

## Propriétés mécaniques de l'Os

### I.1. Introduction

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os est indispensable pour la compréhension du mécanisme des fractures et pour le choix des techniques thérapeutiques.

### II.2. Propriétés mécaniques des matériaux

Un bref rappel des notions de base est indispensable avant d'envisager les propriétés mécaniques de l'os, tissu vivant de structure complexe, et celles des implants utilisés pour l'ostéosynthèse des fractures.

#### I.2.1. Définition

##### ❖ Force

Une force est une action ou une influence telle qu'une traction ou une pression qui est appliquée à un corps libre, tend à l'accélérer ou à le déformer

$$(force = masse \times accélération).$$

Elle se définit par son point d'application, sa direction et son intensité. Un newton est une force qui, appliquée à une masse de 1 kg lui donne une accélération de 1 m par seconde carrée.

##### ❖ Contrainte

Une contrainte (stress) peut être définie comme la résistance interne à la déformation, ou la force interne produite dans un matériau par l'application d'une charge extérieure.

$$Contrainte = charge / surface \text{ d'application de la charge}$$

Suivant le système international, les contraintes sont exprimées en newtons par mètre carré ( $1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$ ), parfois en  $\text{N/mm}^2$  ( $1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ méga pascal ou MPa}$ ).

Une grande partie des mesures concernant l'os ont été effectuées en utilisant les  $\text{kgf/mm}^2$ . Nous conserverons donc ces unités. Le lecteur obtiendra les résultats en MPa en multipliant les chiffres indiqués par 10.

Forces et contraintes peuvent être classées en tension (traction), compression, flexion, torsion et cisaillement, la tension tend à allonger le matériau et à le rétrécir. Inversement, la compression le raccourcit et l'élargit. Les deux agissent perpendiculairement à la surface du matériau. Le cisaillement (*shear stress*) agit parallèlement à cette surface. La torsion provoque dans le matériau des contraintes perpendiculaires à l'axe neutre de la structure.

### ❖ Déformation relative

La déformation relative que les Anglo-Saxons désignent sous le terme de *strain* est la déformation d'un matériau résultant de l'application d'une force ou d'une charge.

Il existe deux types de déformations relatives :

- Les déformations en tension ou en compression qui s'expriment le plus souvent en pourcentage de la longueur initiale ( $DL/L$ ) ou en centimètres par centimètre .... ;
- les déformations en cisaillement qui représentent le pourcentage de déformation angulaire du matériau et qui s'expriment en radians...

## I.2.2. Les essais mécaniques

Les essais mécaniques sont des expériences dont le but est de caractériser les lois de comportements des matériaux. La loi de comportement établit une relation entre les contraintes (pression=force/surface) et les déformations (allongement unitaire sans dimensions). Il ne faut pas confondre une déformation avec un déplacement ou une dilatation.

Cependant, la déformation d'une pièce dépend de la forme de la pièce et de la manière dont sont exercés les efforts extérieurs sur cette pièce. Il faut donc normaliser les essais. Des normes définissent donc :

- la forme de la pièce dont est fait le matériau ; on parle d'éprouvette normalisée ;

- Comment sont exercés les efforts sur l'éprouvette ; on parle d'essai normalisé.

### I.2.2.1 Essais en traction. Module de Young

La méthode la plus employée pour déterminer les caractéristiques mécaniques de base d'un matériau consiste à réaliser un essai de résistance à la traction conformément à la norme ISO .

Une éprouvette de forme et de dimensions standardisées est taillée dans le matériau à étudier. Deux repères distants d'une longueur  $L$  sont pointés le long d'une génératrice de la partie cylindrique.

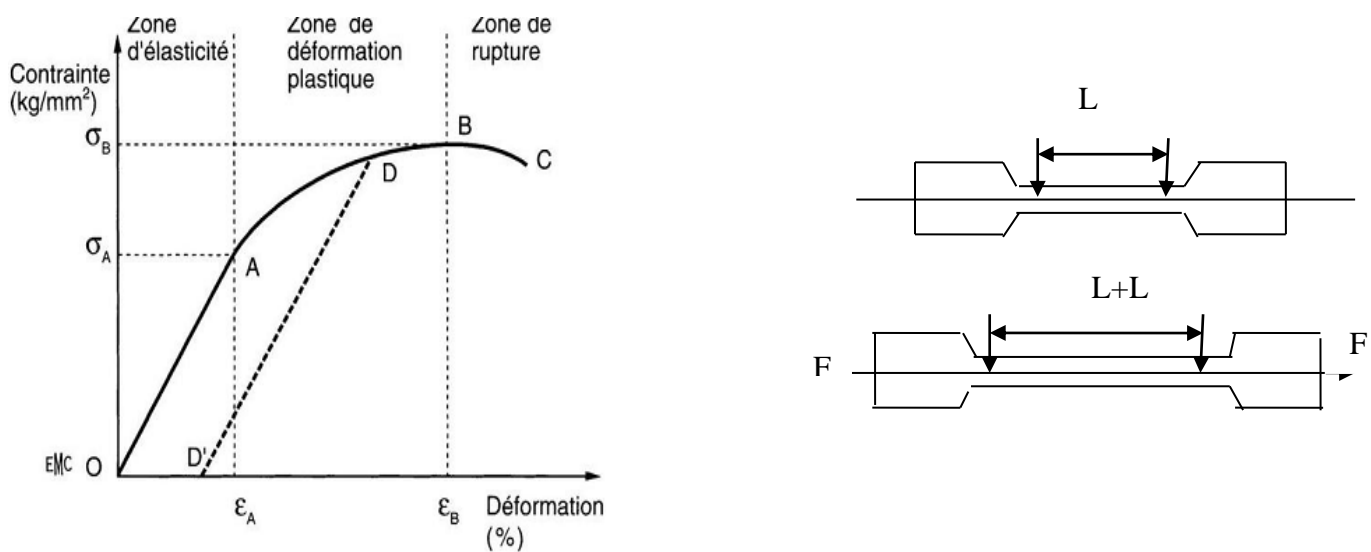
L'essai consiste à enregistrer, au moyen d'une machine de traction, l'évolution  $DL$  de la distance entre ces deux repères en fonction de la force  $F$ , appliquée parallèlement à l'axe à chaque extrémité de l'éprouvette.

La courbe (force/allongement) obtenue dépend du matériau, mais également des dimensions de l'éprouvette. Pour obtenir une courbe indépendante des dimensions de l'éprouvette, on rapporte usuellement la force  $F$  à la section initiale  $S$  de l'éprouvette. On parle alors de la contrainte (*stress*) nominale de traction :  $\sigma = F/S$ , qui s'exprime en (MPa) ou en  $\text{kgf}/\text{mm}^2$ .

De la même façon, l'allongement  $DL$  est rapporté à la longueur initiale  $L$  pour donner la déformation (*strain*) linéaire  $DL/L$ , qui s'exprime en pourcentage.

On obtient ainsi la courbe (contrainte/déformation) caractéristique du matériau.

En examinant un exemple de courbe (contrainte/déformation), on observe trois zones distinctes.



Courbe contrainte/déformation.

**Figure II.1 :** Courbe contrainte déformation d'un matériau.

1. zone d'élasticité.
2. zone de déformation plastique.

### **Zone d'élasticité (partie OA de la courbe)**

Cette partie de la courbe est assimilable à un segment de droite, c'est-à-dire que la formation est proportionnelle à la contrainte exercée sur l'éprouvette ou sur l'implant, C'est la loi de Hooke (1676).

Le rapport :  $E = \text{contrainte} / \text{déformation}$  est une constante appelée module d'élasticité en traction ou module de Young Il est exprimé en MPa ou en kgf/mm<sup>2</sup>, et il est l'expression de la pente de cette partie de la courbe.

L'élongation (A) est proportionnelle à la force (F) qui la provoque et inversement proportionnelle au module d'élasticité (E) :  $A = F / E$ .

Le module de Young est d'autant plus grand que le matériau est plus rigide.

Tant que l'on applique à un implant une contrainte inférieure à  $\sigma_A$  (qui est la limite élastique ou *yield stress* du matériau), la suppression de cette contrainte permet à l'implant de reprendre ses dimensions initiales (la décharge s'effectue sensiblement sur le même chemin que la charge, c'est-à-dire suivant la partie OA de la courbe). La déformation est élastique.

$\epsilon_A$  est la déformation produite par  $\sigma_A$  ; c'est la plus grande déformation élastique du matériau (*yield strain*).

### **Zone de déformation plastique (partie AB de la courbe)**

Au-delà du point A, la pente de la courbe diminue jusqu'à s'annuler. C'est-à-dire qu'à une faible augmentation de la contrainte appliquée correspond une forte augmentation de la déformation.

En outre, cette déformation n'est plus entièrement réversible. Si pour un niveau de contrainte  $\sigma_D$  la charge est lentement réduite, il en résulte une décharge le long de D'D, pratiquement parallèle à OA. Lorsque la contrainte est ramenée à zéro, il subsiste une déformation résiduelle  $\epsilon_D$  (on parle de déformation plastique). C'est ce que le chirurgien réalise très souvent en modelant une plaque d'ostéosynthèse.

C'est également le cas pour l'incurvation d'un des deux os de l'avant-bras de l'enfant lorsque l'autre os est fracturé.

Si l'on effectue une nouvelle mise en charge à partir du point D', on constate une évolution élastique le long de D'D, puis une évolution plastique le long de DB. La limite

élastique du matériau est maintenant  $r_D$  (supérieure à  $r_A$ ) ; les propriétés du matériau ont donc été modifiées. On dit que le matériau a été écroui ou qu'il a subi un écrouissage (*Strain hardening*).

Écrouir un métal ou un alliage consiste donc à le travailler sous des efforts supérieurs à sa limite d'élasticité pour le transformer en un autre corps à limite d'élasticité accrue, mais à domaine plastique réduit.

L'écrouissage peut être obtenu en métallurgie par forgeage, étirage ou laminage à froid. Le réchauffement à forte température de ce métal écroui lui rend ses qualités initiales. C'est le phénomène du recuit. L'usinage d'un implant entraînant des écrouissages locaux, il est assez souvent recuit pour lui rendre ses propriétés initiales.

### ✚ Zone de rupture (partie BC de la courbe)

Au-delà du point B, la pente de la courbe devient négative. La rupture a lieu pour la contrainte  $r_C$ .  $r_C$  est appelée contrainte de rupture (*ultimate stress* ou *fracture stress*) du matériau.

$e_C$  est la déformation produite par  $r_C$ . C'est la déformation pour laquelle la rupture a lieu (*ultimate strain*).

$r_B$  est appelée résistance à la traction (*tensile strength*). C'est la contrainte nominale maximale du matériau. C'est cette valeur qui est généralement donnée pour caractériser la résistance d'un métal. Pour les métaux utilisés en orthopédie, elle est très voisine de la contrainte de rupture  $r_C$ . Un matériau est cassant s'il se rompt rapidement dès que sa limite élastique est atteinte. Sa plasticité est faible ou nulle. C'est le cas du titane.

La ductilité ou malléabilité caractérise un matériau apte à se déformer dans la zone de plasticité, comme par exemple le cuivre.

### I.2.2.2 Essais en flexion :

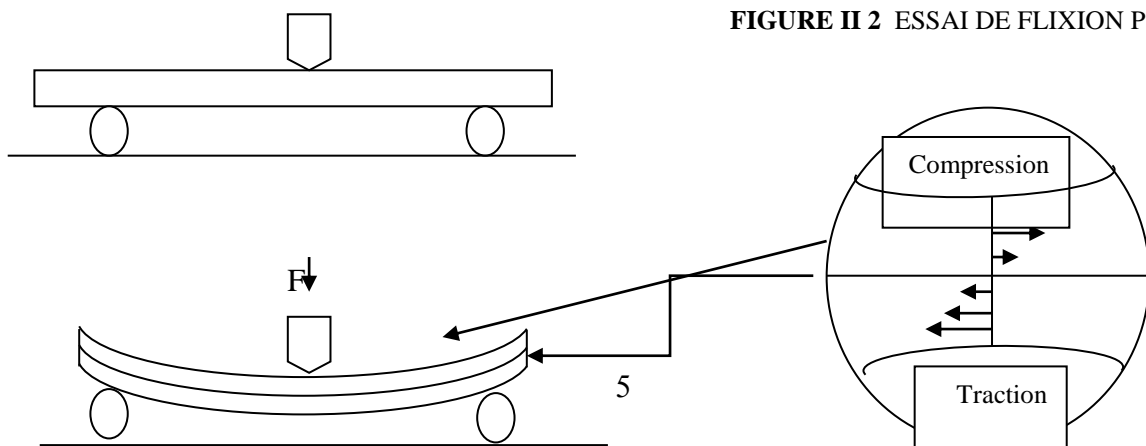
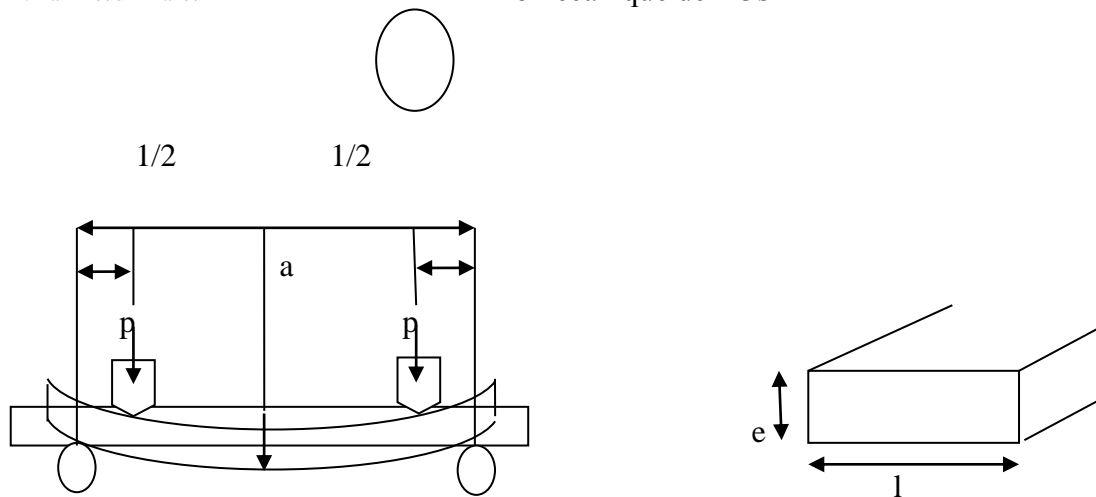


