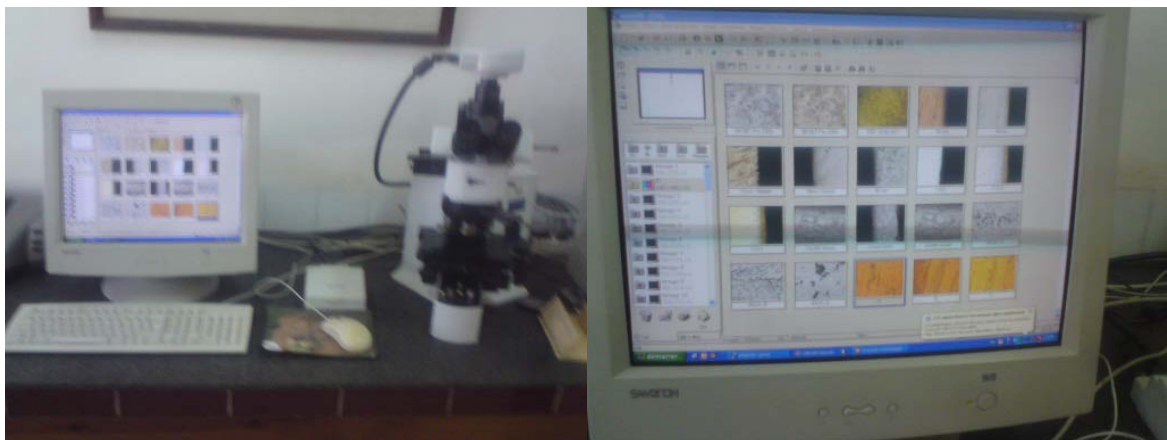
On remarque que la dureté la plus proche à celle de la matière de référence est celle de la plaque inoxydable B, elle est aussi proche à celle de ASTM normalisé. Les deux plaques A et C sont proches à la norme ASTM durci à froid.

Comme conclusion, la plaque qui présente une dureté conforme à la norme est la plaque A. La plaque la plus proche à la matière de référence est la plaque B. la différence de dureté nous montre que ces plaques sont obtenues par différents procédés.

*III.4 Caractérisation par structure métallographique*

*III.4.1 Détermination de la porosité*

*Mode opératoire :* (Voir annexe 1)

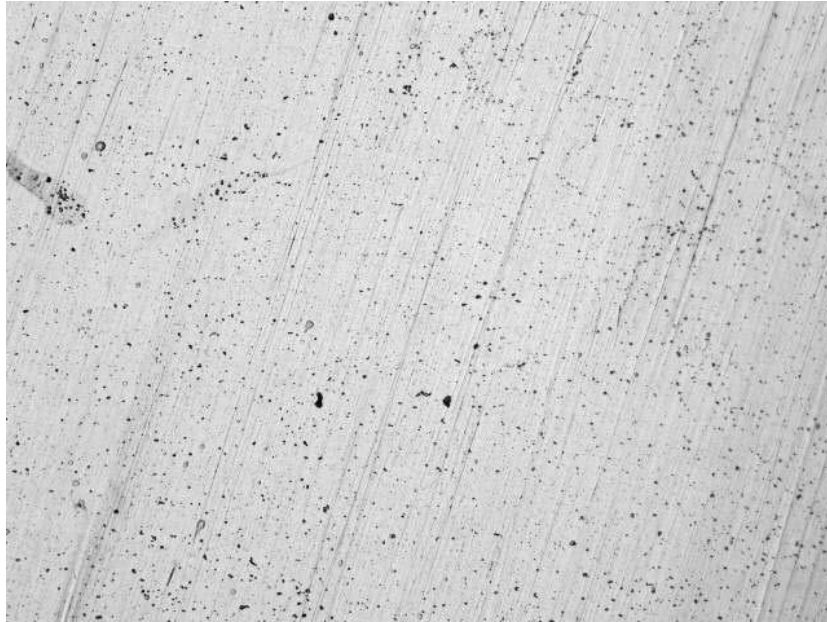


*Figure V.7. Microscope optique assisté par ordinateur (OLYMPUS U-CMAD3 Japon)*



*Les résultats obtenus :*

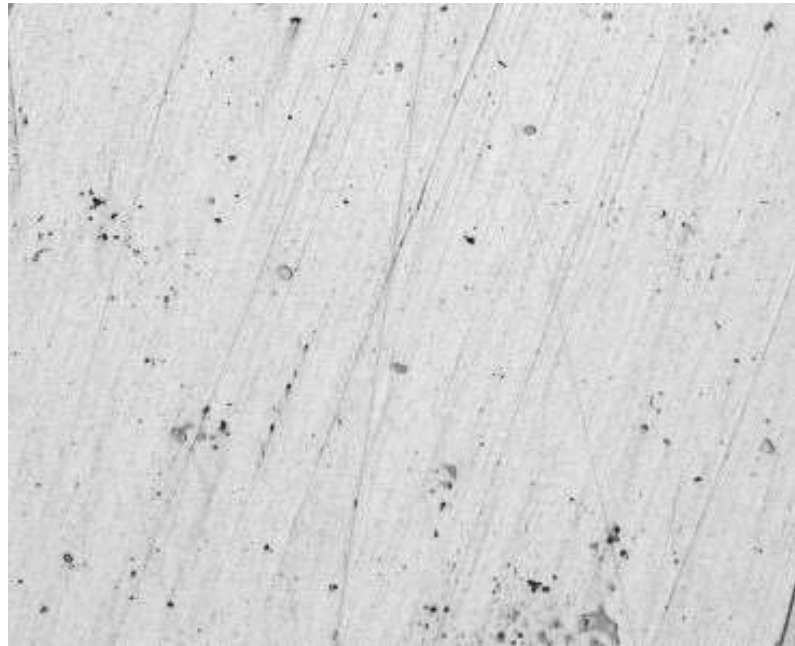
Les structures obtenues par le Microscope optique (figure V.7) sont représentés sur:



