

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Ecole Nationale Polytechnique



المدرسة الوطنية المتعددة التخصصات  
Ecole Nationale Polytechnique

Département de Métallurgie

Mémoire de Master en Génie des Matériaux

**Modélisation et simulation de l'intégrité mécanique  
d'un implant orthopédique à base des alliages de  
magnésium biodégradables.**

Bellal SADOUKI

Sous la direction de Mr. M. CHITROUB Professeur

Présenté et soutenue publiquement le (02/07/2017)

Composition du Jury :

- Président Mr. F. HELLAL, Professeur ENP Alger
- Rapporteur/ Promoteur Mr. M. CHITROUB, Professeur ENP Alger
- Examineur Mr. A. DAIMELLAH, Docteur ENP Alger

ENP 2017



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Ecole Nationale Polytechnique



المدرسة الوطنية المتعددة التخصصات  
Ecole Nationale Polytechnique

Département de Métallurgie

Mémoire de Master en Génie des Matériaux

**Modélisation et simulation de l'intégrité mécanique  
d'un implant orthopédique à base des alliages de  
magnésium biodégradables.**

Bellal SADOUKI

Sous la direction de Mr. M. CHITROUB Professeur

Présenté et soutenue publiquement le (02/07/2017)

Composition du Jury :

- Président Mr. F. HELLAL, Professeur ENP Alger
- Rapporteur/ Promoteur Mr. M. CHITROUB, Professeur ENP Alger
- Examineur Mr. A. DAIMELLAH, Docteur ENP Alger

ENP 2017

## ***Remerciements***

*Je remercie tout d'abord Dieu le tout puissant de m'avoir donné la foi, la patience, la volonté et le courage afin d'arriver à faire ce modeste travail.*

*Nous tenons à remercier en premier lieu notre promoteur Mr. M. CHITROUB chef de département de Génie des Matériaux de l'Ecole Nationale Polytechnique pour nous avoir fait confiance, nous avoir laissé toute la liberté de gérer et d'organiser ce travail et aussi pour ses conseils judicieux et son aide précieuse.*

*Nous remercions aussi Mr. F.HELLAL notre président de jury pour avoir mis à notre disposition le laboratoire de physique des matériaux ainsi que tout le matériel nécessaire pour accomplir notre travail, ses suggestions et conseils nous ont beaucoup aidés.*

*Nous tenons à remercier également Mr. A. DAIMELLAH pour nous avoir honorés par sa participation aux membres de notre jury, ainsi que les connaissances qu'il nous a donnés à propos d'anglais scientifique et technique.*

*Nous n'oublions pas de remercier les enseignants du département de Métallurgie de l'école nationale polytechnique pour nous avoir offert, ainsi qu'à tous nos camarades de la promotion, une bonne formation au bout des trois années qu'on a passé ensemble sous le toit de notre département.*



## ***Dédicaces***

*Je tiens à dédier ce modeste travail à tous ceux avec qui je partage même un grain de joie et d'amitié, Particulièrement :*

*A mes très chers parents. Que dieu les garde pour moi.*

*A mes frères et mes sœurs.*

*A mes amis Younes, Azedin , Atman, Abdeldjalil, Rabah, Mohamed, djamel, chikh sidahmed, chikh abdekadar...*

*A la promotion de génie des matériaux  
2016/2017*

*Et à tous mes amis que je ne peux pas cité.*

***BELLAL SADOUKI***

## ملخص

منذ سنوات عديدة، عملية زرع العظام تستخدم مواد لتجميع كسور العظام حتى تلتئم الأنسجة وبعد ذلك تزال. تظهر دراسة النمذجة بسوليدوركس والمحاكاة بانسييس أن السبائك قابلة للتحلل استنادا من المغنيسيوم للوحة و المسامير لتجميع الكسر المائل من ساق الأغنام أنها تستطيع الحفاظ على سلامتها الميكانيكية على طول فترة التحلل و أن مدة 12 إلى 18 شهرا كافية لشفاء الأنسجة العظمية.

كلمات البحث: العظام، النمذجة، المحاكاة، السبائك القابلة للتحلل، شفاء

## Abstract

For several years, orthopedic implants have been studied and used for the assembly of fractures until the bone tissues heal to remove these implants. Our modeling study by solidworks and simulation by ansys shows that plate-based biodegradable Mg alloys (AZ31) and screws (ZE41) needed to assemble an oblique fracture of a sheep tibia can maintain their mechanical integrity on a Period ranging from 12 to 18 months largely sufficient for the reproduction and healing of bone tissue.

Keywords: orthopedic, modeling, simulation, biodegradable, healing.

## Résumé

Depuis plusieurs années, les implants orthopédiques ont été étudiés et utilisés pour l'assemblage des fractures en attendant que les tissus d'os guérissent pour enlever ces implants. Notre étude de modélisation par solidworks et simulation par ansys montre que les alliages de Mg biodégradables à base de la plaque (AZ31) et les vis (ZE41) nécessaires pour assembler une fracture oblique d'un tibia de mouton peuvent maintenir leur intégrité mécanique sur une période allant de 12 à 18 mois largement suffisante pour la reproduction et la guérison des tissus d'os.

Mots-clés : orthopédiques, modélisation, simulation, biodégradables, guérison.

# Table des matières

*Table des figures*

*Liste des tableaux*

*Introduction générale* 11

## Chapitre I : l'os description, structure et propriétés

Introduction.....	12
I.1. Structure de l'os .....	13
I.2 Classification d'OS .....	14
I.3.BASES MECANIQUES de L'OS (cortical et spongieux) .....	15
I.3.1. La relation effort/déplacement .....	15
I.3.2. La contrainte/déformation .....	16
I.4.Caractérisation mécanique de l'os.....	19
I.4.1. Essai de compression.....	19
I.4.2. Essai de traction .....	20
I.4.3. Essai de cisaillement .....	20
I.4.4. Essai de flexion .....	21
I.4.5. Essai de fatigue .....	22

## Chapitre II : Plaques et les vis de fixation

Introduction.....	23
II.1.Plaques DCP.....	23
II.2. Plaques LC-DCP.....	24
II.3. Plaques LCP .....	25
II.3.1. Trou combiné .....	26
II.3.2. Vis verrouillée, non verrouillée et forme de la plaque.....	26
II.4. Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP.....	27
II.4.1. Répartition des forces.....	27

II.4.2. Longueur de la plaque .....	27
II.4.3. Nombre, position et choix de vis.....	28
II.4.3.1. Nombre de vis.....	28
II.4.3. 2. Position des vis .....	29
II.4.3.3. Choix des vis .....	30
<b>Chapitre III : Les alliages de magnésium biodégradables</b>	
Historique .....	31
III.1. Le rôle crucial du magnésium dans le corps humain.....	31
III.2. Critères de conception des alliages biodégradables de magnésium.....	32
III.2.1. Des supports temporaires.....	33
III.2.2. Des supports de processus de guérison .....	34
III.2.3. Des supports dégradables.....	35
III.3. Propriétés et sélection du magnésium et de ses alliages.....	35
III.4. Mécanismes de corrosion des alliages AZ31 & ZE41.....	35
<b>Chapitre IV : Techniques expérimentales</b>	
Problématique et objectifs de l'étude.....	40
IV.1. Modélisation.....	40
IV.1.1. Modélisation géométrique.....	41
IV.1.2. Assemblages.....	42
IV.1.3. définition des matériaux.....	43
IV.1.4. Maillage.....	43
IV.1.5. Chargement.....	45
IV.1.6. Analyse des résultats.....	47
IV.2. Interprétation des résultats .....	52
<i>Conclusion générale</i> .....	53
<i>Références bibliographie</i> .....	54
<i>Annexe</i> .....	56