FIGURE II 2 ESSAI DE FLIXION POINS



**Figure II.2 : Essai de flexion quatre points.** La flexion  $d$  est inversement proportionnelle à la rigidité en flexion  $EI$ . La rigidité en flexion dépend du module d'élasticité ( $E$ ) du matériau et du moment d'inertie ( $I$ ), qui dépend lui-même des dimensions de l'éprouvette rectangulaire.  $EI$  : rigidité en flexion ;  $E$  : module d'élasticité du matériau de la poutre ;  $I = Le^3 / 12$

Il existe différentes techniques de tests en flexion. Elles varient en fonction du mode d'appui [encastrement ou appui simple du nombre d'appuis][flexion trois points (Fig II 5) ou quatre points (Fig II 6)] et du mode de chargement. Les éprouvettes doivent être longues et portent dans ce cas le nom de poutres. Nous ne pouvons pas entrer dans le détail de la théorie des poutres. Nous indiquons seulement quelques notions essentielles : en soumettant une poutre (mais aussi l'os, un implant ou le composite os-implant) à des tests en flexion, on provoque une déformation de cette poutre. Sa face supérieure devient plus courte que sa face inférieure. La face supérieure est en compression et la face inférieure en flexion. La poutre est en fait soumise à un gradient linéaire de contraintes allant de la compression à la flexion. Il y a donc une zone de la poutre dans laquelle les contraintes sont nulles. Cette zone correspond à un plan de symétrie horizontal appelé plan neutre de la poutre.

### I.2.2.3 Essais en torsion :

Un cylindre subit une contrainte en torsion lorsque ses extrémités sont soumises à un couple (forces parallèles travaillant dans des directions opposées) dont le plan est perpendiculaire à l'axe du cylindre ; Les contraintes de torsion se manifestent en spirales continues tout le long de l'objet.

Si on applique un couple de torsion aux extrémités d'une éprouvette, on observe sur la courbe (couple appliqué/angle de torsion) un comportement identique à celui obtenu lors de

l'essai en traction. La courbe présente une partie linéaire élastique, puis une zone plastique non linéaire jusqu'à rupture.

Si en traction, pour une section circulaire de l'éprouvette, la contrainte dans celle-ci est inversement proportionnelle au carré du diamètre, en torsion elle est inversement proportionnelle au cube de ce diamètre.

#### **I.2.2.4. Essais en fatigue**

Un matériau peut se rompre sous une contrainte inférieure à sa limite élastique s'il est soumis à des contraintes cycliques : c'est le *phénomène de fatigue*, l'un des essais les plus pratiqués pour déterminer le comportement en fatigue d'un matériau consiste à soumettre une éprouvette à un essai en torsion alternée et flexion rotative. Afin que les fibres du matériau soient successivement comprimées puis tendues, l'extrémité de l'éprouvette est soumise à une rotation cyclique, tandis qu'une charge est appliquée à l'autre extrémité. La charge étant connue, on relève le nombre de cycles pour lequel la rupture de l'éprouvette survient. La courbe (charge/nombre de cycles à la rupture) obtenue est appelée *courbe de Woehler*.

En examinant un exemple de courbe de *Woehler*, on constate généralement que :

- le nombre de cycles que supporte un matériau avant rupture diminue quand la charge appliquée augmente ;
- il existe une valeur de la charge en deçà de laquelle, quel que soit le nombre de cycles la rupture ne se produit pas.

Cette valeur de la charge est appelée limite *de fatigue* ou limite d'endurance. Pour les alliages habituellement utilisés en orthopédie, elle varie autour de 50 % de la charge de rupture.

L'endurance d'un implant augmente avec le taux d'écrouissage. Un implant recuit, très plastique, a une limite de fatigue basse. Compte tenu des charges qu'ils supportent, une plaque d'ostéosynthèse ou un clou centromédullaire sont au-dessous de la limite de fatigue lorsque la fracture est consolidée. Dans ces conditions, ils ne cassent pas. Ils cassent en revanche obligatoirement pour un nombre de cycles prédéterminé si la fracture ne consolide pas, car l'implant travaille au-dessus de sa limite de fatigue.

On estime habituellement à 2 millions le nombre de cycles de contraintes supportés par un implant du membre inférieur en 1 an.





### I.3. Propriétés mécanique de l'os

Un jour de 1866, au cours d'une réunion de naturalistes, Herman von Meyer présentait une section frontale de l'extrémité supérieure du fémur.<sup>59</sup> Parmi les auditeurs se trouvait Culmann, ingénieur et mathématicien de renom. Celui-ci fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os. Cette extrémité osseuse avait les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fairbain dont les lignes de contraintes maximales étaient connues. Ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Culmann proposa aux biologistes une loi à confirmer : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de charge avec le minimum de matériel <sup>25</sup>. L'idée fut acceptée et en 1870 *Wolff*<sup>64</sup> énonçait sa fameuse loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

#### I.3.1. Moyens d'étude

Ce n'est que depuis la Deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os ont fait l'objet de nouveaux travaux .Différentes techniques ont été utilisées :

- tests mécaniques tels que ceux que nous avons évoqués à propos des matériaux.
- technique des « vernis craquelants » par observation des déformations du revêtement d'un os au cours de l'application de charges.
- jauges de contraintes.
- photoélasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes qu'on leur fait subir. Cette technique que les auteurs ont utilisée à de nombreuses reprises, a encore un intérêt didactique ;
- modèles mathématiques complexes. Plus récemment, analyse par éléments finis qui permet de prévoir les contraintes dans une structure complexe. Rohlmann et al.<sup>55</sup> ont démontré que cette technique peut donner des renseignements sur des données simples telles que la distribution des contraintes résultant de l'application d'une force isolée. Elle reste en revanche très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif.
- techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différentes constantes élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

### I.3.2. Contraintes supportées par les os

Les connaissances dans ce domaine sont récentes et demeurent limitées. Dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué sur les os. L'application de ces forces provoque des déformations microscopiques. Ces déformations dépendent de l'importance des contraintes, de la géométrie de l'os, c'est-à-dire de sa longueur, de ses courbes, de son diamètre et de ses propriétés mécaniques.

Chez l'homme, le centre de gravité du corps est situé devant la deuxième vertèbre sacrée. La position latéralisée des membres inférieurs par rapport au centre de gravité produit des forces additionnelles asymétriques qui s'ajoutent au poids du corps.

Le squelette des membres inférieurs est ainsi soumis à une compression asymétrique. Il en résulte des contraintes en flexion qui sont en tension sur le côté convexe et en compression du côté concave.

La forme des os est adaptée pour diminuer les contraintes en flexion. Les os sont courbes, de telle sorte qu'ils sont dans l'axe de la résultante des forces qui agissent sur eux. Cette courbure augmente les contraintes de compression qui sont les mieux tolérées et diminue en revanche les contraintes de flexion.

Le travail de *Lanyon et Baggott*<sup>28</sup> avec des jauges de contraintes sur des radius de mouton a montré que la mise en charge axiale de cet os courbe produit des contraintes longitudinales mais aussi de flexion, en raison de la position excentrique de la charge. Il existe de ce fait des contraintes de compression du côté concave et des contraintes de tension du côté convexe.

Les contraintes de compression sont deux fois plus importantes que les contraintes de tension. Le calcul théorique basé sur la mise en charge d'une poutre chargée excentriquement prédisait des chiffres comparables. La pathologie des affections statiques ne peut être bien comprise qu'en prenant en compte la distribution des contraintes dans l'os. En 1968, *Blaimont*<sup>7,8</sup> commençait ainsi un de ses articles : « *La connaissance des contraintes osseuses et leur distribution est un élément presque entièrement ignoré de la physiologie du système de soutien* ». Cette connaissance est pourtant d'un grand intérêt pour l'ostéosynthèse, car elle permet une adaptation du matériel aux conditions mécaniques qui lui sont imposées.

## ❖ Fémur

Il est incontestablement l'os qui a été le mieux étudié. On sait depuis Pauwells que la charge qui s'exerce sur la tête fémorale est considérable. En position unipodale, le poids du corps excentré exerce sur la tête fémorale une charge de près de 300 kg, susceptible d'augmenter en fonction des efforts et des mouvements. En montant des escaliers, cette charge peut atteindre 5 fois le poids du corps et en marchant rapidement jusqu'à 7,6 fois car dans ce cas les forces d'accélération s'ajoutent à la charge statique. *Bergmann et al.*,<sup>5</sup> reprenant l'expérience de *Rydell*,<sup>57</sup> ont publié en 1990 leurs résultats après mise en place in vivo de prothèses de hanche équipées de jauges de contraintes chez deux patients. Les contraintes mesurées étaient pour un sujet de 370 % du poids du corps en montant les escaliers, de 416 % en les descendant et de 369 % en marchant à plat. Pour l'autre sujet, atteint d'une maladie neurologique entraînant des troubles de la marche, ces contraintes étaient respectivement de 552 %, 523 % et 413 %. Les contraintes sur le fémur en dessous du petit trochanter sont donc très élevées.

*Blaimont et al.*<sup>6,7</sup> après Comtet<sup>15</sup> ont attiré l'attention sur un aspect « *mystérieux et paradoxal* » de la résistance osseuse : le calcul des contraintes aboutit à des valeurs qui sont en contradiction avec les résultats de la mesure expérimentale de la résistance osseuse. Blaimont a ainsi testé un fémur qui a résisté à une charge céphalique de 900 kg, ce qui correspond à une contrainte en tension de la corticale externe sous le grand trochanter de 22,5 kgf/mm<sup>2</sup>. Une éprouvette prélevée au même niveau et testée en tension se fracturait pour une charge de 8,5 kgf/mm<sup>2</sup>. Le fémur aurait dû se fracturer à ce niveau pour une charge céphalique de 340 kg.

Comtet et al. ont observé la même anomalie: une diaphyse radiale soumise expérimentalement à un effort de traction présente une fracture lorsque la charge atteint une valeur qui suppose une contrainte moyenne de 23,5 kgf/mm<sup>2</sup>. Or au niveau où se produit la rupture, la résistance en traction sur éprouvettes isolées n'excède pas 14 kgf/mm<sup>2</sup>.

L'os est donc beaucoup plus résistant que le calcul mathématique et les essais en traction sur éprouvettes isolées ne le laissent supposer. « *Ce paradoxe peut s'expliquer soit parce que les bases du calcul mathématique des contraintes sont erronées dans leur application à l'os, soit parce que les épreuves de résistance à la traction sont entachées d'erreur* ». Blaimont a montré que les deux explications s'associaient pour expliquer le paradoxe :

- la dureté de l'os diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. Le module d'élasticité est nettement plus élevé au voisinage de l'endoste que dans la zone périostée. La différence est importante ; Comtet trouvait sur le radius un module de 2 600 kgf/mm<sup>2</sup> à proximité de l'endoste, et de 1 413 kgf/mm<sup>2</sup> sous le périoste. Si la totalité de la section osseuse présentait une égale dureté, les contraintes évolueraient suivant le modèle utilisé pour le calcul mathématique des contraintes. Dans la flexion fémorale, le périoste est plus déformé que l'endoste. Les zones déformées sont donc les plus déformables. Il s'ensuit une tendance à l'égalisation des contraintes;

- Comtet a montré que les épreuves de traction sur éprouvettes peuvent être entachées d'erreurs systématiques par défaut. Elles donnent de la résistance osseuse une idée trop pessimiste.

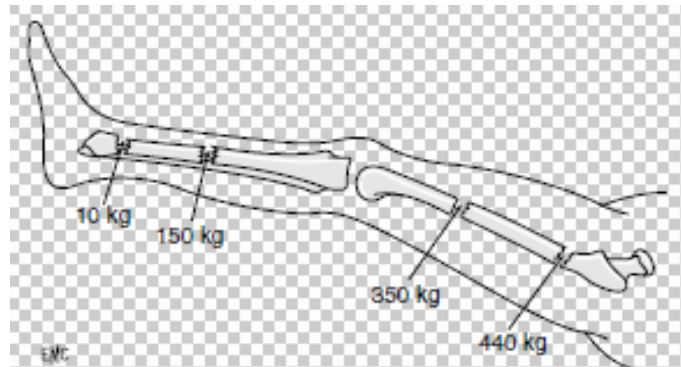
Les causes d'erreur peuvent neutraliser ou cumuler leurs effets et conduire à des erreurs sur la contrainte de rupture estimées à 60 %.

La répartition des contraintes sur le fémur est bien connue depuis les travaux de Blaimont<sup>7</sup> en 1968. Lorsque cet os est mis en charge, la partie externe de l'os subit des contraintes de tension (T) alors que sa partie interne subit des contraintes de compression (C). « *Les deux zones T et C s'enroulent l'une autour de l'autre, en spirale, du haut en bas de la diaphyse* ». Le fémur se fléchit donc sur toute sa hauteur. « *Les plus grandes déformations s'observent dans le haut du fémur puis vont en diminuant jusqu'à 20 cm. À partir de ce niveau, les déformations de compression présentent une nouvelle élévation tandis que les déformations de traction continuent de baisser* ». Les contraintes supportées par le fémur sont importantes, même lorsque le sujet en décubitus soulève simplement le membre du plan du lit. Diehl<sup>17</sup> les a évaluées compte tenu du poids du membre et du bras de levier qui correspond à la distance du centre de gravité au foyer.