*Figure V.8. Plaque fémorale A agrandissement 100X*



*Figure V.9. Plaque fémorale B agrandissement 100X*



**Figure V.10.** *Plaque fémorale C agrandissement 100X*



**Figure V.11** *Matière de référence agrandissement 100X*

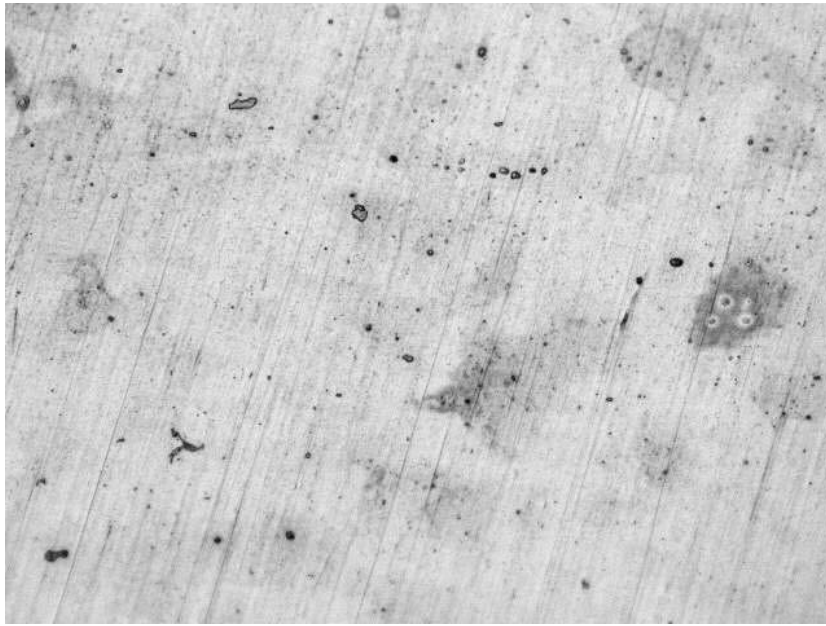
D'après les figures, on voit que la plaque fémorale B ressemble beaucoup à la structure de la matière de référence. Elle est peu poreuse par rapport à la plaque fémorale C qui contient de gros pores. Par contre la plaque A est poreuse mais avec dispersion homogène. En comparant ses résultats avec l'ISO 4505 [3] on trouve que la teneur de porosité de la plaque A pour la classe A08 est de 0.6% ; la plaque B et la matière de référence pour celle de A04 est de 0.6% , finalement la plaque C est de A06 0.2%.

**III.4.2 La structure métallographique :**

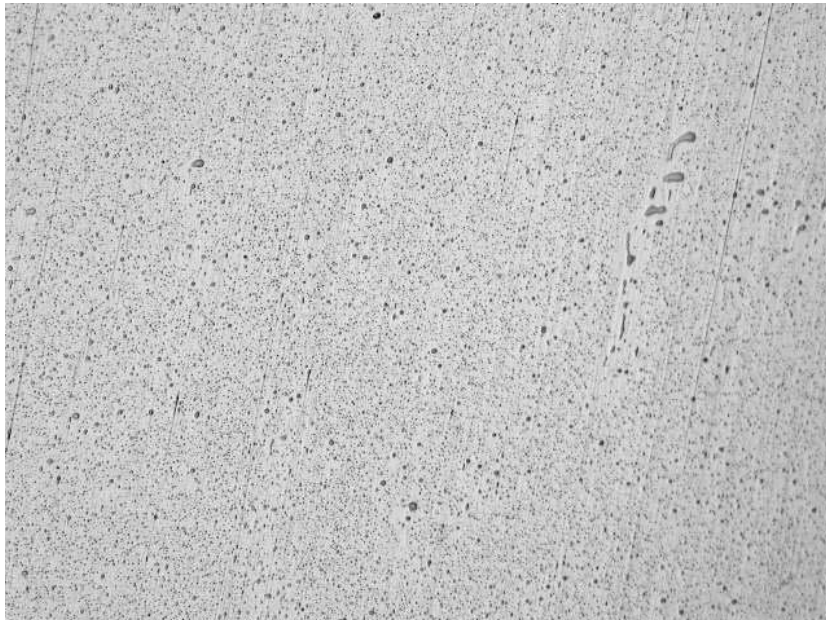
**Mode opératoire :** (Voir annexe 2)

**Les résultats obtenus :**

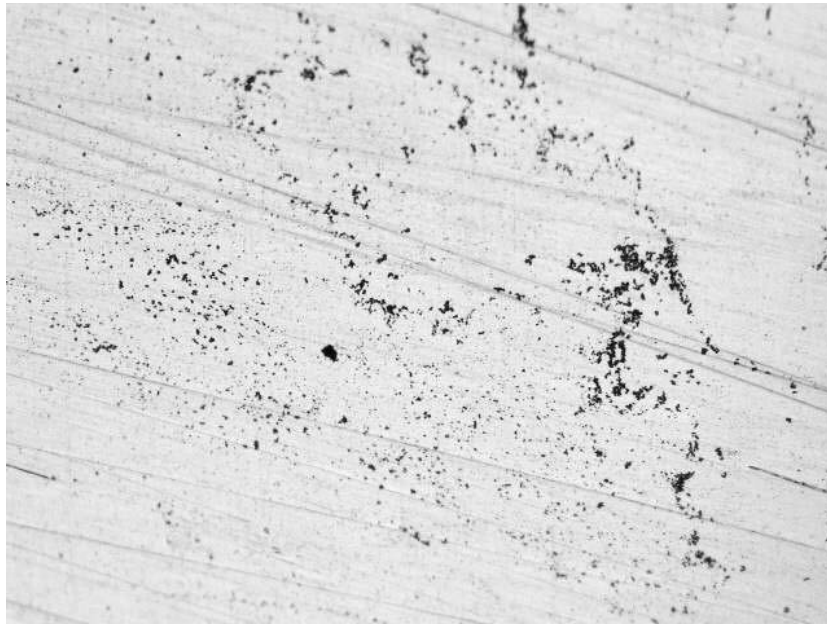
Les structures obtenues par le Microscope optique figure V.7 sont :