## **TABLE DES FIGURES**

Figure I.1 : les types de Fractures dans un tibia de mouton.....	13
Figure I.2 : structure d'un os long.....	15
Figure I.3: Courbe d'effort/déplacement.....	15
Figure I.4: Courbe de contrainte/ déformation. ....	16
Figure I.5 : a) Corps soumis à une compression simple b) forces s'exerçant sur la surface $S$ coupé selon le plan $m$ perpendiculaire à la ligne d'action des forces $F$ (axe de compression). ....	18
Figure I.6: schématisation de la déformation d'un corps soumis à une charge.....	18
Figure II.7 : Essai de traction sur un échantillon osseux d'après Kaneko [KAN 03]...	20
Figure I.8 : Essai de cisaillement (Test Iosipescu) d'après Tuner [8] .....	21
Figure I.9: a- Flexion 3 points, b-Flexion 4 points.....	21
Figure II.1 : Plaques DCP.....	24
Figure II.2: plaques LC-DCP.....	25
Figure II.3: mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et nom verrouillée (à droite) dans une plaque LCP.....	26
Figure II.4 : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi $PSD=6/14=0.43$ .....	28
Figure II.5: Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis.....	29
Figure II.6 : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages .....	30
Figure III.1. Considérations pour la sélection des éléments pour le développement des alliages Mg biodégradables.....	34
Figure III.2. Instructions de développement de l'alliage Mg en fonction de l'exigence principale. MMC: Matrice Métallique Composite.....	36
Figure IV.1 : Hypothèses simplificatrices des formes géométriques de nos composants.....	41
Figure IV.2: Assemblages des pièces réelles .....	42
Figure IV.3: (a) Fixations d'une fracture par une plaque de 5mm d'épaisseur ; (b) Formations d'une cal osseux et dégradation du plaque après 7mois d'implantation...	42

Figure IV.4: Maillage global de l'ensemble.....	44
Figure IV.5: Maillage de la Tibia (os cortical) (a) et de plaque (b).....	44
Figure IV.6: Maillages des vis (c).....	45
Figure IV.7: Représentation schématique de l'essai de compression sur un os fracturé.....	45
Figure IV.8: Représentation schématique de l'essai de traction sur un os fracturé.....	46
Figure IV.9: Représentation schématique de l'essai de flexion sur un os fracturé.....	46
Figure IV.10: Représentation schématique de l'essai cisaillement sur un os fracturé.....	47
Figure IV.11: résultats de déformation totale de l'essai de traction sur un os fracturé après une semaine d'implantation.....	48
Figure IV.12: résultats de déformation totale de l'essai de traction sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.....	48
Figure IV.13: résultats de la déformation totale de l'essai de compression sur un os fracturé après une semaine d'implantation.....	49
Figure IV.14: résultats de la déformation totale de l'essai de compression sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.....	49
Figure IV.15: résultats de la déformation totale de l'essai de flexion sur un os fracturé après une semaine d'implantation.....	50
Figure IV.16: résultats de la déformation totale de l'essai de flexion sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.....	50
Figure IV.17: résultats de la déformation totale de l'essai de cisaillement sur un os fracturé après une semaine d'implantation.....	51
Figure IV.18: résultats de la déformation totale de l'essai de cisaillement sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.....	51

## ***LISTE DES TABLEAUX***

Tableau III.1 : distribution et concentration du Mg dans quelques organes chez un adulte en bonne santé .....	31
Tableau III.2: contraintes et critères de conception des stents métalliques bio-absorbant .....	33
Tableau III.3 : Propriétés mécaniques et limites de composition des alliages de magnésium AZ31 et ZE41 par rapport au Mg pur.....	37
Tableau IV.1: Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse.....	43
Tableau IV.2: Composition chimiques des alliages biodégradables à base de magnésium AZ31 et ZE4.....	43
Tableau IV.3: Nombre d'éléments et de nœuds dans le maillage .....	43
Tableau IV.4: résultats de déformation de l'ensemble global (os fracturé +plaque +les vis).....	52
Tableau IV.5: contraintes et critères de conception d'une plaque et une vis biodégradable.....	52

# PARTIE THÉORIQUE



## Introduction générale

Depuis la dernière décennie, les implants dégradables pour fixation de fracture connaissent un intérêt grandissant. Parmi tous les matériaux, le magnésium apparaît comme un candidat prometteur dû à une combinaison unique de propriétés. Le magnésium est très bien toléré par le corps, il a une tendance naturelle à la dégradation et son faible module élastique peut aider à réduire la tension de blindage durant la reconstitution de l'os. Cependant, une combinaison optimale entre les propriétés mécaniques et la vitesse de dégradation doit être obtenue.

Les différents chapitres de ce manuscrit comportent, respectivement, une étude bibliographique des différents thèmes abordés puis une partie expérimentale dédiée aux Techniques expérimentales utilisées ainsi que les résultats obtenus suivi des discussions et interprétations.

Le premier chapitre porte sur une étude bibliographique sur la structure osseuse en général et celle de la Tibia en particulier pour mettre en exergue ce tissu vivant qui est composé d'une partie corticale dure et d'une partie spongieuse interne. Aussi est-il présenté les essais mécaniques pour permettre une modélisation biomécanique.

Le second chapitre traite les différentes plaques et des vis utilisés dans les applications orthopédiques.

Le troisième chapitre nous allons présenter des généralités sur le matériau biodégradable à base de magnésium, son rôle dans le corps humain et critères de conception ainsi que l'évolution de ces applications à travers le temps.

Le dernier chapitre sera consacré une modélisation par la méthode des éléments finis sur une fracture cortical en niveau de tibia fixer par une plaque et des vis bas des alliages biodégradables de Mg pour garder leur intégrité mécanique sur une période allant de 12 à 18 mois largement suffisante pour la reproduction et la guérison des tissus d'os.

**Introduction :**

Les fractures tibiales sont relativement fréquentes chez les animaux de compagnie et peuvent être liées à des accidents de la voie publique, des chutes ou des morsures. Elles représentent environ 20 % des fractures chez les chiens et les chats [1].

Depuis la seconde moitié du XXIème siècle, les techniques chirurgicales et les concepts qui s'y rattachent ne cessent d'évoluer.

À l'initiation du traitement des fractures par ostéosynthèse, l'objectif était d'obtenir une cicatrisation osseuse par première intention, en minimisant la formation de cal périosté, grâce à des conditions de stabilité absolue du foyer. Le traitement de choix était constitué par la pose de plaques vissées. Le chirurgien recherchait alors une reconstitution anatomique la plus parfaite possible et une compression entre les deux abouts osseux, dans le but d'obtenir une stabilité maximale. Cette technique opératoire nécessitait de travailler à foyer ouvert afin de vérifier la bonne réduction osseuse et la fixation du foyer de fracture [2].