## ❖ **Tibia**

Les études de Lanyon *et al.*<sup>27</sup> et celles de Carter<sup>13</sup> ont montré la complexité des contraintes supportées par la face antéro externe du tibia au cours de la marche et de la course. Pendant la marche, les contraintes sont en compression pendant l'appui du talon, en tension pendant la phase d'appui plantaire, puis à nouveau en compression au moment de l'appui en pulsion sur l'avant-pied et le gros orteil. Des contraintes en cisaillement apparaissent pendant la dernière partie du pas, indiquant une rotation externe du tibia à ce moment. Pendant la

course, il existe des contraintes modérées en compression au moment de l'appui du gros orteil suivies de contraintes très élevées en tension. Les contraintes en cisaillement sont faibles.



**Figure II 3** Moments de flexion (en cm/kg) produits par la simple élévation du membre inférieur au-dessus du plan du lit (d'après Diehl).

La face postérieure du tibia est en tension lorsque le pied est posé à plat.

Grâce à sa forme tubulaire, le tibia résiste bien aux contraintes en flexion.

Compte tenu de son plus large diamètre à sa partie supérieure et de ce fait de son plus grand moment d'inertie à ce niveau, il résiste mieux aux contraintes en torsion que la partie distale, dont le petit diamètre s'accompagne d'un moment d'inertie plus faible. Les contraintes en cisaillement à la partie distale du tibia sont le double de celles qui s'exercent sur la partie proximale. Cela explique la raison pour laquelle les fractures en rotation du tibia se produisent essentiellement à la partie distale de l'os. Comme le souligne Poitout,<sup>47</sup> le tibia peut être considéré à la coupe comme un « prisme triangulaire ». Si un « prisme triangulaire » métallique mis en compression perd de sa hauteur et s'élargit, le tibia au contraire voit ses faces se rapprocher sous l'influence des muscles sur ses faces contrebalance cette déformation.

### ❖ Fibula

Il a une courbure inversée par rapport à celle de la face postérieure du tibia et joue un rôle fondamental dans la transmission des contraintes en rotation.

La membrane interosseuse à une action essentiellement mécanique.

## ❖ Membre supérieur

C'est aux faces postérieures de l'humérus et des deux os de l'avant-bras que siègent généralement les contraintes de traction.

## ❖ Poutres composites os-muscle

1965,49 os et muscles s'associent pour augmenter la résistance d'un segment déterminé à des efforts parfois considérables. Ils forment ensemble une poutre composite beaucoup plus résistante que les os isolés. Les poutres composites sont l'association de deux matériaux différents unis solidairement et qui partagent les contraintes en fonction de leur module d'élasticité et de leur moment d'inertie. Reprenons l'exemple de Rabischong, c'est-à-dire les contraintes qui s'exercent sur les deux os de l'avant-bras lorsqu'une charge de 20 kg est placée dans la main. Si l'on considère que le coude est maintenu plié à 90° par les fléchisseurs du coude comme les câbles d'une grue, les contraintes de traction- compression dans les deux os de l'avant-bras sont de 2,5 t, ce qui est très supérieur à la résistance du squelette. Les muscles n'agissent donc pas sur les leviers squelettiques à la façon des câbles d'une grue, mais forment avec eux une poutre composite. Le muscle en contraction modifie ses dimensions et son module de Young. Il vient se plaquer étroitement sur le squelette. La ligne neutre se déplace. Le plan osseux passe en arrière d'elle et travaille en compression. Le calcul indique alors une contrainte qui n'est plus que de 1,30 kgf/mm<sup>2</sup>, ce que l'os peut parfaitement supporter. Les muscles se comportent également comme des haubans comparables à ceux qui tiennent un mât de bateau. En agissant ainsi, ils augmentent les forces de compression dans l'os, ce qui est favorable, puisque nous avons vu que c'est en compression que l'os est le plus résistant.

### I.3.3. Résultats

Ces recherches ont abouti à des conclusions à peu près identiques que nous pouvons résumer comme suit.

#### a. Matériau composite

L'os est un *matériau composite* comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Le collagène n'a aucune résistance en compression mais a une grande résistance à la traction. Pour *Zioupos et Currey*,<sup>68</sup> la diminution des

propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est due à des modifications du collagène. La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction.

L'os tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites unités protège l'os de la propagation des cracks.

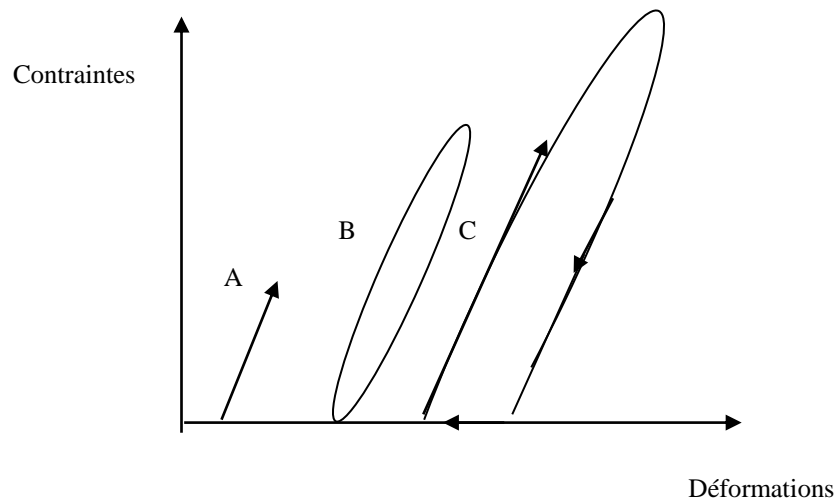
La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution elle s'est adaptée aux contraintes. Destinés à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne sont très minéralisés. La forme et la structure tubulaire de l'os ne sont pas un caprice de la nature. Son architecture en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes. Il suffit pour s'en convaincre de prendre une feuille de papier. Il faut très peu d'effort pour la plier. Si on la roule en forme de tube, en revanche, il devient plus difficile de la courber. La forme cylindrique est celle qui donne la plus grande résistance pour une quantité donnée de matière.

### **b. Résultat des tests:**

Les caractéristiques mécaniques de l'os révélées par les tests, varient en fonction de nombreux paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement... La dessiccation augmente la raideur (rigidité) de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant mais il est plus cassant.

#### ➤ **Résistance en traction :**

*L'os est élastique* et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction qu'il subit. Dès 1847, *Wertheim* évaluait le *module d'élasticité (module de Young) de l'os frais* entre 1 819 et 2 638 kgf/mm<sup>2</sup>. En 1876, *Rauber* l'estimait entre 1 982 et 2 099 kgf/mm<sup>2</sup>. Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2 000 kgf/mm<sup>2</sup> (20 000 MPa) et celui de l'os spongieux de 650 kgf/mm<sup>2</sup> (6 500 MPa). Nous verrons plus loin que les choses sont beaucoup plus complexes et que le module de Young varie fortement d'un point de la corticale à l'autre.



**Figure II.4 :** Les trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os (d'après Bonfield et O'Connor).

A : phase élastique.

B : boucle en hystérésis fermée.

C : boucle en hystérésis initialement ouverte et qui se ferme avec le temps à contrainte 0.

En 1967, *Bonfield et Li10* ont découvert que l'os de bœuf avait un module d'élasticité extrêmement dépassé en permanence dans les activités quotidiennes. Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître.

En 1978, Bonfield a repris ces expériences avec O'Connor.<sup>9</sup> Ils ont retrouvé un module d'élasticité très bas de 8 à 12 MPa (0,8 à 1,2 kgf/mm<sup>2</sup>):

- ✚ pour des contraintes très faibles en dessous de la limite élastique, l'os a un comportement élastique linéaire classique (courbe A) ;

- quand la limite élastique vient d'être dépassée, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La courbe (B) a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Cet aspect avait déjà été signalé par l'un des auteurs en 1976.

- ✚ pour des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne coïncident pas sous forme d'une absence de contrainte lors de la décharge. Elles laissent persister une



formation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (courbe C). La déformation non élastique a disparu lentement après la décharge, à condition d'attendre assez longtemps (jusqu'à 40 minutes).

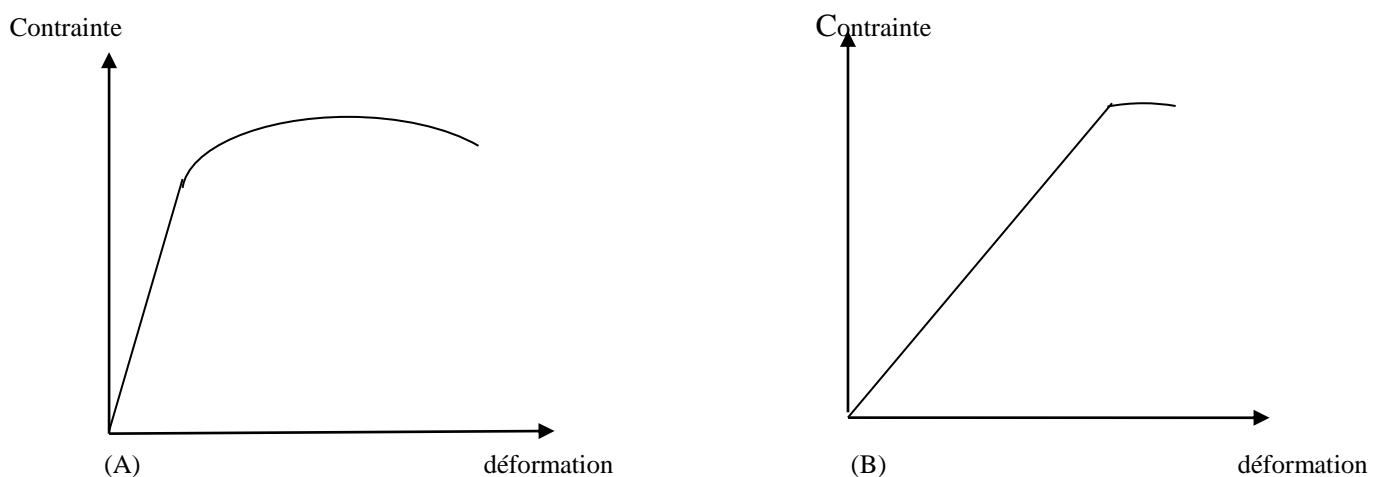
Les os de l'enfant ont un module plus bas que ceux de l'adulte et ils absorbent plus d'énergie avant de se fracturer, il existe chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os.

*La contrainte de rupture de l'os cortical* est très proche de sa limite élastique. Cette contrainte de rupture varie entre 9,25 et 12,41 kgf/mm<sup>2</sup>.

### ➤ Résistance en compression

Lorsque deux forces s'appliquent sur un corps en directions opposées, dirigées l'une en direction de l'autre, le corps est en compression. Il devient plus court et plus large et finit par s'écraser. La formule applicable est la même que pour la résistance en traction soit  $P = SK$ , mais cette fois  $K$  est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance en compression de l'os cortical varie suivant les auteurs de 12,56 à 25 kgf/mm<sup>2</sup> soit deux fois plus que le bois. Nous retiendrons une moyenne de 15 kgf/mm<sup>2</sup>. La charge de rupture en compression de l'humérus est ainsi de 2 200 kg, celle du fémur de 3 450 kg avec les mêmes réserves que celles que nous avons énoncées pour la charge à la rupture en traction. L'os résiste donc mieux à la compression qu'à la traction.



**Figure II.5** Courbes contraintes-déformation du fémur (d'après Burstein et al.).

A. Traction.

B. Compression. Noter l'absence de phase plastique en compression.

L'os spongieux a une résistance en compression beaucoup plus faible. Elle est de 1 kgf/mm<sup>2</sup> aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kgf/mm<sup>2</sup> dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur. Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical<sup>61</sup>. C'est donc en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge. Le rôle principal de l'os spongieux semble être l'amortissement des contraintes. L'arthrose pourrait être due à une diminution de son élasticité. En 1972, *Burstein et al*<sup>12</sup> ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle que l'on observe avec les polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de microfractures dans la corticale. En compression la courbe reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique.

➤ **Résistance au cisaillement**

Le cisaillement survient lorsqu'un groupe de forces tend à faire glisser une partie du corps sur lequel elles sont appliquées, sur la partie voisine. La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 7 à 11 kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os cortical et de 0,10 à 0,5 kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os spongieux. En gros, l'os cortical est 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

➤ **Résistance en flexion**

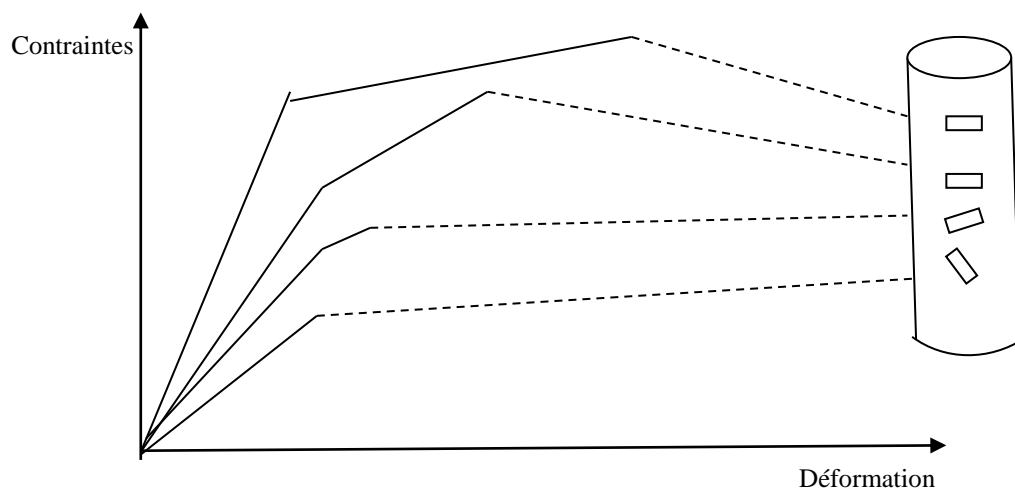
La résistance en flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kgf/mm<sup>2</sup>. Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci augmente avec la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre.