**Figure V.12 Plaque A (agrandissement 100X)**



**Figure V.13 Plaque B (agrandissement 100X)**



*Figure V.14 Plaque C (agrandissement 100X)*



*Figure V.15 Matière de référence (agrandissement 100X)*

### *Discussion sur les structures métallographiques*

D'après les structures métallographiques, on remarque que la meilleure structure est celle de la plaque fémorale B. Elle ressemble plus à la structure de la matière de référence puisque la dispersion du chrome est homogène par rapport à celle de la plaque fémorale C alors que la structure de la plaque fémorale A est hétérogène (concentration de chrome).

**III.5 Composition chimique :**

**III.5.1 Analyse de carbone**

**Mode opératoire :** (Voir annexe 3)

**Les résultats obtenus**

L'analyse est faite par un Carbomètre à four tubulaire figure V.16 :

**Tableau V.4 Les résultats d'analyse de carbone**

<i>Element</i>	<i>A/ DXD KAB 9001</i>	<i>B/NET CC 0434 158.112 SS.316L:</i>	<i>C/1252 MP 2011.012 MEDICOR GERMANY 12</i>	<i>Matière référence X2CrNiMo18.14.3</i>	<i>316L ASTM F138-86</i>
C	0,034 0.24 0.024	0,043 0.059 0.059	0,043 0.036 0.132	0.039 0.039 0.03	≤ 0,03

Il y a une certaine hétérogénéité dans ces plaques. La plaque B est la plaque la plus homogène par rapport aux autres. Les résultats de la matière de référence et celle de ASTM sont comparés à ceux des plaques A, B et C sur le tableau V.4 .



**Figure V.16 Carbomètre à four tubulaire**

**III.5.2 Analyses des éléments principaux de l'alliage :**

**Mode opératoire :** (Voir annexe 4)

**Les résultats obtenus :**

On fait l'analyse par une spectroscopie d'absorption atomique (SAA) figure V.17 :

**Tableau V.5 Les résultats d'analyse de la composition chimique**

<i>Element</i>	<i>Plaque Inoxydable A</i>	<i>Plaque Inoxydable B</i>	<i>Plaque Inoxydable C</i>	<i>Matière référence X2CrNiMo1 8.14.3</i>	<i>316L ASTM F138-86</i>
<b>Cr</b>	17,14	16,28	16,66	17.92	17-19
<b>Ni</b>	8,87	9,11	10,58	14.37	13-15
<b>Mo</b>	3.33	4.82	3.88	3.74	2-4
<b>Mn</b>	1,27	1,34	1,65	1.80	≤ 2

Le pourcentage de Manganèse (Mn) et de molybdène (Mo) sont dans les normes sauf pour la plaque fémorale B [2]. Le nickel (Ni) est au-dessous de la norme ASTM dans les trois plaques par contre la teneur en nickel dans la matière de référence respecte la norme. Le chrome (Cr) est dans les normes dans la plaque fémorale A et la matière de référence. Il est à faible teneur pour les plaques fémorales B et C. D'autres normes existent ou la fourchette du chrome (Cr) est de l'ordre de 16% et du nickel (Ni) arrive jusqu'à 10 %.



**Figure V.17 La spectroscopie d'absorption atomique (SAA 700)**

**IV Modélisation numérique :**

Le modèle des plaques est modélisé avec le logiciel *SOLIDWORKS 2011*. Une étude statique et une étude de la fatigue ont été menées. Deux cas sont traités selon la fixation des plaques.

**IV.1 Cas de plaque fémorale B :**

**IV.1.1 Etude statique**

On fixe la plaque avec 12 vis et on vérifie les contraintes, les déplacements et les déformations, puis l'étude de fatigue, on applique une charge égale à quatre fois le poids du patient.

**Tableau V.6 Propriétés du matériau**

<i>Nom:</i>	<i>AISI Acier inoxydable type 316L</i>	<i>Nom:</i>	<i>AISI Acier inoxydable type 316L</i>
Type de modèle:	Linéaire élastique isotropique	Coefficient de Poisson:	0.265
Critère de ruine par défaut:	Contrainte de von Mises max.	Masse volumique:	8027 kg/m <sup>3</sup>
Limite d'élasticité:	1.7e+008 N/m <sup>2</sup>	Module de cisaillement:	8.2e+010 N/m <sup>2</sup>
Limite de traction:	4.85e+008 N/m <sup>2</sup>	Coefficient de dilatation thermique:	1.65e-005 /Kelvin
Module d'élasticité:	2e+011 N/m <sup>2</sup>		

**Tableau V.7 Résultats Contraintes**

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Contraintes1	VON: contrainte de von Mises	287.489 N/m <sup>2</sup> Noeud: 24095	100955 N/m <sup>2</sup> Noeud: 5901