Dans certaines situations, notamment lors de fractures comminutives à haute énergie, La reconstruction anatomique peut s'avérer impossible. Ainsi, depuis 25 ans environ, les recommandations en matière d'ostéosynthèse ont évolué, avec la création du concept d'ostéosynthèse biologique, caractérisée par un alignement des abouts principaux à foyer fermé. Ce concept permet la préservation des tissus mous environnants et de l'hématome fracturaire, source de facteurs de cicatrisation osseuse, sans rechercher une réduction anatomique. Avec ce type de fixation, la cicatrisation osseuse aboutit à la formation d'une cal osseux périosté. La consolidation de la fracture doit être la plus précoce possible, afin de soulager le montage des contraintes qui s'appliquent sur le foyer de fracture. La rapidité de cicatrisation est d'autant plus importante qu'en chirurgie vétérinaire, la gestion du temps de repos strict de la phase postopératoire est souvent délicate à réaliser. Si ce repos est négligé, la forte sollicitation du montage d'ostéosynthèse entraîne des risques de rupture de l'implant avant l'obtention de la cicatrisation de l'os [3].

Depuis 2003, une nouvelle génération de plaques, les LCP (Locking Compression Plate) a été mise sur le marché, comprenant des trous combinés. Ces trous sont compatibles avec des vis à os cortical standard d'un côté, et avec des vis de verrouillage à tête conique fileté de l'autre côté. Le couplage de la vis fileté dans la plaque assure la stabilité sans produire la friction de la plaque contre l'os obtenue pas une vis standard. La plaque est alors légèrement décollée par rapport à l'os et la vascularisation osseuse est préservée [4].

La figure montre les types de fracture dans un tibia de mouton.

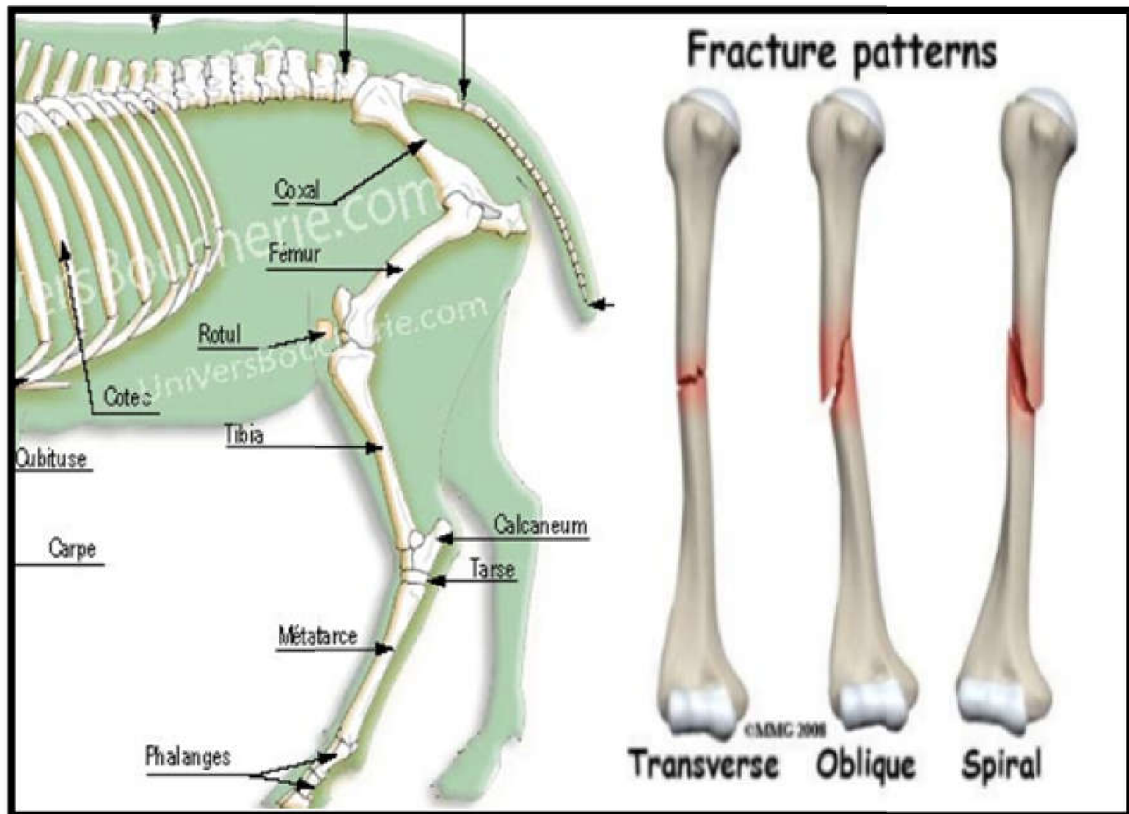


Figure I.1 : les types de Fractures dans un tibia de mouton.

### I.1. Structure de l'os

L'os est un tissu biologique dynamique, formé de cellules intégrées dans un réseau tridimensionnel rigide. Cette population cellulaire est composée : de cellules ostéogéniques précurseurs, d'ostéoblastes, d'ostéocytes, d'ostéoclastes ainsi que d'éléments de la moelle osseuse dont les cellules hématopoïétiques. La formation et le développement des os est un processus qui se déroule à partir de la vie fœtale jusqu'à la fin de la période pubertaire, lors de la fin de la croissance [5].

Le squelette a 3 fonctions :

- Fonction mécanique : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.
- Fonction métabolique : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.
- Fonction hématopoïétique : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle

osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes) [6].

En outre les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines véhiculées par la circulation générale.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'ossein) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominant, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier) [6].

## I.2 Classification d'OS

Les os peuvent être classés de deux façons différentes : par leur forme mais aussi par leur composition et leur structure. La forme permet de les séparer en trois catégories:

- **Les os longs** : la longueur de l'os prédomine sur les deux autres dimensions (ex : le fémur, l'humérus) ;
- **Les os plats** : la longueur et la largeur prédominent sur l'épaisseur (ex : la scapula, le crâne) ;
- **Les os courts** : les trois dimensions sont pratiquement équivalentes (ex : le calcaneus, les vertèbres).

On distingue deux types d'os suivant leur composition et leur structure :

- **L'os compact** ou cortical est un os dense que l'on retrouve surtout au niveau de la diaphyse des os longs. Il constitue la couche externe des os plats tels que l'os du crâne ; d'où l'assimilation à une structure sandwich. Sa porosité est faible (5 à 10%) et ses pores contiennent les canaux de Havers, de Volkmann ou des cavités de résorption.
- **L'os spongieux** (poreux ou trabéculaire) est un os ayant une forte porosité (75 à 95%). Il constitue les os plats et les extrémités des os longs principalement. La matrice de l'os contient des pores de la forme d'étais ou de plats interconnectés et remplis de moelle [6]. (voir Figure II.2).

De manière générale, le fémur est composé à 80% d'os compact (diaphyse, métaphyses et épiphyses) et 20% d'os poreux (intérieur des métaphyses et surtout des épiphyses).