Cela explique l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé qui donne une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Cela explique également les constatations de Blaimont<sup>8</sup> lorsqu'il a mesuré la microdureté des diaphyses. Celle-ci diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre L'os n'est donc pas homogène mais son hétérogénéité est organisée.

### ➤ Résistance en torsion

La résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 9,3 kgf/mm<sup>2</sup>, avec une moyenne de 7 kgf/mm<sup>2</sup> sur éprouvettes. Comtet<sup>15</sup> ne trouve que 5 à 6 kgf/mm<sup>2</sup> sur l'os entier. Il attribue cette différence aux micro-défauts de surface qui existent sur l'os. En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une traction et à une compression s'exerçant à 45°. La formule des contraintes en torsion que nous avons vue à propos des matériaux nous apprend que plus l'os est long, moins il est résistant en torsion.

Cela explique que les fractures spiroïdales surviennent sur les os longs. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable. Si le bras de levier est long, comme par exemple un humérus tordu par l'intermédiaire de l'avant-bras, la force nécessaire pour rompre l'os est moindre (fractures au cours de concours de « bras de fer »). Le site des fractures en torsion ne coïncide pas avec le siège d'application de la torsion.



**Figure II.6 :** Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os cortical fémoral : traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction transversale (T)

### c. Anisotropie

Matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, Evans<sup>19</sup> a montré qu'il est *anisotrope*, c'est-à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans

tous les plans. Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. Transversalement ou obliquement, cette résistance est plus faible.

La résistance et la raideur de l'os sont maximales dans les directions correspondant aux contraintes les plus élevées. En 1975, *Reilly et Burstein*<sup>52</sup> ont présenté la première étude systématique de l'anisotropie de l'os. Ils ont montré que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module transversal. Konirsch<sup>26</sup> a montré, grâce aux extensomètres électriques à grande amplification, que le module d'élasticité varie notablement suivant la face de l'os et suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion. Il diminue de l'endoste au périoste, ce qui tend à égaliser les contraintes intra-osseuses :

- à proximité de l'endoste : 2 600 kgf/mm<sup>2</sup> (26 000 MPa) ;
- sous le périoste : 1 400 kgf/mm<sup>2</sup> (14 000 MPa).

L'os étant plus résistant en compression qu'en traction, c'est de préférence sa face soumise à des contraintes en traction qu'il faut renforcer lors d'une ostéosynthèse. Fort heureusement, les métaux utilisés comme implants pour l'ostéosynthèse possèdent une bonne résistance en traction.

#### **d. Viscoélasticité**

L'os vivant est viscoélastique. Ses propriétés mécaniques varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd en partie cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides qu'aux efforts lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes

- si on applique une charge sur un os, il se déforme instantanément ; si la charge est maintenue, l'os continue à se déformer pendant 55 jours ;
- après 55 jours, la déformation atteint 153 % de celle qui avait été obtenue après les 2 premières minutes.

Le serrage d'une vis illustre bien cette viscoélasticité. Après l'avoir serrée à fond, il est toujours possible de donner un quart ou un demi-tour après quelques minutes.

### e. Autres propriétés

Tissu vivant, l'os a en outre deux propriétés considérables qui le distinguent des autres matériaux :

- en réponse à des demandes fonctionnelles, il peut changer ses propriétés mécaniques locales et les adapter aux contraintes. Il existe une « fenêtre de contraintes admissibles » ; si l'os est soumis à un excès de contrainte, il va s'adapter en augmentant de volume et en modifiant sa texture. Si les contraintes deviennent excessives, il se nécrose ou se fracture (fractures de fatigue). Si au contraire il est soumis à un niveau de contrainte insuffisant, il va s'amincir et devenir plus fragile. C'est le phénomène du *stress-shielding* que l'on observe au contact de prothèses massives très rigides parfaitement et directement fixées à l'os. Ce phénomène est également préoccupant en mission spatiale de longue durée ;

- l'os a la possibilité remarquable de se réparer lui-même. Ces propriétés sont le résultat de l'action combinée de processus biologiques et mécaniques complexes. Les mesures de Burstein ont montré qu'avec l'âge se produit une diminution de la déformation maximum avant rupture, atteignant 5 % tous les 10 ans au niveau du fémur et 7 % tous les 10 ans pour le tibia.

**Tableau 1** Résistance globale des os entiers d'après Yamada<sup>66</sup> rapporté par Sedel<sup>58</sup>.

Os	Charge de rupture en flexion (kg)	Résistance à la rupture en flexion (kg/mm <sup>2</sup> )	Déflexion (mm)	Charge de rupture en torsion (kg/cm)	Résistance à la rupture en torsion (kg/m <sup>2</sup> )	Angle avant rupture (degrés)
Fémur	250	19,3	11,1	1400	4,62	1,5
Tibia	262	20,1	9	1000	4,43	3,4
Péroné	40	20,1	14,3	116	4,01	35,7
Humérus	136	19,3	8,8	606	4,95	5,9
Radius	53	21,3	9,3	208	4,55	15,4
Cubitus	64	21,3	9,4	190	4,48	15,2

### Conclusion

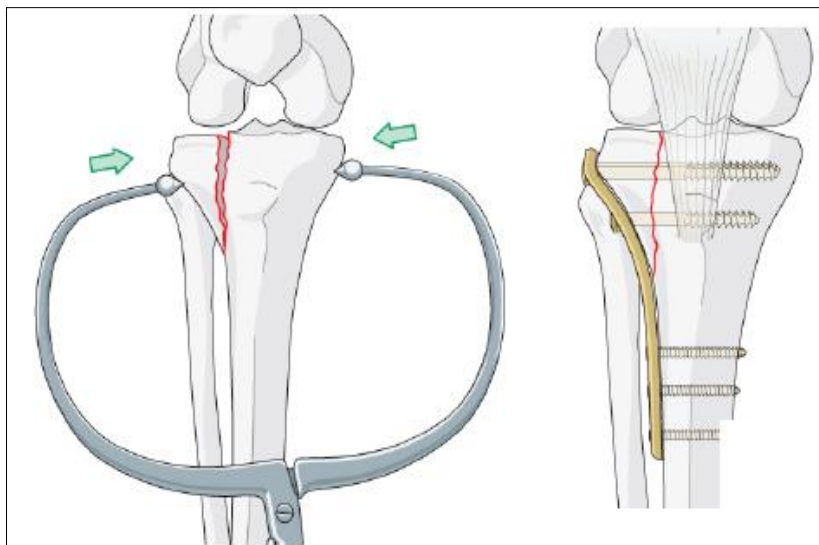
La connaissance des conditions mécaniques idéales est d'une importance fondamentale pour le traitement des fractures osseuse.

## II-1 Principe general de l'ostéosynthèse

### Introduction

L' Ostéosynthèse est la réduction chirurgicale des fractures par la réunion des fragments osseux et son maintien à l'aide de vis, fils, plaques clous, ou autres moyens mécanique, le matériel doit être "biocompatible" c'est-à-dire qu'il ne doit pas déclencher des réactions toxiques, inflammatoires. Le matériel doit être à l'abri de tout effet corrosif. Le matériel métallique doit être sans défaut qui pourrait être le point d'appel d'une rupture. Les alliages utilisés doivent être très résistants même si leur volume est faible. Le plus souvent les alliages associent le chrome, le cobalt et le molybdène. On utilise aussi beaucoup l'acier Inoxydable.

Les plaques d'ostéosynthèse sont fabriquées avec toutes sortes de formes et de tailles a fin d'être adaptées à tous les os et à toutes les fractures. Les clous utilisés pour les diaphyses des os longs existent également en toutes longueurs et calibres et leur mise en place est facilitée par un matériel "ancillaire" adapté. Les ostéosynthèses doivent permettre une immobilisation réduite et une rééducation précoce des articulations afin d'obtenir une reprise de la marche dans les meilleurs délais.



**Fig.II.1** : Réduction chirurgicale des fractures

## II.2 Principes général de l'ostéosynthèse verrouillée

### But des plaques verrouillées

Accroître les performances fonctionnelles de la liaison plaque, vis et os dans le but d'améliorer la synthèse osseuse (particulièrement dans les os de mauvaise qualité)

Principes généraux de l'ostéosynthèse verrouillée [2]

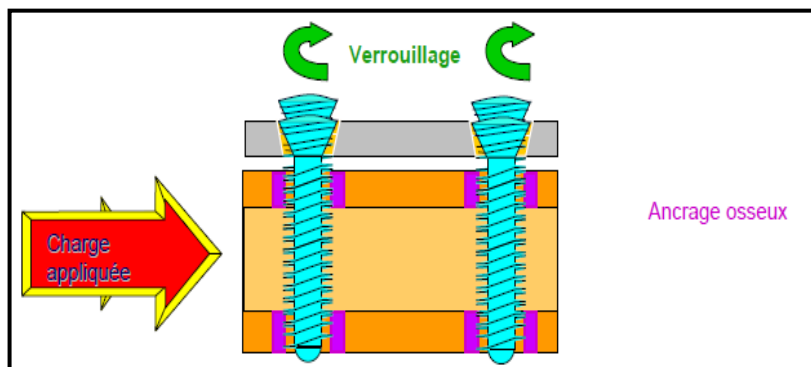


**Fig.I I.2** : ostéosynthèse verrouillée

### Faiblesses des plaques conventionnelles

- 1- L'interface vis/plaque permet le pivotement de la vis
- 2- L'instabilité apparaît lorsque la charge appliquée devient supérieure aux forces de frottement entre la plaque et la surface osseuse

### II-2.1 Principe de fonctionnement des plaques verrouillées:

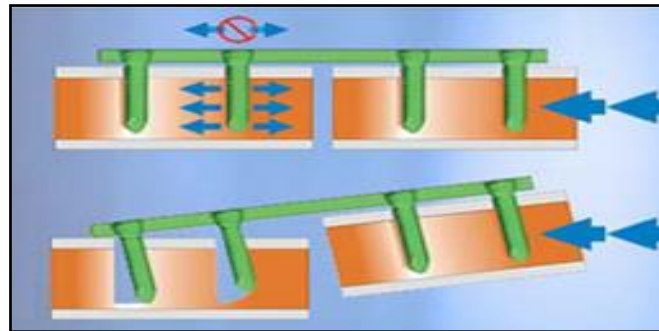


**Fig. II.3** : Principe de verrouillées

Jusqu'à ce que la charge appliquée devienne supérieure à la contrainte admissible de l'os en

Compression, le montage reste stable.

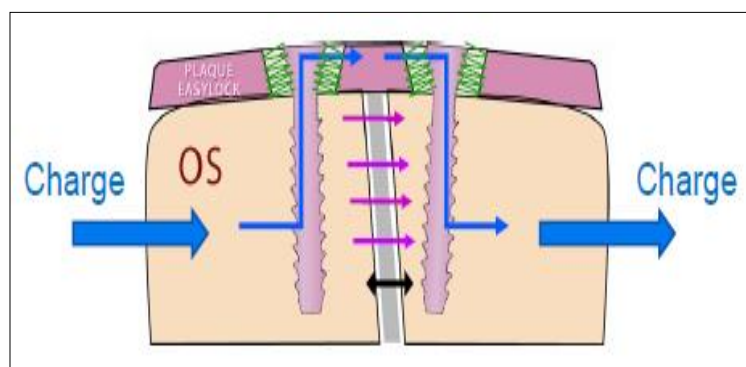
### Mode de défaillance des plaques verrouillées



**Fig.II.4** : défaillance des plaques verrouillées

L'ostéosynthèse verrouillée « rigide » a révolutionné les méthodes chirurgicales et s'impose aujourd'hui comme le Gold Standard de l'ostéosynthèse moderne. Ce pendant elle reste perfectible, notamment sur les points suivants:

- Nécessité d'une parfaite coaxialité entre le filetage de la tête de vis et le taraudage de la plaque, ce qui implique l'utilisation d'un guide de perçage,
- Risques de grippage entre la vis et la plaque, donc difficultés de démontage voire impossibilité d'ablation complète du matériel,
- Montage « plus rigide que les os qu'il maintient », ce qui génère des hyperpressions autour des vis et entraîne une perte de densité Osseuse si le matériel n'est pas retiré après consolidation du fait des contraintes mécaniques insuffisantes au niveau du foyer consolidé,
- Protocole chirurgical souvent plus complexe et plus long que pour une Ostéosynthèse conventionnelle (ajout d'une contre-vis, nécessité d'utiliser des Instruments spécifiques pour maintenir une pièce mobile, ...),
- Matériel généralement plus encombrant,
- Contraintes dimensionnelles interdisant toute application pour le micro fragments.