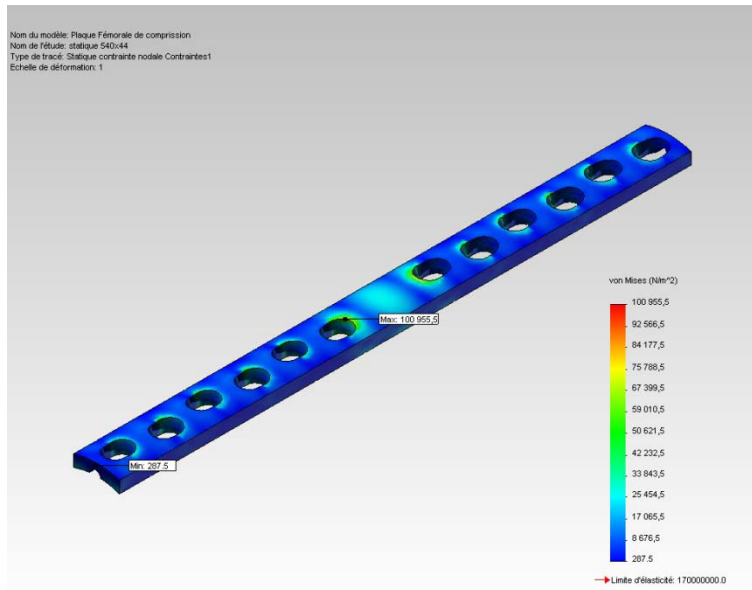


Figure V.18 Contraintes de la plaque fémorale B

Tableau V.8 Résultats Déplacements

Nom	Type	Min	Max
Déplacements1	URES: Déplacement résultant	0 mm Noeud: 2	5.04615e-006 mm Noeud: 5149

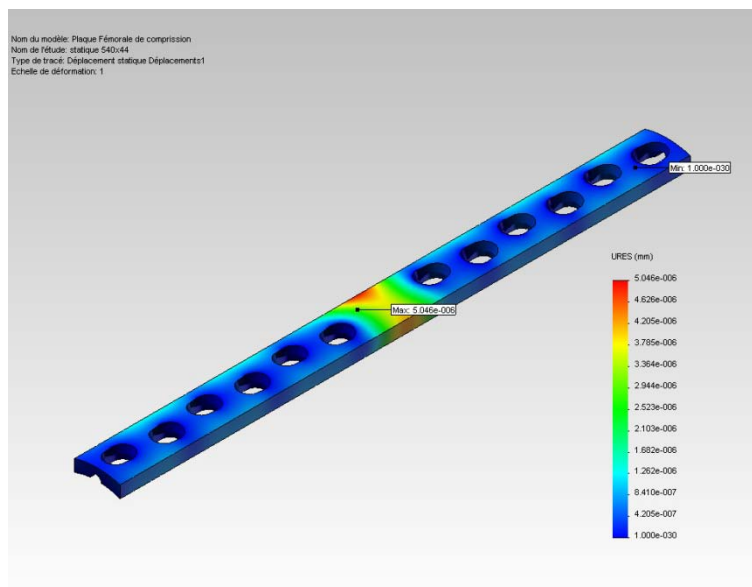
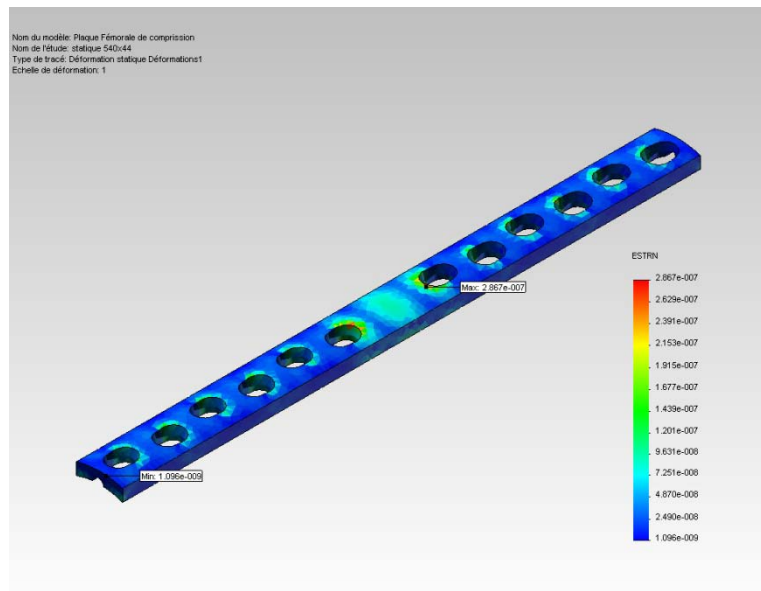


Figure V.19 Déplacements de la plaque fémorale B



*Tableau V.9 Résultats Déformation*

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Déformations l	ESTRN: Déformation équivalente	1.09615e-009 Elément: 2084	2.86748e-007 Elément: 1185



*Figure V.20 Déformations de la plaque fémorale B*

Les résultats de la simulation montrent que les valeurs des déformations, des déplacements et des contraintes sont très petites par rapport à la limite élastique du matériau. Ce qui signifie que cette plaque résiste aux conditions d'utilisation et elle ne se déforme pas.

V.1.2 Etude de fatigue

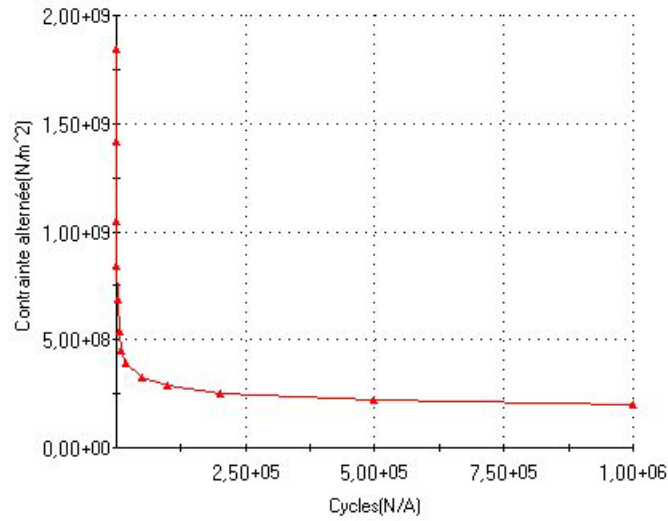


Figure V.21 Courbe de la variation de contrainte par rapport nombre de cycle SN

Tableau V.10 Résultats d'endommagements

Nom	Type	Min	Max
Résultats1	Tracé des endommagements	100 Noeud: 745	1e+006 Noeud: 2