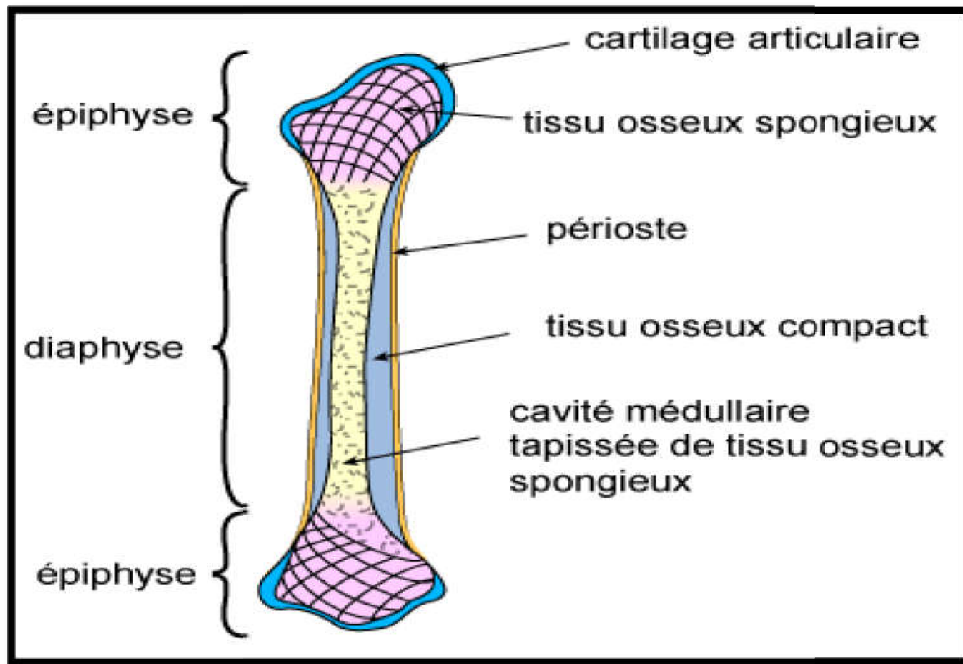


Figure I.2 : structure d'un os long

**I.3.BASES MECANIQUES de L'OS (cortical et spongieux)**

**I.3.1. La relation effort/déplacement**

Il existe un grand nombre de paramètres biomécaniques permettant de caractériser le comportement mécanique de l'os. Le concept central de tous ces paramètres est représenté par la relation entre une charge (Effort) appliquée à la section d'une structure osseuse et le déplacement induit en réponse à cette charge (Figure I.3).

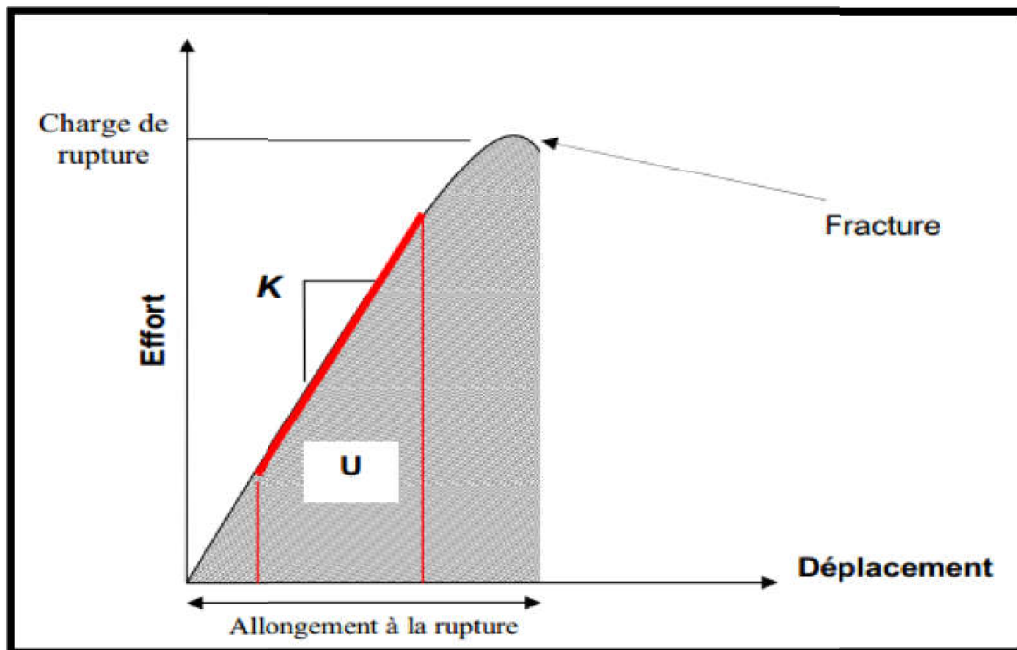


Figure I.3: Courbe d'effort/déplacement

La pente du domaine élastique de la courbe Effort/Déplacement représente la « raideur extrinsèque » de la structure osseuse ( $K$ ) ou « raideur expérimentale ». D'autres propriétés biomécaniques peuvent dériver de cette courbe : la charge de rupture (ou effort à la rupture), l'énergie à la rupture ( $U$ ) (représentée par l'aire sous la courbe effort/déplacement) et l'allongement à la rupture qui représente le déplacement maximum jusqu'à la rupture. Chacun de ces paramètres de mesure reflète une propriété de l'os [7] :

- la raideur extrinsèque est fonction de la minéralisation de l'os ;
- la charge de rupture reflète l'intégrité de la structure osseuse ;
- l'énergie à la rupture ( $U$ ) représente une partie de l'énergie nécessaire à endommager irréversiblement la structure osseuse.
- Cependant, le courbe effort – déplacement dépend également d'autres paramètres tels que la géométrie ou la taille de l'échantillon, ou encore le type d'essai mécanique. C'est pourquoi il est préférable, lorsque l'on étudie le comportement d'un matériau, de se ramener à une mesure intrinsèque telle que la courbe contrainte/ déformation.

### I.3.2. La contrainte/déformation

Quand un corps est soumis à l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent, par réaction, à l'intérieur du corps. Aux contraintes sont associées des déformations. Tant que le comportement du corps se situe dans le domaine élastique (Figure II.4), les relations existant entre les contraintes et les déformations sont définies par la théorie de l'élasticité linéaire des milieux continus [7].