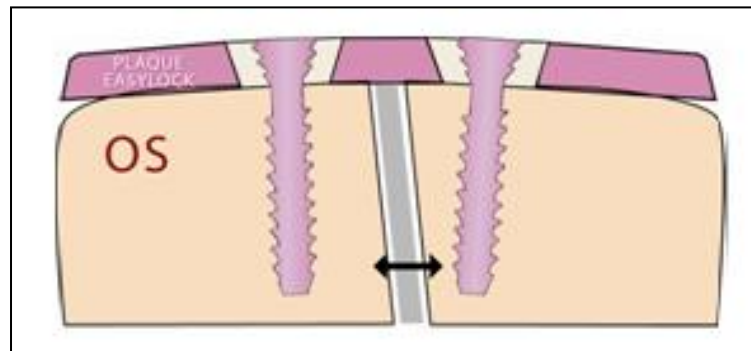
**Fig.II.5** Contraintes résiduelles



Capacité de l'os de modifier sa taille et sa forme pour s'accommoder des nouvelles charges Mécaniques

### II.2.2 Système de verrouillage angulé

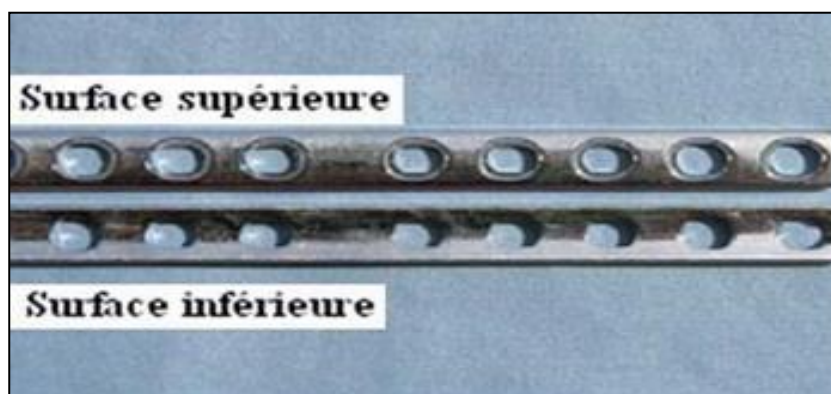
Grâce à son élasticité (module de Young) proche de celle de l'os, le confère au montage de la propriété dynamique qui permet de maintenir la stabilité nécessaire au processus de consolidation, tout en générant un état de contrainte du foyer qui stimule l'ostéogénèse.



**Fig. II.7** Le système EasyLock se comporte comme un fixateur interne dynamique.

### II-3 Les principes classiques de l'ostéosynthèse par plaque

Les principes classiques de l'ostéosynthèse par plaque, reposaient sur la genèse de forces de frottement entre la plaque et l'os. La stabilité était conditionnée par la compression de la plaque sur l'os cortical, obtenue par le serrage des vis. Les plaques à compression dynamique (DCP), grâce à la forme ovale de leurs trous, ont permis d'ajouter à la stabilité initiale, l'effet d'une compression inter-fragmentaire (Fig.6)



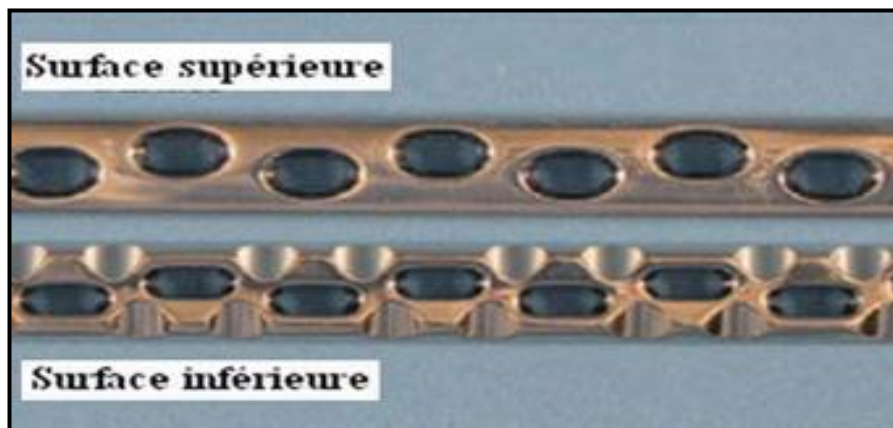
**Fig.II.8** : Plaques DCP

Ces plaques nécessitent d'être modelées le plus précisément possible, afin d'épouser Parfaitement la forme de l'os. Le contact entre l'os et la plaque doit être maximal sur toute la Surface de l'os. Tout défaut de modelage de la plaque risque d'induire une perte de la Réduction lors du serrage des vis.

En revanche, la compression de la plaque sur l'os peut perturber la vascularisation périostée, ce qui peut être à l'origine d'une raréfaction osseuse sous la plaque. Cette complication peut provoquer un lâchage d'implant, des fractures sous plaque, des infections et des fractures secondaires, après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse

Durant la seconde moitié du XXIème siècle, les principes de l'AO ont évolué vers une prise en compte de la vascularisation locale et de la préservation des tissus mous environnants. Les principes de l'ostéosynthèse biologique ont été décrits sous le concept de Minimale Invasive Plate Ostéosynthèses (MIPO).

Une première évolution des implants a consisté à développer des plaques à contact limité (Limite Contact Dynamique Compression Plate: LC-DCP). Ces plaques présentent des Encoches sur la face en contact avec l'os, qui préservent ainsi davantage sa vascularisation. Elles permettent de diminuer de 50% les lésions vasculaires périostes (Fig.7)



**Fig. II. 9:** Plaques LC-DCP

Afin d'améliorer le concept, de nouvelles plaques ont été mises au point dans le but de supprimer complètement la compression de la plaque sur l'os, sur toute la longueur de l'implant. Ces plaques à vis verrouillées (locking Compression Plate : LCP) ont été conçues de telle sorte que les têtes de vis filetées viennent se verrouiller dans les trous de la plaque. Ainsi la plaque n'est plus appliquée directement contre l'os. Les vis sont positionnées selon un axe fixe, déterminé par le filetage de la tête de vis et du trou de la plaque. Elles sont Généralement orientées perpendiculairement à l'axe de la plaque. Le verrouillage des vis, Implique la formation d'une « unité de fixation » minimisant les mouvements entre la plaque, les vis et l'os

La construction se comporte alors comme un fixateur interne. Le contact entre l'os et la plaque étant moins intime, le modelage de la plaque peut être moins précis. La Fragilisation de la plaque et le temps opératoire s'en trouvent diminués Ces plaques constituent les implants de choix pour une ostéosynthèse sans abord du foyer de fracture, permettant la préservation de l'hématome fractura ire

En outre, les plaques LCP présentent des trous mixtes, comprenant une partie pouvant accueillir une tête de vis verrouillée, et une autre partie accueillant une vis standard (Fig.8). Ce trou pour vis standard est conformé de manière à pouvoir appliquer, si nécessaire, une Compression inter fragmentaire.

Les plaques LCP associent trois caractéristiques originales qui permettent :

- d'assurer une compression inter fragmentaire
- d'utiliser des vis verrouillées garantissant un contact limité de la plaque sur l'os
- d'obtenir une stabilité angulaire du montage plaque-os



**Fig. II. 10** : Mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et non verrouillée (à droite) dans une plaque LCP

Dernièrement, d'autres systèmes de plaques verrouillées ont vu le jour. Ces plaques permettent d'insérer des vis verrouillées avec une angulation jusqu'à 15° grâce à des trous Réorientés. Ce sont notamment les systèmes Synthés

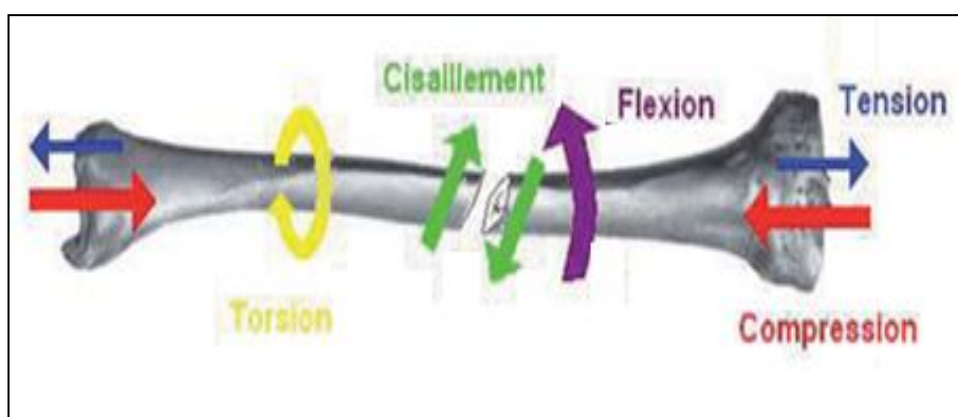
### I.3.1 Choix du matériel

Le choix du montage optimal doit prendre en compte, la localisation de la fracture, les dommages présents sur les tissus mous, l'âge, la taille et le poids ainsi que ses conditions de vie.

En outre, le choix du montage se heurte parfois aux contraintes économiques du propriétaire

Le montage choisi est soumis aux différentes forces exercées sur l'os fracturé (Fig.11)

- la torsion intervient lors de la rotation du segment autour de son grand axe.
- la compression s'applique selon une direction axiale, liée au poids de l'animal, aux angles articulaires et à la sollicitation du membre.
- la tension, également axiale, est opposée à la compression et dépend du poids du membre et de l'action des muscles qui s'insèrent sur l'os.
- la flexion est composée de deux forces opposées appliquées à chaque extrémité induisant un moment de flexion.
- le cisaillement est présent surtout lors de fracture oblique. Il résulte de la compression et s'exerce selon le plan du trait de fracture.



**Fig. II.11** : différentes forces exercées sur l'os fracture.

Plusieurs types d'implants peuvent être utilisés lors de l'ostéosynthèse biologique:

- les clous verrouillés : Lorsque le diamètre est bien adapté à la cavité médullaire, il n'entraîne que de faibles dommages vasculaires. La stabilité obtenue est légèrement moindre par rapport à celle des plaques, notamment si les fragments osseux sont de petite taille, Situé proche de l'axe neutre de l'os et avec l'appui des vis de verrouillage, le clou verrouillé peut répondre à l'ensemble des forces qui s'appliquent à l'os fracturé [30]. Le temps chirurgical est diminué et le retrait d'implant est aisé.
- le montage combiné clou-plaque : Ce montage comprend un clou centromédullaire s'opposant au forces de flexion et une plaque vissée qui neutralise les forces de compression et de torsion [3].
- l'association plaque et fixateur externe : La plaque vissée permet un alignement facilité des abouts fracturaires. Le fixateur externe renforce la solidité du montage tout en minimisant l'abord du foyer de fracture.
- la plaque seule : L'ostéosynthèse par plaque vissée est l'un des moyens les plus utilisés aujourd'hui grâce à la grande diversité des implants disponibles et adaptés au milieu vétérinaire. Elles permettent de neutraliser l'ensemble des forces qui s'appliquent sur le foyer de fracture [3].

## **II-4 Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP**

### **II.4 .1 Répartition des forces**

La stabilité des plaques LCP, en mode verrouillé, ne s'appuie plus sur la friction entre la plaque et l'os. Aujourd'hui, il n'est pas possible d'extrapoler les règles de choix d'implants, à partir des principes définis historiquement.

Le concept de chirurgie mini-invasive et la recherche d'une stabilité relative impliquent de choisir des plaques plus longues, fixées par des vis aux extrémités.

## II.4.2 Longueur de la plaque

Le choix de la longueur est une étape importante dans la sélection de l'implant. D'un point de vue mécanique, la plaque et les vis doivent être les moins sollicitées possibles, pour éviter les ruptures d'implants avant l'obtention de la cicatrisation.

La longueur idéale de la plaque a été estimée à l'aide d'un index décrit dans l'article de Roxburgh [3] rapportant la longueur de la plaque à celle du foyer de fracture

$$\text{PSW} = \frac{\text{Longueur de la plaque}}{\text{Longueur de la fracture}}$$

Gautier et Sommer, en 2003, [3] indiquent de façon empirique que cet index doit être supérieur à 2 ou 3 pour une fracture comminutive et supérieur à 8 ou 10 pour une fracture simple. Ceci a été vérifié et avec des plaques LCP montées sur des tubes en composites.

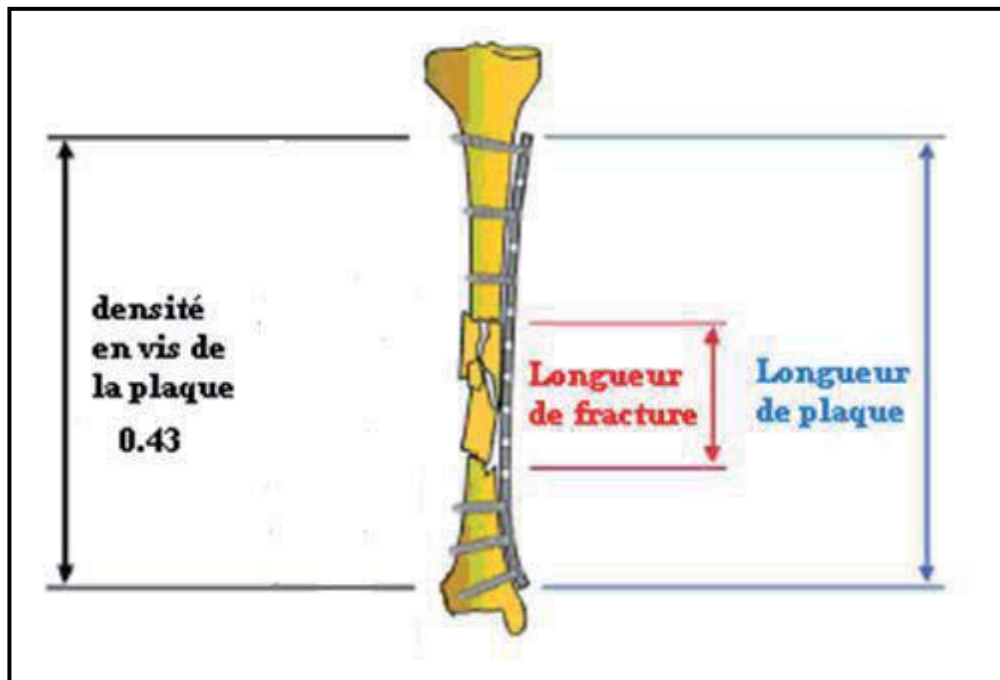
## II.4.3 Nombre, position et choix de vis :

### Nombre de vis

Le nombre optimal de vis, lors d'utilisation de plaque LCP en mode verrouillé, a aussi été défini par un index rapportant le nombre total de vis sur la plaque divisé par le nombre total de trous disponibles dans la plaque, appelé « plate sacre densité » (PSD) (Fig.9)

$$\text{PSD} = \frac{\text{Nombre de vis}}{\text{Nombre de trous}}$$

Des chercheurs [3], recommandent empiriquement un PSD compris entre 0,4 et 0,5 sur l'ensemble de la plaque. De la même façon seule l'étude de Stofflet [4] justifie ces recommandations.