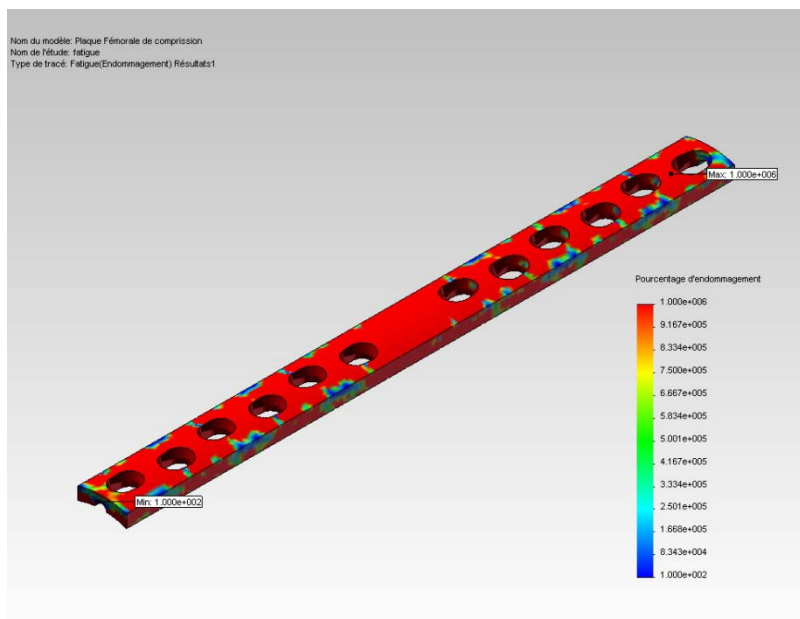


Figure V.22 Endommagement de la plaque fémorale B

Tableau V.11 Résultats du nombre de cycles

Nom	Type	Min	Max
Résultats2	Tracé du nombre de cycles avant ruine	100 cycle Noeud: 2	1e+006 cycle Noeud: 745

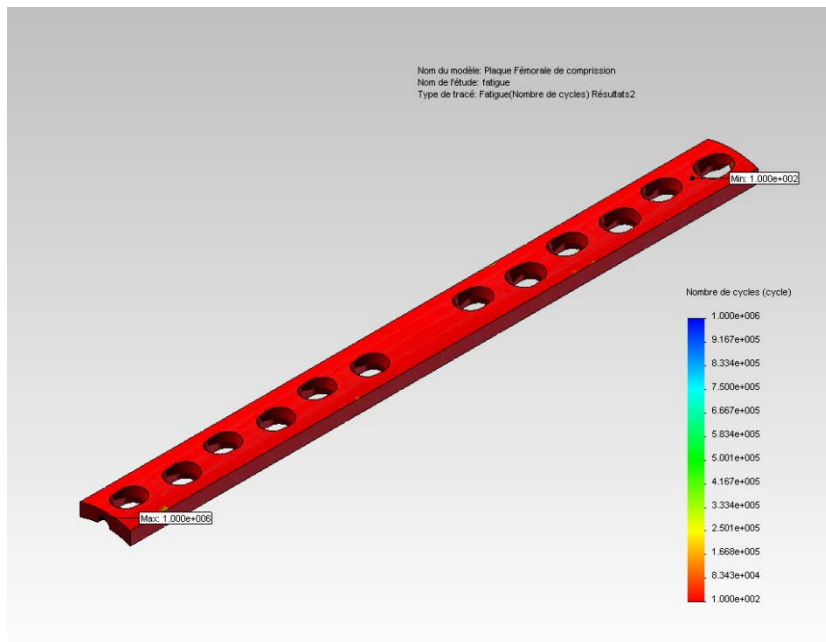


Figure V.23 Nombre de cycles de la plaque fémorale B

**Domaine d'endurance illimitée** : Dite également zone de sécurité. La courbe de Wöhler présente généralement (mais pas toujours) une limite asymptotique parallèle à l'axe des N. En dessous de cette valeur limite  $\sigma_D$ , il n'y a jamais rupture par fatigue quel que soit le nombre de cycles appliqué.

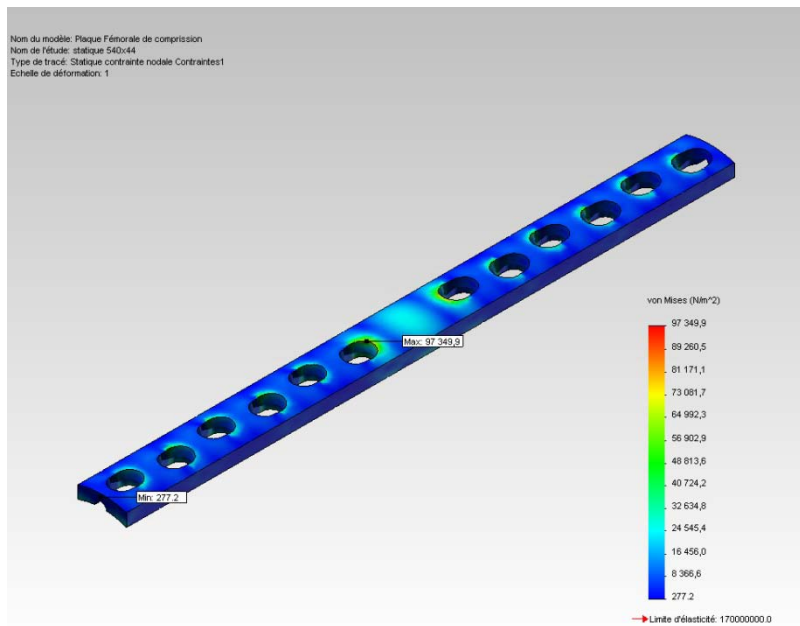
## V.2 Cas de plaque fémorale C

### IV.2.1 Etude statique

On fixe la plaque avec 11 vis et on détermine les contraintes, les déplacements et les déformations, puis une étude de fatigue ou on applique une charge égale à quatre fois le poids du patient.