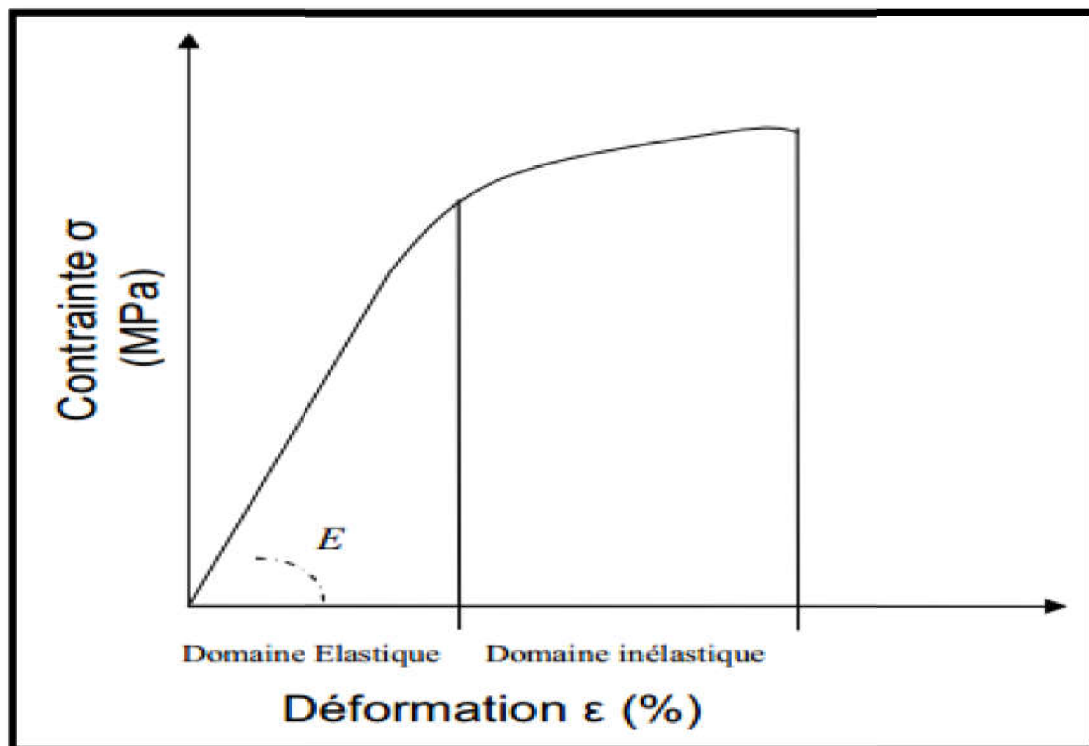


Figure I.4: Courbe de contrainte/ déformation.



Les deux principales hypothèses de cette théorie sont :

- que les propriétés du corps sont homogènes et ne varient pas d'un point à l'autre ;
- qu'elles sont les mêmes dans toutes les directions. Cette seconde hypothèse implique que le milieu est isotrope.

Dans le domaine élastique (Figure I.4), les déformations sont entièrement réversibles : quand les forces sont appliquées sur le corps, celui-ci se déforme, mais retrouve sa forme initiale quand les sollicitations extérieures sont retirées.

Un corps soumis à deux forces  $F_1$  et  $F_2$  de valeurs égales mais de signes contraires ( $F = F_1 = F_2$ ) et dont la ligne d'action passe par l'axe du corps (Figure II.5) est en compression. Si le corps est coupé (Figure II.5a) par un plan  $m$  perpendiculaire à la ligne d'action de forces, il faut pour le maintenir en équilibre, exercer sur la surface de coupe  $S$  une série de forces  $dF$  dont la somme est égale à  $F$  (Figure II.5b). Dans ces conditions, la section  $S$  délimitée par le plan  $m$  est soumise à une contrainte de compression  $\sigma$  définie par la relation :

$$\sigma = \frac{dF}{dS}$$

D'où :

$$F = \int \sigma ds$$

Dans le cas d'une compression simple, la valeur de la contrainte  $\sigma$  est la même sur toute la surface  $S$  et l'équation devient alors :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

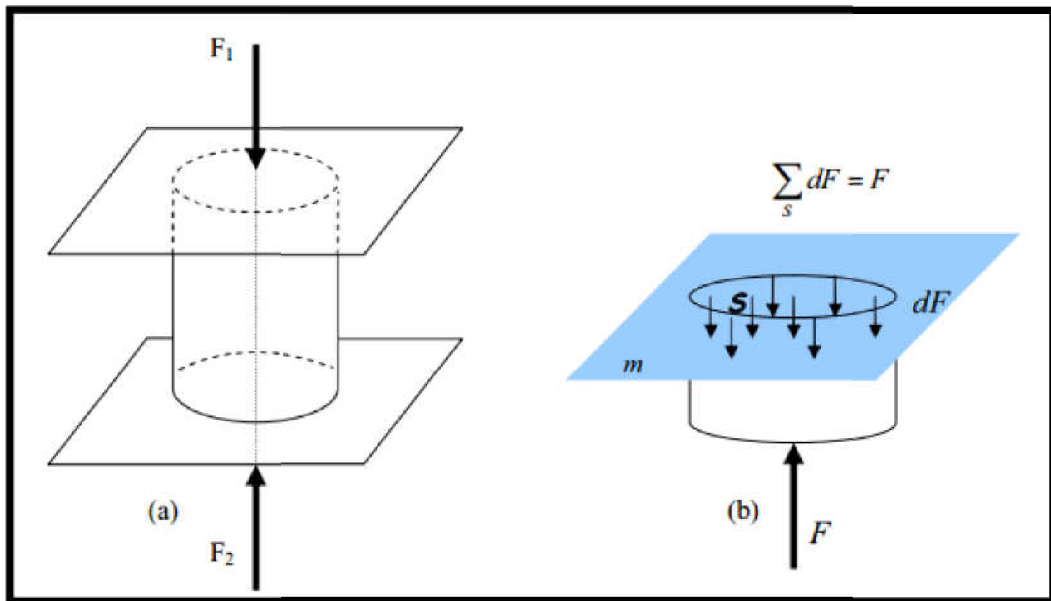


Figure I.5 : a) Corps soumis à une compression simple b) forces s'exerçant sur la surface  $S$  coupé selon le plan  $m$  perpendiculaire à la ligne d'action des forces  $F$  (axe de compression).

Sous l'effet d'une compression simple, l'os (ou tout autre (bio) matériau) se déforme dans le sens de la compression. Considérons un échantillon d'os de géométrie parallélépipédique de côtés  $u$ ,  $v$  et  $w$  (Figure I.6) avec un axe  $O_z$  parallèle à l'axe de sollicitation. Après la mise en compression de l'échantillon, celui-ci est déformé dans les 3 directions dans le sens  $O_z$ , il y a un déplacement (raccourcissement)  $dw$  et, dans les directions  $O_x$  et  $O_y$ , des déplacements (allongement)  $du$  et  $dv$  [7].

On appelle déformation  $\varepsilon$  des déplacements relatifs à la longueur initiale. Ainsi :