**Fig.II.12** : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi  $PSD=6/14=0.43$

En 2003 Gautier et Sommer ont établi des recommandations fondées sur leurs résultats cliniques, chez l'homme, pour le traitement de diverses fractures :

- au minimum 2 vis et 3 corticales par about osseux pour des fractures simples
- au minimum 2 vis et 4 corticales par about osseux pour les fractures comminutives.

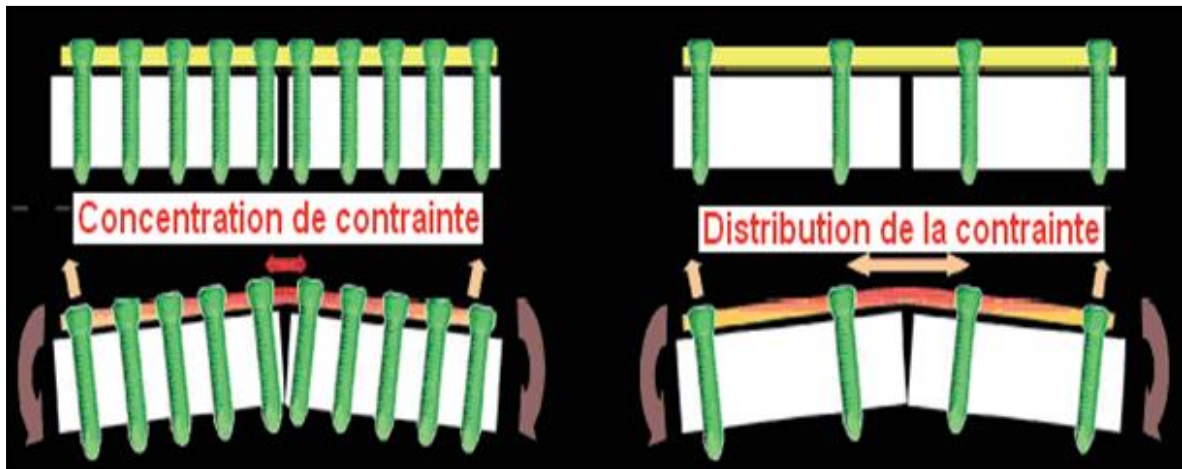
Une autre étude menée [4] a démontré qu'aucune différence significative de raideur n'était observable entre un montage DCP comportant 100% de trous utilisés avec un Montage n'en utilisant que 60 %,

Malheureusement, peu d'études se sont intéressées à l'influence du nombre de vis sur des montages LCP, lors d'essais mécaniques en flexion.

#### II.4.4 Position des vis :

La résistance à la mise en charge du montage est largement conditionnée par la position des vis. Deux longueurs sont importantes à retenir. La longueur de travail qui est l'espacement entre les deux vis les plus proches du trait de fracture et la distance entre le trait de fracture et la première vis sur chaque about.

La variation de la longueur de travail entraîne une variation de la concentration de la contrainte comme illustré si dessous (Fig.10) en flexion :



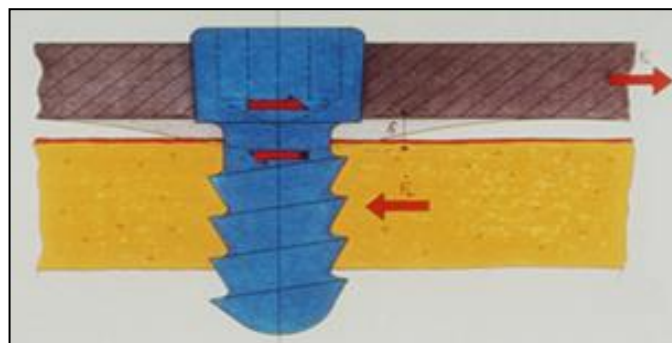
**Fig.II. 13** : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de Vis [4]

Ce schéma montre une répartition de la contrainte en flexion sur une longueur supérieure si on augmente la longueur de travail. Cette augmentation diminue le risque du matériel

## II.5. Fixateur interne

Il n'est pas nécessaire de comprimer la plaque contre l'os pour obtenir la fixation de la plaque. Une plaque utilisée avec des vis verrouillées se comporte comme un fixateur « externe » interne.

Les contraintes passent par le matériel. Comprimer la plaque contre pour obtenir la fixation de la plaque Une plaque utilisée avec des vis verrouillées se comporte comme un fixateur « externe » interne.les contraintes passent par le matériel. [5]



**Fig.II.14** : fixation interne de la plaque



### II.5.1 Fixation d'une plaque standard

Pas de stabilité axiale

Pas de stabilité angulaire

La vis agit comme un davier

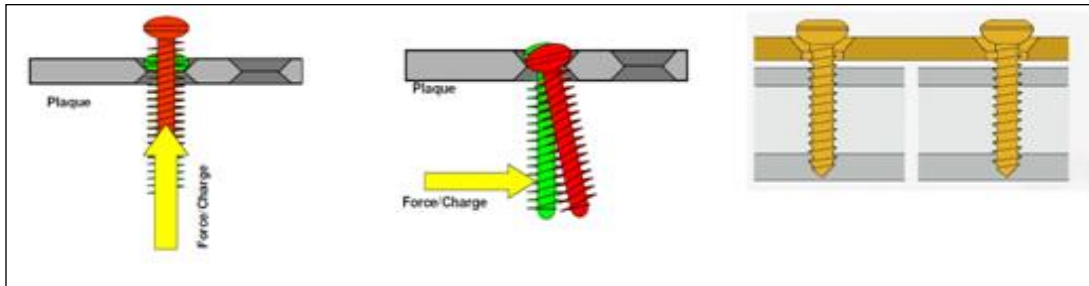


Fig.II.15 : Fixation d'une plaque standard

Limites de l'ostéosynthèse par plaques standard

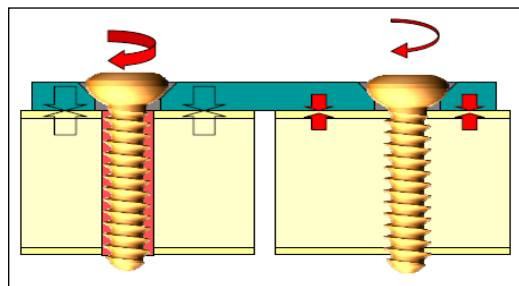


Fig. II.16 : Limites de l'ostéosynthèse par plaques standard

### II.5.2 Fixation d'une plaque à vis verrouillée

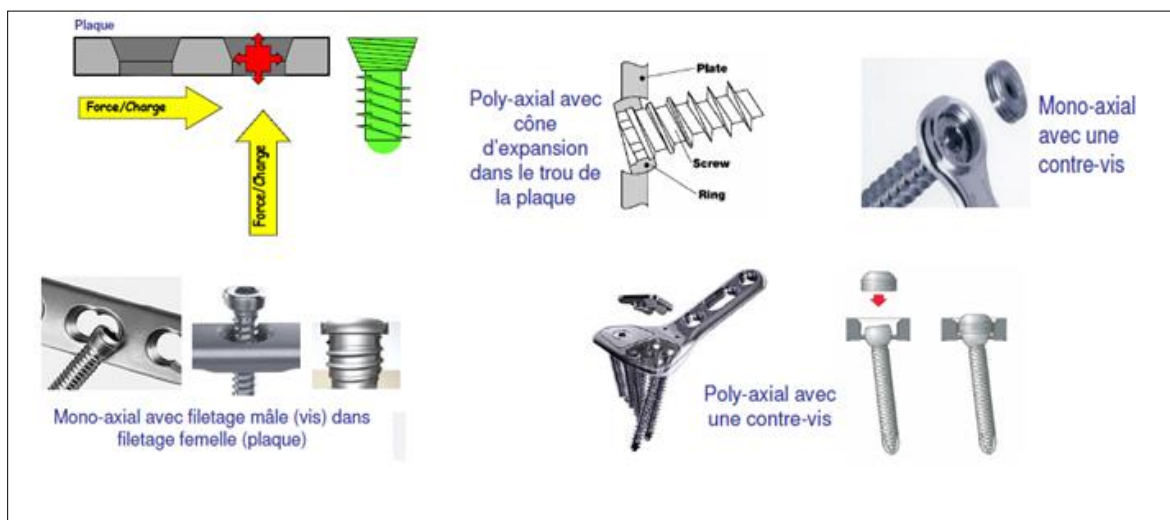
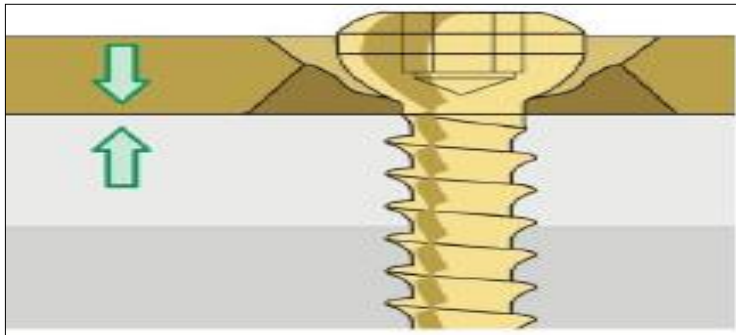


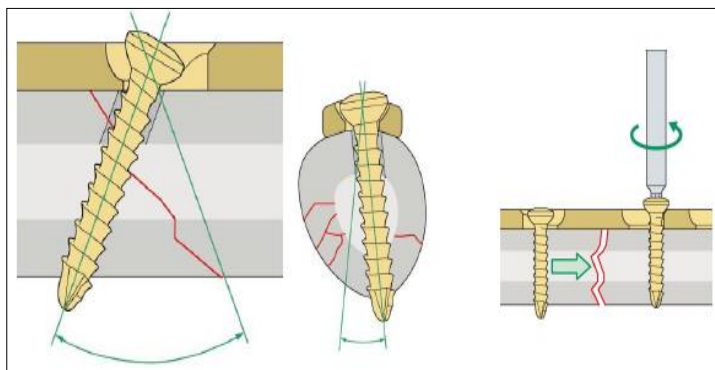
Fig.II.17 : Fixation d'une plaque à vis verrouillée

Il doit permettre si nécessaire de comprimer la plaque contre l'os ou de « rappeler » un fragment à la Plaque



**Fig.II.18** : la compression de plaque

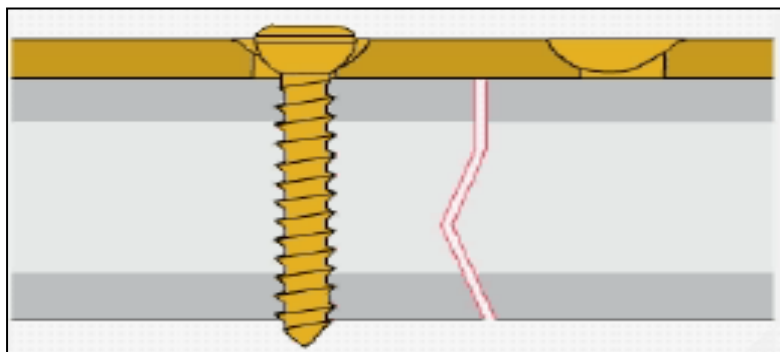
Il doit permettre si nécessaire la mise en compression du foyer de fracture



**Fig.II.19** : compression du foyer de fracture

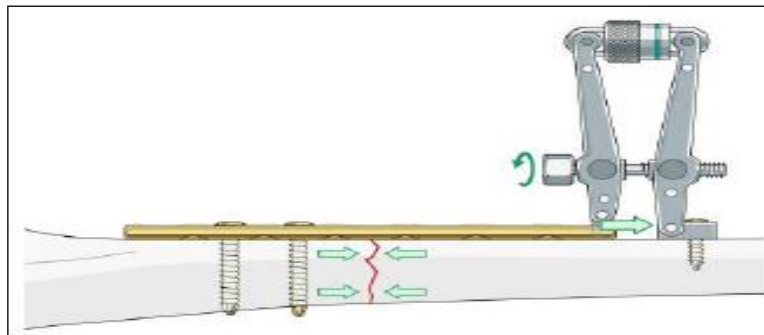
### II.5.3 Type de montage

Plaque de « compression » C'est la plaque qui fait la compression inter fragmentaire. Cette action peut être obtenue de plusieurs façons (trou de compression, tendeur de plaque, cintrage de la plaque)



**Fig.II.20**

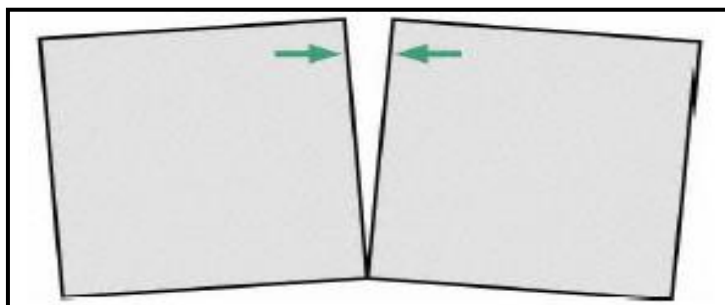
Cette action peut être obtenue de plusieurs façons (trou de compression, tendeur de plaque, cintrage de la plaque)



**Fig. II.21 :** Tendeur de plaque

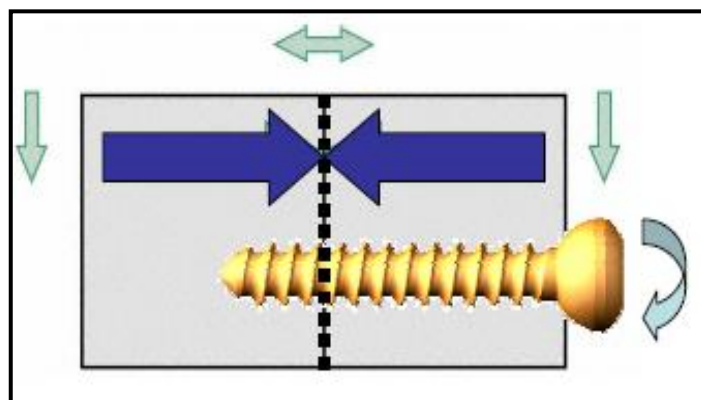
## II.6 La compression inter-fragmentaire

La compression inter fragmentaire augmente la friction entre les fragments et améliore donc la stabilisation.