**Tableau V.12 Résultats Contraintes**

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Contraintes1	VON: contrainte de von Mises	277.221 N/m <sup>2</sup> Noeud: 24095	97349.9 N/m <sup>2</sup> Noeud: 5901



**Figure V.24 Contraintes de la plaque fémorale C**

**Tableau V.13 Résultats Déplacements**

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Déplacements1	URES: Déplacement résultant	0 mm Noeud: 2	4.86593e-006 mm Noeud: 5149

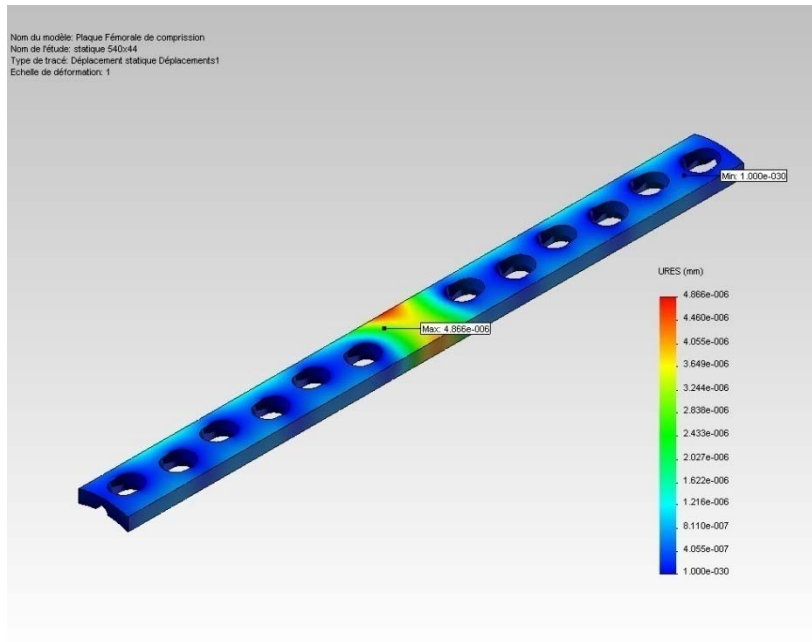


Figure V.25 Déplacements de la plaque fémorale C

Tableau V.14 Résultats Déformation

Nom	Type	Min	Max
Déformations1	ESTRN: Déformation équivalente	1.057e-009 Elément: 2084	2.76507e-007 Elément: 1185

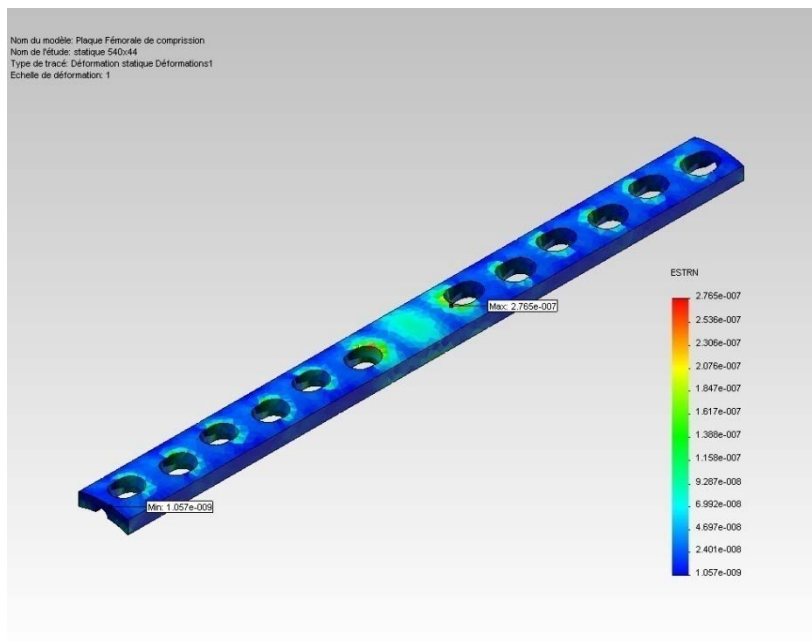


Figure V.26 Déformations de la plaque fémorale C

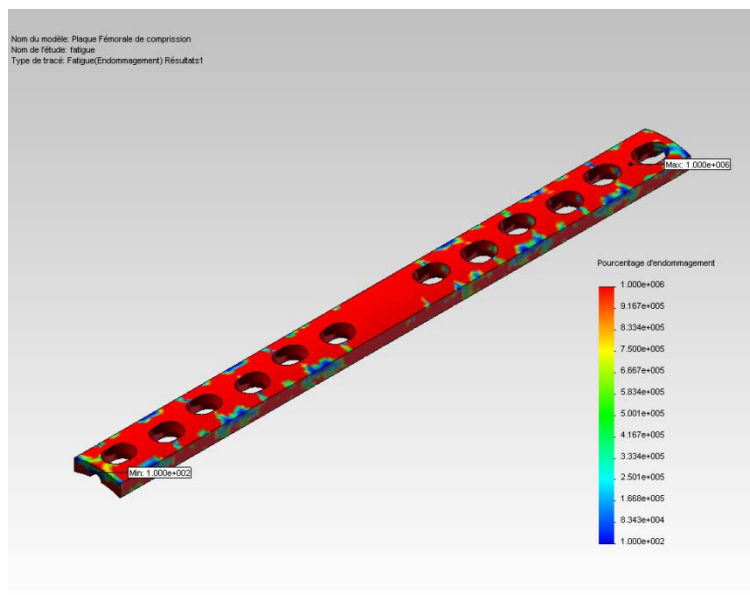
Les résultats de la simulation montrent que les valeurs des déformations, des déplacements et des contraintes sont très petites par rapport à la limite élastique du matériau. Ce qui signifie que cette plaque résiste aux conditions d'utilisation et elle ne se déforme pas. On remarque aussi que le nombre de fixation joue un grand rôle dans son comportement, quand le nombre de vis est petit le risque de cassure est grand.