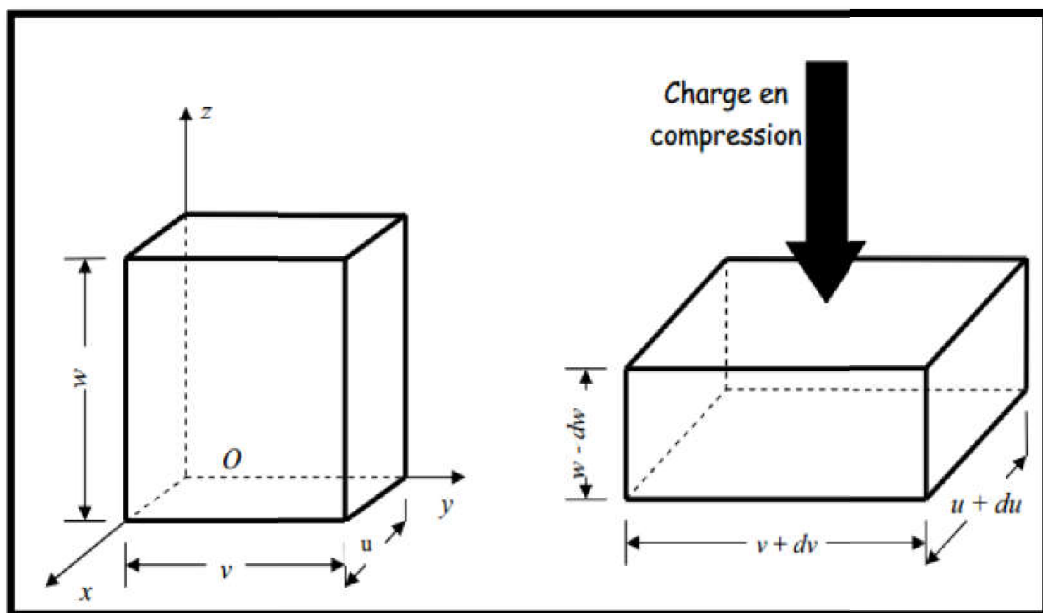


Figure I.6: schématisation de la déformation d'un corps soumis à une charge



En compression simple, même si les contraintes  $\sigma_x$  et  $\sigma_y$  (contraintes parallèles à  $O_x$  et à  $O_y$ ) sont nulles, les déformations  $\varepsilon_x$  et  $\varepsilon_y$  ne le sont pas ; dans ce cas, les trois déformations sont liées entre elles par le coefficient de Poisson  $\nu$  :

$$\varepsilon_z = \frac{\varepsilon_x}{\nu} = \frac{\varepsilon_y}{\nu}$$

Si sous l'effet de la contrainte  $\sigma_z$  les déformations de l'élément  $u v w$  n'entraînent pas de changement de volume, le coefficient de Poisson  $\nu$  est égal à 0,5. Par contre pour l'os (spongieux ou cortical), le coefficient de Poisson  $\nu$  est inférieur à cette valeur : il est voisin de 0,3, ce qui signifie qu'en compression, ces matériaux diminuent légèrement de volume c'est-à-dire qu'ils sont partiellement compressibles.

La contrainte  $\sigma_y$  est proportionnelle à la déformation  $\varepsilon_y$  (loi de Hooke), et la constante de proportionnalité  $E$  est le module d'Young (appelé aussi module d'élasticité) :

$$E = \frac{\sigma_z}{\varepsilon_z}$$

La pente de la courbe de contrainte/déformation d'un corps (dans son domaine élastique) représente donc le module d'Young (Figure I.4).

Le module d'Young représente en fait la rigidité du matériau, qui est fonction de l'intensité des liaisons qui existent entre les atomes ou les molécules constitutives d'un matériau.

#### I.4. Caractérisation mécanique de l'os

Pour caractériser le comportement mécanique de l'os et en particulier son module d'Young, nous devons recourir à des essais mécaniques, les paramètres ainsi identifiés seront utilisables dans le calcul des résistances du matériau ou permettront d'apprécier le comportement après mise en charge.

##### I.4.1. Essai de compression

L'essai de compression est un essai très courant de caractérisation mécanique de l'os cortical à l'échelle globale. Il peut être non destructif, se limitant au seul domaine élastique et permettant ainsi de déterminer le module d'élasticité dans différentes directions si la forme de l'échantillon s'y prête (échantillon cubique difficile à usiner pour l'os cortical mandibulaire), ou destructif, et permet ainsi d'obtenir le module d'élasticité et la résistance mécanique pour une direction de sollicitation [8].

### I.4.2. Essai de traction

L'essai de traction est l'essai mécanique (Figure I.7) qui consiste à soumettre une éprouvette osseuse à une traction et à mesurer la force résultante, correspondant à l'allongement  $\Delta l$  imposé. Ce type d'essai couramment utilisé pour caractériser le comportement des matériaux métalliques ou polymères est paradoxalement très peu utilisé pour l'étude du comportement biomécanique de l'os.

En effet cet essai exige des conditions relativement strictes quant à la géométrie des échantillons et la réalisation des liaisons os/machine. Le comportement global de l'os en traction est différent de celui en compression : la rupture en traction se traduisant par la séparation progressive de l'échantillon en deux parties, peu d'énergie est dissipée et l'os ne supporte pas en traction de grandes déformations permettant de dégager les lois de comportement [8].

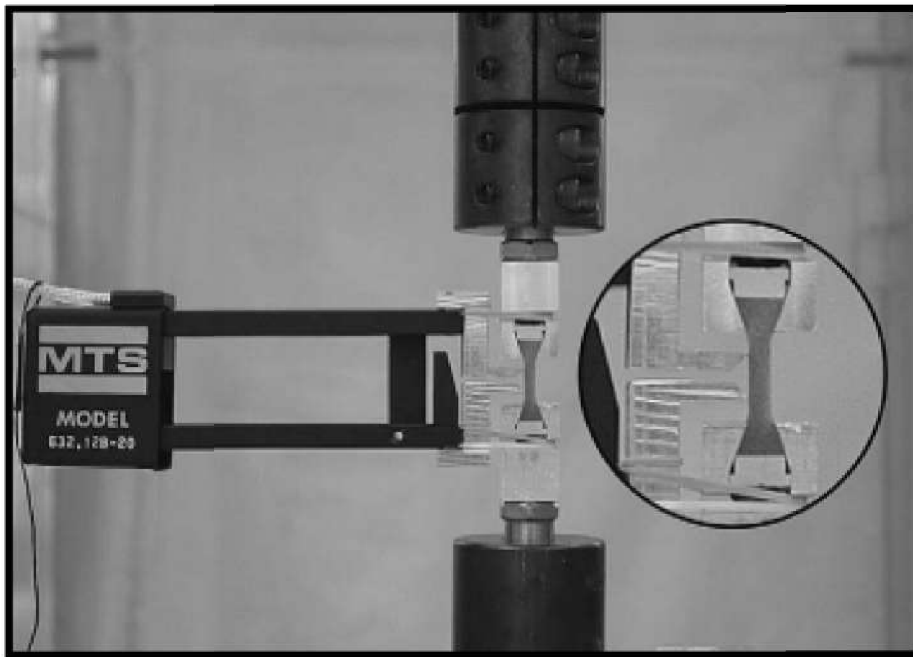


Figure II.7 : Essai de traction sur un échantillon osseux d'après Kaneko [KAN 03]

### I.4.3. Essai de cisaillement

La réalisation d'essais de cisaillement simple nécessite un usinage spécifique de l'échantillon : une forme cylindrique présentant une encoche centrale (Figure I.8). Cet usinage est très difficile à obtenir pour de l'os cortical mandibulaire et n'a été réalisé dans ces conditions que pour de l'os spongieux [8]. Les autres études sur l'humain ont été réalisées sur de l'os spongieux avec une géométrie simple (parallélépipédique et cylindrique).