**Fig.II.22 :** compression inter fragmentaire

Les forces de torsion, de cisaillement et de flexion, sont neutralisées et l'ostéosynthèse peut supporter des sollicitations.



**Fig. II.23 :** Les forces (torsion, cisaillement, flexion) sur fragment

### II.6.1 La compression inter-fragmentaire peut être réalisée sous deux modes:

#### II.6.2 Compression statique

La compression inter-fragmentaire statique

L'élément de base de l'ostéosynthèse par compression inter-fragmentaire est la vis de traction

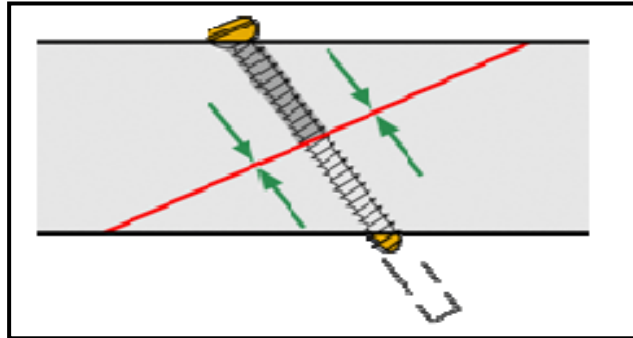


Fig. II.24 : Compression statique

#### II.6.3 La compression inter-fragmentaire dynamique

Les surfaces de fractures ne sont pas soumises uniquement à la pression exercée par les implants précontraints (vis de traction, plaque à compression). La stabilisation des fragments tire profit des forces qui apparaissent au niveau de la fracture lors de la mobilisation ou de la remise en charge

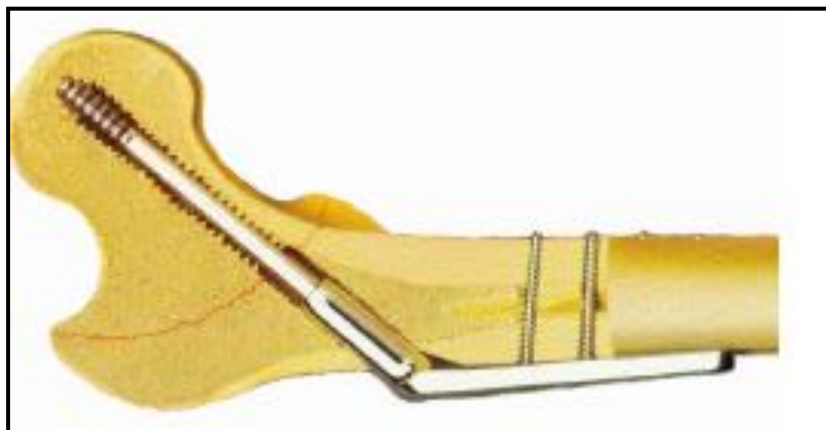


Fig. II.25 : compression inter-fragmentaire dynamique

## II.7 Matériel chirurgical dans le bloc traumatologie

### Introduction

Un instrument chirurgical est un outil ou un appareil spécialement conçu pour réaliser les actions spécifiques liées à une opération chirurgicale, telles que modifier des tissus biologiques ou fournir une manière de les visualiser. De nombreux instruments chirurgicaux existent, certains étant d'utilisation tout à fait générale, d'autres très spécifiques.



Fig. II.26 : instrumentation chirurgicale

### Le porte-aiguille

Comme son nom l'indique, il porte l'aiguille et le fil qui vont charger et suturer les tissus ou la peau. L'aiguille est pincée perpendiculaire au porte-aiguille et au bout de ses mors; la préhension se fait généralement deux tiers un tiers ou la moitié de la courbure de l'aiguille et pointe à gauche [6]

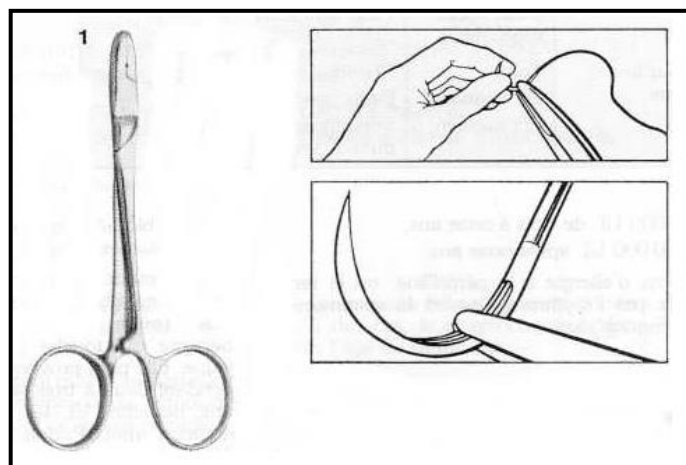
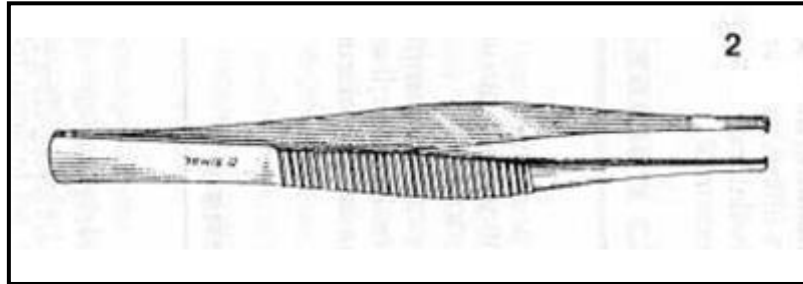


Fig. I.27 : porte l'aiguille

### La pince à disséquer à griffes

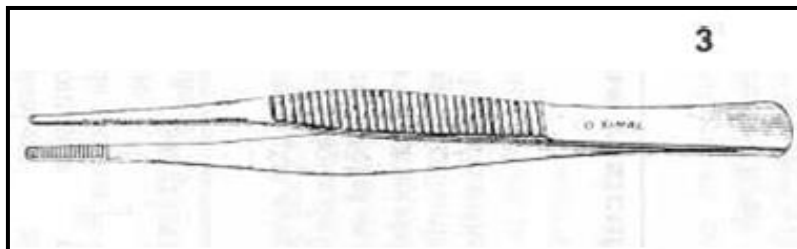
Elle s'utilise de la main gauche pour les droitiers comme aide pour écarter ou présenter les tissus ou plans lors d'une dissection. Elle permet, par exemple, de bien retourner et présenter la peau à l'aiguille qui va la charger perpendiculairement.[6]



**Fig. II.28 :** pince à disséquer à griffes

### La pince sans griffe

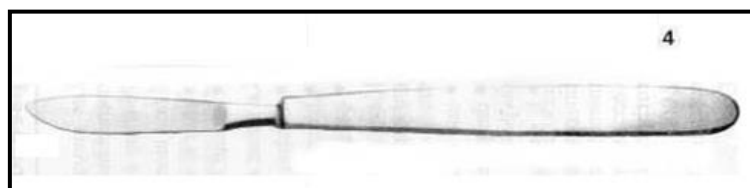
Elle permet une préhension plus fine mais moins forte. Elle est utile pour l'extraction des corps étrangers, mais elle est paradoxalement plus traumatisante que la pince à griffes pour la peau.[6]



**Fig. II.29 :** pince sans griffe

### Le bistouri

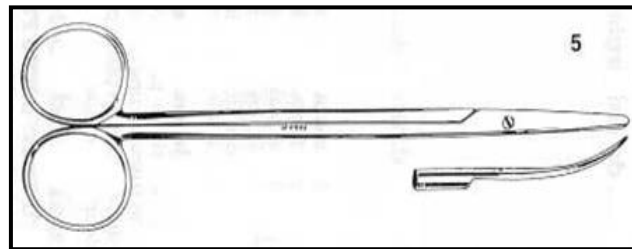
Il ne sert qu'à l'incision de la peau et du tissu sous-cutané. C'est un mauvais instrument pour la dissection, car peu précis et contondant. Il peut éventuellement servir à couper les fils superficiels en l'absence de ciseaux adéquats [6]



**Fig.II.30 :** Le bistouri

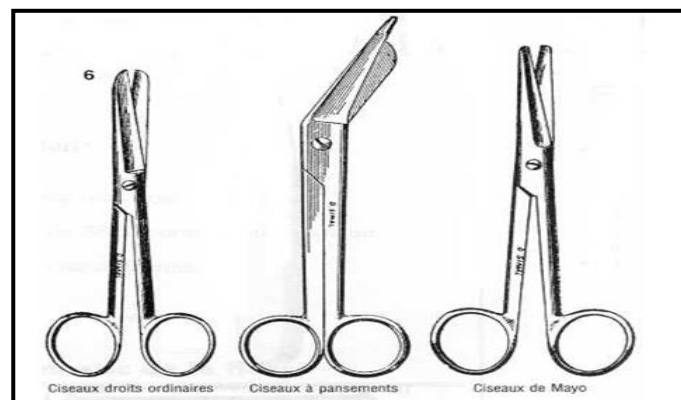
## Le ciseau à disséquer

C'est l'instrument roi de la dissection des plans anatomiques au cours d'interventions comme la hernie, l'hydrocèle, l'ablation de kystes. Ces petits ciseaux ne doivent pas couper de gros tendons ou aponévroses, et encore moins des fils, même les catguts car très vite, ils prendront du jeu dans l'axe central et perdront leur précision et leur biseau [6]



**Fig. II.31** : ciseau à disséquer

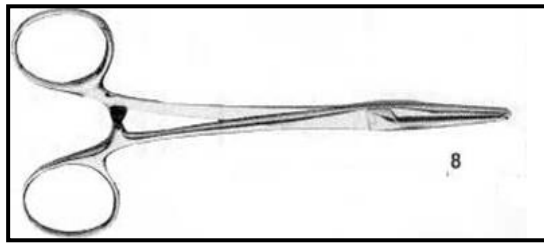
Il est permis aux ciseaux plus forts de faire ce qu'on interdit aux ciseaux précédents. On ne dissèque pas avec des ciseaux droits, mais ils servent par exemple, à couper l'intestin lors d'une résection. De bons ciseaux de Mayo courbes, bien aiguisés, peuvent disséquer correctement lors de la cure de la hernie par exemple [6]



**Fig. II.32** : les ciseaux

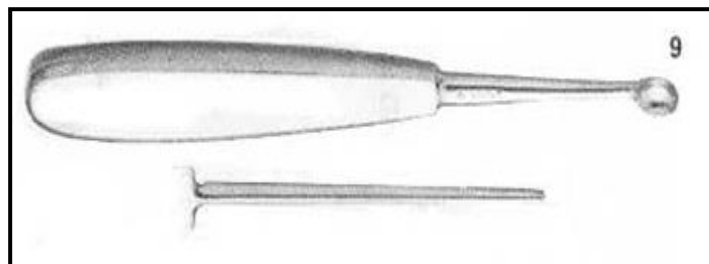
Enfin, comme pince repère sur les fils passés et en attente; cas typique des fils de la suture digestive ou de la réfection de paroi après une cure de hernie, qui ne sont noués qu'une fois [6] Classiquement droite et à gaies, la pince Kocher ne permet pas les hémostases fines mais permet d'exercer de fortes tractions sur certains tissus. La préhension du bout des tendons et nerfs à suturer est interdite avec les pinces à disséquer et à hémostase. Il est préférable de repérer le tendon avec un fil pour exercer une traction et le présenter, ou le fixer au plan sous-

jaçant ostéo-tendineux avec une aiguille intramusculaire (cas typique pour les tendons fléchisseurs de la main).