**V.2.2 Etude de fatigue**

La Courbe qui représente la variation de contrainte par rapport aux nombre de cycle SN est la même pour les trois plaques.

**Tableau V.15 Résultats d'endommagements**

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Résultats1	Tracé des endommagements	100 Noeud: 745	1e+006 Noeud: 2



**Figure IV.27 Endommagement de la plaque fémorale C**

**Tableau V.16 Résultats du nombre de cycles**

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Résultats2	Tracé du nombre de cycles avant ruine	100 cycle Noeud: 2	1e+006 cycle Noeud: 745

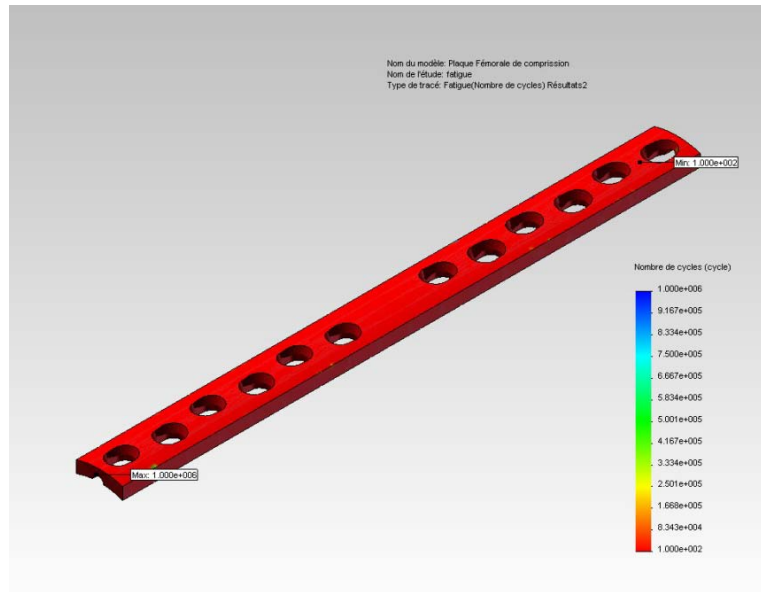


Figure IV.28 Nombre de cycles de la plaque fémorale C

**Domaine d'endurance illimitée** : Dite également zone de sécurité. La courbe de Wöhler présente généralement (mais pas toujours) une limite asymptotique parallèle à l'axe des N. En dessous de cette valeur limite  $\sigma_D$ , il n'y a jamais rupture par fatigue quel que soit le nombre de cycles appliqué.

### Conclusion :

Comme conclusion à tous ce qui a été fait comme étude statique et de fatigue, la rupture de la plaque fémorale ne peut pas avoir lieu sous chargement extérieure ou de contrainte de fatigue.

Les contraintes maximales dans les deux cas sont inférieure à la limite élastique qui est égale à  $1.7e8 \text{ N/m}^2$  ( $100955 \text{ N/m}^2$  et  $97349 \text{ N/m}^2$ ).

D'après les résultats obtenues avec les différentes méthodes de caractérisations et la comparaison entre le matériau de référence 316L et ceux utilisées sur les trois variantes de plaques fémorale (A, B et C) la cassure de ces dernières est due principalement aux défauts de matériaux. La métallographie nous a permis de voir ces défauts (irrégularités) dans la matière ceci est due apparemment au type de procédés utilisée lors de l'élaboration de ces plaques.

## **Bibliographie**

- [1] *MALLEM Bariza et YAHIAOUI Sabah -FRACTURE DU FEMUR « Cas de diaphyse fémorale » encadrer par Dr .H.MAZOUZ. Université EL Hadj Lakhdar Batna Algérie Département des Sciences et Techniques Option Biomécanique*
- [2] *Suzanne Degallaix et Bernhard Ilschner « CARACTERISATION EXPERIMENTALE DES MATERIAUX propriétés physique, thermique et mécanique » Traité des matériaux Tome 2*
- [3] *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*



# Conclusion générale

### *Conclusion générale*

Cette étude nous permis d'approcher au mieux les méthodes de caractérisations des matériaux et de connaitre le domaine d'utilisation des matériaux destinés à l'implantologie.

Les fractures des diaphyses fémorales présentent un risque de détaxation des membres ou d'inégalité de longueur en cas d'atteinte des cartilages de croissance. Ces risques peuvent être certes liés au traumatisme lui-même ou être la conséquence du traitement mis en œuvre pour réduire au mieux cette fracture.

Le problème de cassure de la plaque fémorale utilisée par le CHU de Batna en acier inoxydable 316L est un problème compliqué à étudier. Cette étude de caractérisation ne peut pas répondre exactement à cette question puisque elle ne traite qu'une partie du problème celui de la matière.

La matière utilisée dans les trois plaques fémorale est proche de la norme ASTM. Ce qui nous conduit 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'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 d'utilisation.