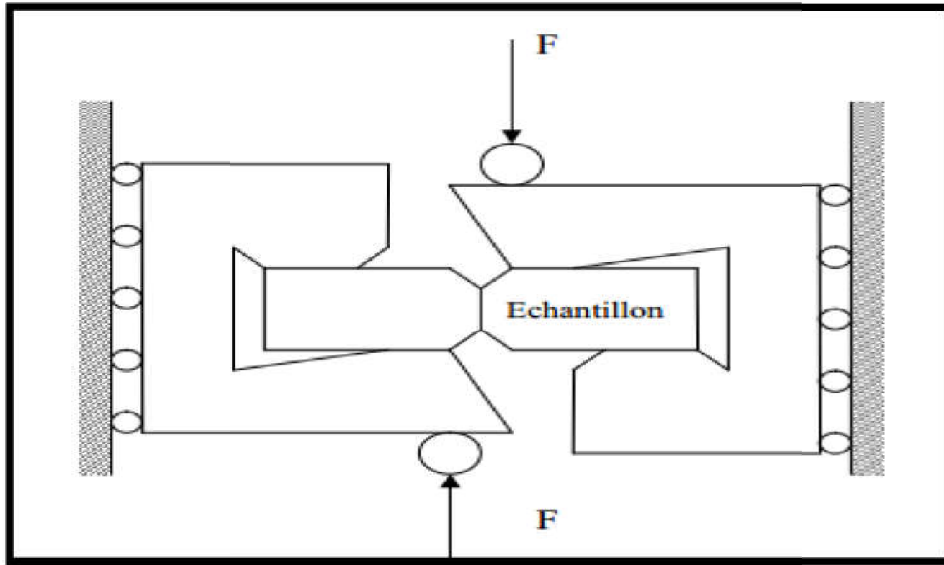


Figure I.8 : Essai de cisaillement (Test Iosipescu) d'après Tuner [8]

**I.4.4. Essai de flexion**

Il existe plusieurs types d'essai de flexion. Les deux essais les plus utilisés sont la flexion 3 points et la flexion 4 points (Figure I.9a et b). La flexion « 3 points » est un des essais les plus couramment utilisés pour la caractérisation du tissu trabéculaire et cortical des os longs car sa mise en œuvre est moins délicate que pour les autres méthodes. La flexion 4 points est moins utilisée car plus difficile à mettre en œuvre. Ces essais ont été largement utilisés pour comparer le module d'élasticité de l'os cortical et celui du tissu trabéculaire sur des échantillons de crête iliaque. Notons que des auteurs ont montré [8] pour l'os cortical un effet d'échelle sur les résultats obtenus lors de l'essai de flexion, indiquant des résultats constants à partir d'une longueur d'échantillon égale à 500  $\mu\text{m}$ .

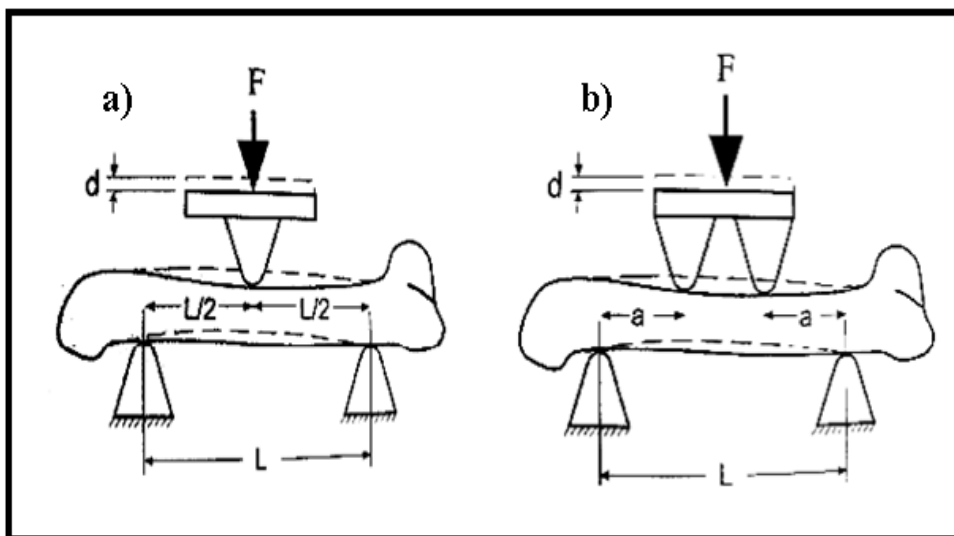


Figure I.9: a- Flexion 3 points, b-Flexion 4 points

#### I.4.5. Essai de fatigue

Cet essai consiste à imposer à une éprouvette une force ou un déplacement périodique : en général, on soumet l'échantillon à une force ou à un déplacement sinusoïdal. D'une façon plus générale, un essai de fatigue consiste à faire subir au matériau des sollicitations variables dans le temps de façon périodique ou aléatoire.

En plus de la mesure du module d'Young en statique, la caractérisation en fatigue des propriétés mécaniques de l'os cortical, ou spongieux, est importante pour mieux comprendre les comportements mécaniques et physiologiques normaux en réponse, par exemple, à la mise en place d'implants dentaires ou orthopédiques. Choi a ainsi montré en flexion 4 points, que l'os spongieux avait une résistance en fatigue significativement supérieure à celle de l'os cortical.

Des essais de fatigue dynamique existent également, le but de ces essais est de définir quantitativement la limite d'endurance de l'os soumis à une sollicitation périodique, c'est-à-dire l'amplitude maximale qu'il peut supporter indéfiniment, sans rupture apparente. Des essais de cyclage en contrainte ou déformation, à différentes vitesses, permettent de déterminer plus rapidement que les essais précédents, les caractéristiques viscoélastiques des tissus étudiés (modules d'Young et de Coulomb complexes, et le déphasage) [9].

## Introduction

Les dispositifs de fixation interne sont utilisés par le chirurgien pour aligner et stabiliser des fractures du squelette et constituent un moyen très efficace pour traiter les fractures dans le domaine de la chirurgie réparatrice. Bien que les dispositifs en question soient très efficaces et permettent généralement d'atteindre les objectifs susmentionnés, néanmoins, on ne peut s'attendre à ce qu'ils remplacent un os normal sain ou résistent à l'effort auquel ils sont soumis par une mise en appui complète ou partielle sur le membre opéré ou lorsque le patient soulève des charges excessives, notamment en cas d'absence de formation du cal, de retard de consolidation de la fracture ou de consolidation incomplète. Les dispositifs internes de fixation consistent en attelles internes destinées à aligner la fracture jusqu'à ce que cette dernière se consolide normalement. La taille et la forme des os et tissus nous limitent la taille et la robustesse des implants [10].

En cas de retard de consolidation ou d'absence de soudure de l'os fracturé des suites d'une mise en appui excessive sur le membre opéré ou lorsque le patient soulève des charges trop importantes, l'implant peut éventuellement se rompre. Par conséquent, il est important que le foyer de fracture reste immobilisé (utilisation de supports externes, supports de marche, attelles, appareils orthopédiques, etc....) jusqu'à ce que la consolidation parfaite de l'os ait été établie (et confirmée par un examen clinique et radiographique). Les implants chirurgicaux, de par leur utilisation, sont soumis à des sollicitations répétées et permanentes, susceptibles de les casser suite à une usure excessive. Des facteurs tels que le poids du patient, son niveau d'activité et l'obéissance de ce dernier aux instructions de mise en appui sur le membre fracturé ou de port de charges restreintes conditionnent la durée de vie de l'implant. Le chirurgien doit être parfaitement informé des aspects médicaux et chirurgicaux de l'implant et doit, par ailleurs, tenir compte des aspects et caractéristiques mécaniques et métallurgiques des implants chirurgicaux [10].