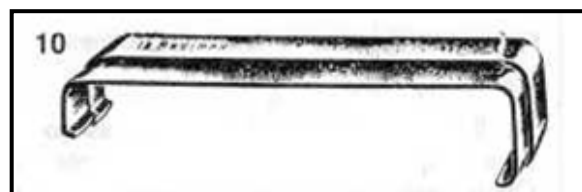
**Fig.II.33 : les ciseaux**

La curette élimine bien les tissus nécrosés et les débris après incision d'abcès; de même, dans les parages d'une plaie contuse et récente ou d'une plaie infectée, les tissus morts s'éliminent à la curette alors que les tissus encore vivants résistent, en post- opératoire, la sonde cannelée est une « exploratrice » de la plaie récente, entre deux fils, où l'on suspecte une collection de pus. Elle explore aussi toutes les plaies pour juger de leur profondeur et étendue. [6]
















**Fig. II.34 : La curette élimine bien**






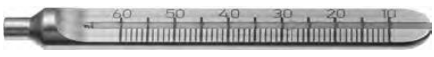





La paire d'écarteurs de Farabeuf est le complément indispensable au cours d'une intervention. Elle est confiée à l'aide sous les directives de l'opérateur pour écarter les tissus superficiels quand le chirurgien travaille en profondeur [6]



**Fig. II.35 :La paire d'écarteur de FARABEUF**



Désignation	Dimensions (mm)	Représentation
Écarteur à os	largeur 15 mm longueur 160 mm	
Rugine,lame légèrement,courbe, tranchant rond	largeur 6 mm, longueur 190/90 mm	
Écarteur à os petit, pointe courte étroite	Largeur 8 mm, longueur 160 mm	
Davier. Réducteur osseux,auto centreur,Arrêt fileté,	longueur 190 mm	
Pince à courber les fils	longueur 155 mm, Pour fils métalliques jusqu'à de B 1.25 mm	
Pince plate pointue	pour plaques 1.0 jusqu'à 2.4 Pour courber la plaque du radius distal	
Pince à courber des plaques	2.4 à 4.0, Longueur 230 mm	
Davier réducteur étroit avec pointes, Fermeture fine,	longueur 127 mm	
Rugine, tige droite, tranchant droit	Largeur 13 mm, longueur 195/80 mm	
Guide mèche universel 2.4	pour mèches de B 2.4 et 1.8 mm	
Guide mèche universel 3.5	pour mèches de B 2.5 et 3.5 mm	
Guide mèche triple 2.0	avec 3 trous Côté opposé 1 trou	
Poussoir pour guide d'alésage	Tournevis hexagonal de B 8.0 mm	

Jauge de profondeur	pour vis de B 2.7 à 4.0 mm, étendue d'échelle jusqu'à 60 mm	
Fer à contourner	pour plaques de reconstruction 3.5 et 4.5, longueur 190 mm à utiliser par paire	
Boulon à courber des broches de Kirschner,	pour fils métalliques de B 0.8 à 1.25 mm	
Écarteur à os, façonnable,	largeur 8 mm, longueur 230 mm	
Broche de Kirschner	de B 1.6 mm avec pointe trocart, longueur 150 mm, acier, paquet de 10 unités	
Jauge de profondeur PHILOS	pour broche de Kirschner de B 1.6 mm	
Guide d'insertion pour DHP		
Pince à courber pour plaques claviculaires	longueur 227 mm	
Davier réducteur étroit avec pointes, cran d'arrêt	longueur 132 mm	
Davier réducteur large avec pointes	Cran d'arrêt, longueur 13	
Clé petite pour vis hexagonale	de B 2.5 mm, coudée pour vis de B 2.7 à 4.0 mm en acier et en titane pur	

## **Pathologie des fractures**

### **III.1. Introduction**

Nous ne pouvons pas entrer dans le détail de cette question qui justifierait un complément de cours. Nous nous limitons donc à quelques notions générales.

### **III.2. Les fractures**

#### **III.2.1. Contraction musculaire**

Elle joue un rôle très important dans la prévention des fractures. On peut illustrer ce rôle par l'exemple de la chute en skis vers l'avant. Le tibia du skieur vient s'appuyer en avant sur le bord de la chaussure avec un effet de flexion. La corticale postérieure du tibia est soumise à des contraintes de traction très élevées qui ont de fortes chances d'entraîner une fracture. Heureusement, la contraction réflexe du triceps va provoquer des contraintes de compression postérieures qui vont neutraliser les contraintes de traction, protéger le tibia et éviter la fracture. La contraction musculaire automatique au cours d'une chute protège le squelette. Chez le vieillard en revanche, la rapidité de la réaction musculaire n'est plus suffisante. Les troubles de la vue, de l'ouïe et de l'équilibre sont des facteurs aggravants.

#### **III.2.2. Fractures de fatigue**

Une fracture peut survenir si la contrainte supportée par l'os est supérieure à la résistance maximum de l'os, mais elle peut également survenir à la suite de l'application répétée de contraintes beaucoup plus basses. Ce sont les fractures de fatigue. Elles font l'objet d'un article particulier.<sup>32</sup> Elles surviennent soit après application peu fréquente de contraintes élevées, soit après application très fréquente de contraintes relativement faibles. La fréquence des sollicitations joue également un rôle, car le remodelage osseux peut aller plus vite que le processus de fracture spontanée et éviter celle-ci.

La fatigue musculaire intervient dans la survenue des fractures de fatigue en supprimant la protection du squelette.

### III.2.3. Fractures et niveau d'énergie

On peut classer les fractures en trois catégories, basées sur la quantité d'énergie libérée à leur niveau:

- **fractures à basse énergie** : ce sont les fractures survenues à la suite d'une chute banale ;
- **fractures à haute énergie** : elles se produisent à l'occasion d'un accident de la route et sont comminutives avec lésions des parties molles ;
- **fractures à très haute énergie** : causées par un projectile de guerre à grande vitesse, elles correspondent à de véritables explosions osseuses avec pertes de substance des parties molles.

### III.2.4. Fractures sur déficuosité osseuse

La création d'une perte de substance osseuse fragilise considérablement l'os.

Burstein<sup>11</sup> a montré que le simple fait de forer un trou et d'insérer une vis dans le fémur de lapin diminue de 70 % sa capacité d'absorber l'énergie.

Huit semaines plus tard l'effet a disparu, mais l'ablation de la vis diminue à nouveau de 50 % cette possibilité de l'os. La création d'une fente osseuse sur une diaphyse crée une section ouverte. Dans ce cas, la résistance à la fracture est diminuée de 70 %. Le prélèvement d'un greffon cortical fragilise donc beaucoup l'os.

### III.2.5. Fractures et contraintes

La création d'une perte de substance osseuse fragilise considérablement l'os.

Burstein<sup>11</sup> a montré que le simple fait de forer un trou et d'insérer une vis dans le fémur de lapin diminue de 70 % sa capacité d'absorber l'énergie.

Huit semaines plus tard l'effet a disparu, mais l'ablation de la vis diminue à nouveau de 50 % cette possibilité de l'os.

La création d'une fente osseuse sur une diaphyse crée une section ouverte. Dans ce cas, la résistance à la fracture est diminuée de 70 %. Le prélèvement d'un greffon cortical fragilise donc beaucoup l'os.

## 1-Fractures en traction

Elles surviennent généralement dans l'os spongieux. La fracture de la base du cinquième métatarsien par traction du court péronier latéral et celle du calcanéum par traction du tendon d'Achille sont de bons exemples.

## **2- Fractures en compression**

Le meilleur exemple est réalisé par les fractures-tassements des vertèbres.

## **3-Fractures en cisaillement**

On les rencontre habituellement dans l'os spongieux en particulier aux condyles fémoraux ou aux plateaux tibiaux.

## **4-Fractures en torsion**

Les contraintes de tension les plus élevées sont à 45° des contraintes de cisaillement. Le trait de fracture suit un plan en spirale pour suivre cet angle. Il n'y a pas de meilleur exemple que la fracture spiroïdal du skieur.

## **5- Fractures en flexion**

Les fractures diaphysaires transversales ou en « aile de papillon » relèvent de ce mécanisme. La fracture commence sur la surface convexe, sur les fibres les plus extérieures qui supportent le plus de contraintes en tension. S'il existe sur cette face une entaille ou une rainure, la fracture commence à ce niveau.

### **III.3. Définition**

#### **III.3.1- Fixation stable et fixation instable**

Lors d'un symposium, il a été convenu avec les représentants de l'AO et du Canada qu'un foyer de fracture est considéré comme stable si aucun mouvement interfragmentaire n'est décelable à l'œil nu sous l'influence des contraintes (forces par unité de surface ou *stress* des Anglo-Saxons) qu'il subit. Inversement, un foyer est instable s'il persiste des mouvements visibles entre les extrémités fracturaires sous l'influence des contraintes. La question

fondamentale du traitement des fractures est de savoir si l'immobilisation orthopédique ou chirurgicale doit stabiliser le foyer ou laisser persister une instabilité.<sup>44</sup> Pour savoir si on a réalisé une ostéosynthèse stable ou instable, il est essentiel de mobiliser vigoureusement le membre avant de refermer la voie d'abord. Il est ainsi encore parfois possible de modifier le montage pour atteindre le degré de stabilité recherché. Une ostéosynthèse stable à la mobilisation peropératoire par le chirurgien et à la mobilisation postopératoire par le malade peut devenir instable à la reprise de l'appui. On dit qu'il existait seulement une stabilité de mobilisation. Inversement, si l'ostéosynthèse reste stable non seulement à la mobilisation mais aussi à la reprise totale de l'appui, on parle de stabilité de charge.

### III.3.2- Raideur

Les implants et les montages associant plusieurs implants utilisés pour fixer un foyer de fracture se caractérisent par leur résistance à la déformation désignée par les Anglo-Saxons sous le terme de *stiffness*. La meilleure traduction en français est probablement « raideur ». Cette raideur varie de la rigidité à son contraire, la flexibilité. Par définition, un corps est rigide s'il se déforme difficilement. Inversement, il est flexible s'il se déforme facilement. La raideur d'un implant dépend de ses dimensions et du module d'élasticité du matériau dans lequel il est fabriqué. Nous avons pris la mauvaise habitude de parler de rigidité à la place de raideur.

### III.3. 3-Élasticité et plasticité

L'élasticité est la propriété d'un corps, donc d'un implant, de retrouver sa forme et ses dimensions initiales après sa déformation. La plasticité est l'inverse, c'est-à-dire la propriété d'un corps de conserver une partie ou la totalité de la déformation.

Lorsque le chirurgien déforme un implant, par exemple une plaque d'ostéosynthèse pour l'adapter à la forme de l'os, cet implant va passer par trois phases successives, comme nous l'avons vu dans le 2<sup>i</sup>ème chapitre :

- dans un premier temps, pour des contraintes modérées, l'implant a un comportement élastique (il reprend sa forme et ses dimensions initiales).
- dans un deuxième temps, pour des contraintes plus importantes, son comportement devient plastique, c'est-à-dire qu'il reste déformé. La limite entre la zone élastique et la zone plastique est la limite élastique ;

- si les contraintes augmentent encore, l'implant entre dans la zone de rupture, c'est à dire qu'il casse. Un implant modelé en salle d'opération est donc relativement fragilisé. Il est préférable d'utiliser des implants prémoulés ayant subi en usine un temps de recuisson qui leur a redonné leurs propriétés métallurgiques initiales.

### **III.3.4-Fixation statique et fixation dynamique**

Il est de bon temps depuis une dizaine d'années de parler de fixation dynamique. Pourtant, la définition de l'ostéosynthèse dynamique reste imprécise.

Pour l'AO, une fixation dynamique est celle qui utilise les forces musculaires pour stabiliser le foyer, comme le fait par exemple un hauban.

D'autres au contraire utilisent ce terme pour désigner la remise en charge précoce des foyers de fracture transversaux encloués sans verrouillage ou verrouillés d'un seul côté. Tous les auteurs utilisent le terme de dynamisation pour désigner la dérigidification des fixateurs externes en cours de traitement.

La recherche d'un consensus sur le sens même des termes utilisés était devenue indispensable. En l'absence de définition internationale précise, l'un des auteurs a donc proposé il y a quelques années de convenir que :

- une fixation est statique lorsque sa raideur reste constante du début à la fin du traitement
- elle est dynamique lorsqu'on fait varier sa raideur dans le temps et de ce fait les contraintes qui passent dans le foyer, pour favoriser la formation du cal ou pour le renforcer : déverrouillage des clous, dynamisation des fixateurs externes.

### **III.3.5-Fixation statique et fixation dynamique**

La question fondamentale que doit se poser le chirurgien avant de commencer le traitement d'une fracture est de savoir s'il doit réaliser une fixation stable ou une fixation instable élastique. Il ne viendrait en effet à l'esprit de personne de défendre une fixation instable plastique avec laquelle les contraintes entraîneraient une déformation résiduelle permanente dans le foyer de fracture.

Dans une récente conférence d'enseignement E.Ochsner utilise le terme de « stabilité relative » pour désigner la fixation élastique instable.

Nous ne sommes pas favorables à cette appellation, qui remet en question un consensus toujours difficile à obtenir.

Pendant les trois premiers quarts du XXe siècle, la majorité des ostéosynthèses recherchaient la stabilité du foyer de fracture, le plus souvent sans y parvenir. Cette ostéosynthèse stable fut ensuite remise en cause. Pour discuter du bien-fondé de ces attitudes contradictoires, nous devons revenir un moment sur le rôle des facteurs mécaniques dans les mécanismes de la consolidation.

### **III.4. Conclusion**

Compte tenu de ses propriétés mécaniques et de la biomécanique de la consolidation, on peut retenir quelques règles fondamentales : une ostéosynthèse est statique lorsque sa raideur ne varie pas pendant toute la période de consolidation. On peut au contraire modifier volontairement cette raideur au cours du traitement. C'est le nouveau concept de fixation dynamique ; Ces notions sont le résultat d'observations cliniques. Les mécanismes cellulaires et moléculaires de l'action de ces facteurs mécaniques sont encore inconnus. On évoque d'éventuels mécanorécepteurs de la membrane cellulaire. Les facteurs mécaniques agissent probablement en produisant un signal électrique qui entraîne la production de facteurs **ostéo-inducteurs**.