# **Annexes**

# Annexes

---

## Annexe 1

### *Mode opératoire*

Couper les plaques aux petits morceaux, puis fait un polissage mécanique avec papier abrasif selon la granulation suivantes 320-600-800-1000 est fini par un tissu en feutre (la finition est effectué avec  $Al_2O_3$ ). Puis voir le pourcentage de la porosité et le Carbone non combiné (Carbone libre), avec microscope optique type (*OLYMPUS U-CMAD3 Japon*) assisté par ordinateur avec un logiciel de traitement qui *ANALYSIS* illustré dans la figure V.7.

## Annexe 2

### *Mode opératoire*

Couper les plaques au petites morceaux en 1<sup>ère</sup> puis fait un polissage mécanique avec papier abrasif selon la granulation suivantes 320-600-800-1000- 1500 est fini par un tissu en feutre (la finition est effectué avec  $Al_2O_3$  ).suite une attaque chimique avec la solution d'attaque C 7 (Curran) qui contient :

- Fe Cl3 à 99,5% (Chlorure de fer 5g).
- HCl à 23% (Acide chlorhydrique 10 ml).
- H<sub>2</sub>O (Eau distillée 100ml).

La durée d'attaque est environ de 30 S L'observation métallographique est obtenue avec microscope optique type (*OLYMPUS U-CMAD3 Japon*) assisté par ordinateur avec un logiciel de traitement qui *ANALYSIS* illustré dans la figure IV.

## Annexe 3

### *Préparation avant l'analyse*

- Porter premièrement le four à 1150°C, ensuite contrôler par étape l'ensemble des équipements sur leur état hermétique, justement pas de bulle d'air pour une durée d'une minute.
- Alimenter d'oxygène le dispositif avec deux nacelles chargées pour le rendre saturé, puis couper l'alimentation d'oxygène, et sortire les nacelles à l'aide d'un crochet.
- Alimenter d'oxygène le dispositif pour en chasser le résidu dioxyde de carbone.
- Contrôler avec carbure de tungstène standard le dispositif sur son état de fonctionnement.

### *Etape d'analyse*

Peser les échantillons, les mettre dans les nacelles, et de les déposer au lieu à haute température dans le four à résistance tubulaire pour calcination à l'oxygène. Fermer le piston , sortir immédiatement les nacelles , et effectuer dans les 30 secondes la lecture des résultat (mis à zéro ), ensuite ouvrir le piston à té pour le raccorder à l'absorbeur, et faire successivement trois coups

## Annexes

---

d'absorption , et notre la température, 45 secondes après faire la lecture finale, et ceci sera faite en moins d'une minute .enfin calculer la teneur de carbone au moyen de différence volumétrique de tube mesure de gaz.

### *Calcul*

$$C \% = A \times B / m$$

Dans la formule :

A— lecture sur règle graduée (lecture finale moins celle primaire)

B—coefficients correcteur de température et de pression barométrique ;

m—quantité des échantillons (g)

### **Annexe 4**

Analyse des éléments Cr, Ni, Mn, Mo

### *Réactifs*

- Acide chlorhydrique concentré
- Acide nitrique concentré
- Eau ultra pure
- Solution étalonne de Mn à 5mg/l, Mo 5mg/l, Ni à 10mg/l, Cr5mg/l

### *Marche à suivre*

- Peser 0.5g d'échantillon dans un erlen de 250ml
- Ajouter 10ml d'HCl et 5ml d'HNO<sub>3</sub>
- Chauffer à basse température jusqu'à la dissolution complète
- Transvaser dans une fiole de 250ml
- Diluer à l'échelle prévue et homogénéiser avec l'eau ultra pure
- Préparer un essai à blanc
- Pour le manganèse et nickel faire une dilution (prélever 1ml de cette solution dans une fiole de 50ml et jauger avec le blanc)
- Pour le chrome faire une dilution de 100fois (1ml dans une fiole de 100ml)
- Faire l'analyse avec la spectroscopie d'absorption atomique (SAA700).

## ملخص

مع ارتفاع حوادث المرور و التي تسبب اغلبها كسورا في عدة مناطق من الجسم و لاسيما منطقة الفخذ، و التي تتطلب غالبا عمليات جراحية لوضع الواح داعمة لجبر هذه الكسور.

و نظرا للارتفاع الملحوظ في نسبة انكسار هذه الالواح في المستشفى الجامعي بباتنة و ذلك قبل جبر هذه الكسور، قمنا بدراسة لعينة من هذه الالواح لمعرفة بعض خصائص هذه الاخيرة و موفقتها للخصائص المرجعية ، حيث قمنا ببعض التحاليل المتبعة في دراسة خصائص المواد المخصصة لزراعة، و ذلك لمعرفة بعض الخصائص الفيزيائية و الكيميائية و مقارنتها بالمرجع، و عززنا هذه الخصائص بدراسة لتحاكي بواسطة برنامج سوليد واركس.

## RESUME

Dans la vie quotidienne l'être humain est découvert de différents accidents parmi ces accidents: Les accidents de la voie publiques qui ils sont le plus fréquences ; ces dernières provoquent plusieurs fractures de corps humain et surtout les fractures du fémur, qui nécessite généralement une intervention chirurgicale pour traiter ces fractures par des plaques fémorale.

Vu les cassures énormes de ces plaques fémorale au niveau de CHU Batna ; une étude pour déterminer les caractéristiques physico-chimique est faite pour avoir l'aptitude de ces plaques avec les normes suite cette étude une modélisation numérique est faite par logiciel SOLID WORKS.

## ABSTRACT

In the everyday life the human being east discovered various accidents among these accidents: The accidents of the highway public which they are more frequencies; these last cause several fractures of human body and especially the fractures of the femur, which generally requires a surgical operation to treat these fractures by plates femoral.

Considering the breaks enormous of these plates femoral on the level of CHU Batna; a study to determine the characteristics physic-chemical is made to have the aptitude of these plates with the standards, continuation this study a numerical modeling is made by software SOLID WORKS.