Le choix correct de l'implant revêt une importance capitale. Les probabilités de succès de l'ostéosynthèse et de la réduction de la fracture dépendent du choix du type d'implant le plus approprié. Néanmoins, même si le choix correct de l'implant permet de minimiser les risques d'échec de l'ostéosynthèse

### II.1.Plaques DCP

Les principes classiques de l'ostéosynthèse par plaque, émis par l'AO à la fin des années 50, 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 interfragmentaire (Figure. II.1) [11]

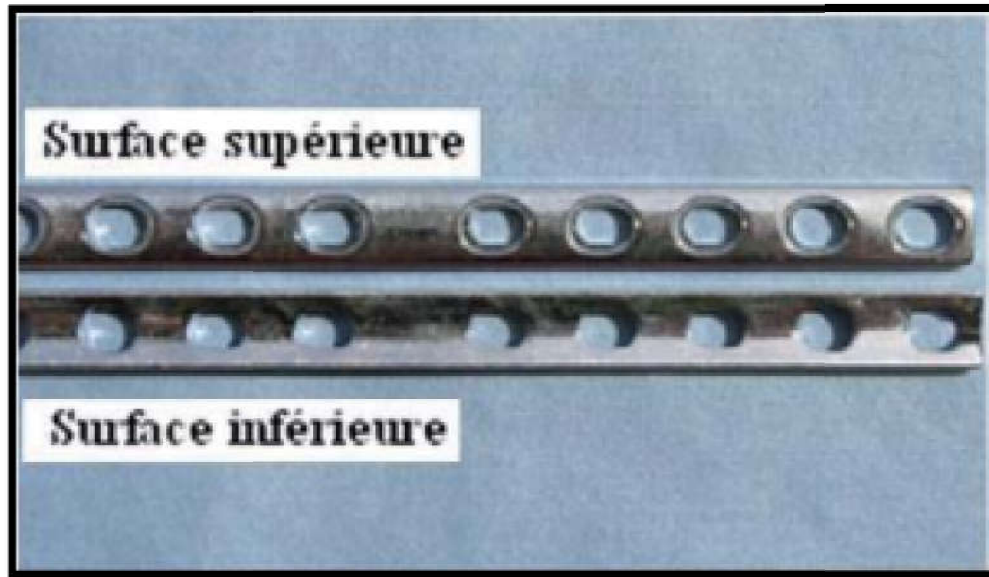


Figure II.1 : Plaques DCP

Ces plaques nécessitent d'être modélées 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 [11].

## II.2. Plaques LC-DCP

Durant la seconde moitié du XX<sup>ème</sup> 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 Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) [12].

Une première évolution des implants a consisté à développer des plaques à contact limité (Limited Contact Dynamic Compression Plate: LC-DCP). Ces plaques présentent des encoches sur la face en contact avec l'os (Figure II.2), qui préservent ainsi davantage sa vascularisation. Elles permettent de diminuer de 50% les lésions vasculaires périostées [2].



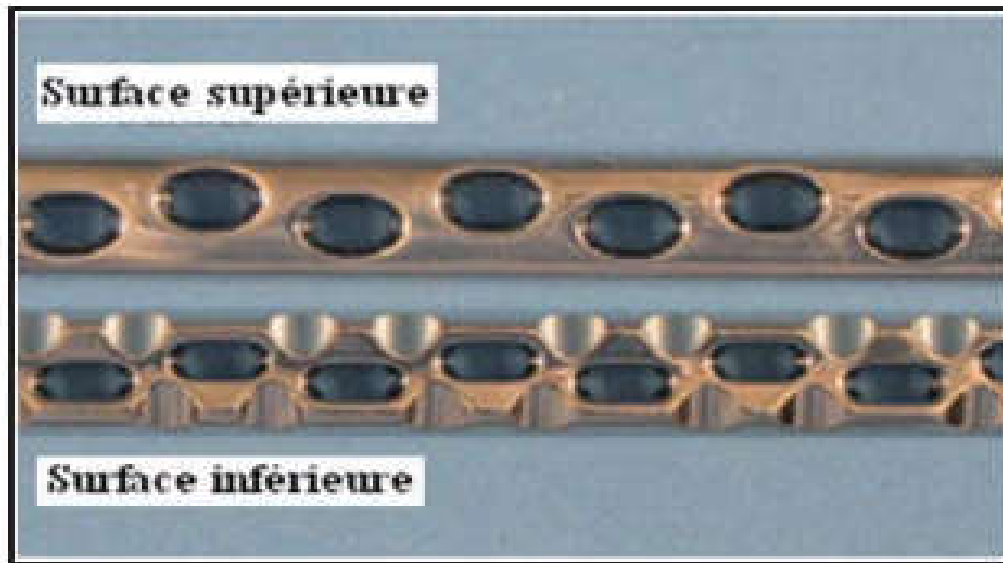


Figure II.2: plaques LC-DCP

### II.3. Plaques LCP

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 [4]. 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 [4]. Ces plaques constituent les implants de choix pour une ostéosynthèse sans abord du foyer de fracture, permettant la préservation de l'hématome fracturaire [11].

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 (Figure II.3). Ce trou pour vis standard est conformé de manière à pouvoir appliquer, si nécessaire, une compression interfragmentaire.

Les plaques LCP associent trois caractéristiques originales qui permettent :

- d'assurer une compression interfragmentaire
- d'utiliser des vis verrouillées garantissant un contact limité de la plaque sur l'os
- d'obtenir une stabilité angulaire du montage plaque-os [13]



Figure II.3: mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et vis 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 préorientés. Ce sont notamment les systèmes Synthes® Newclip®, Biotech® et Zimmer® [14]

### II.3.1. Trou combiné

L'innovation majeure des plaques LCP repose sur la création de ces trous combinés. Ils peuvent accueillir aussi bien des vis conventionnelles que des vis verrouillées. Outre ces utilisations standard ou verrouillée, la plaque peut être utilisée en associant les deux types de vis sur un même montage [15].

Le trou fileté n'ayant pas une circonférence complète, du fait de son imbrication avec le trou non verrouillé, ceci apporte une certaine souplesse au montage et diminuerait la mise en charge du filetage [15].

### II.3.2. Vis verrouillée, non verrouillée et forme de la plaque

Quatre types de vis sont utilisables pour fixer une plaque LCP :

- Des vis standard pour os spongieux
- Des vis standard pour os cortical

Ces deux types de vis sont utilisés lorsqu'il est nécessaire d'incliner la vis par rapport à la perpendiculaire à la plaque ou lorsqu'une compression interfragmentaire est souhaitée.



- Des vis verrouillées auto taraudantes, principalement bicorticales
- Des vis verrouillées auto forantes, principalement monocorticales.

Elles sont utilisées en région diaphysaire et dans de l'os de bonne qualité. Les vis conventionnelles peuvent être placées en position neutre ou excentrée pour ménager une compression interfragmentaire. Leur orientation n'est pas fixée et le chirurgien dispose d'un degré de liberté. Une angulation de la vis de 40° dans le plan longitudinal et de 14° dans le plan transversal est permise (données Synthes®). L'orientation des vis verrouillées est imposée par le filetage de verrouillage de la vis dans la plaque, le plus souvent perpendiculaire à l'axe de la plaque. Une stabilité angulaire est obtenue et permet de diminuer les possibilités de mouvements des vis dans l'os [16].

L'angle d'insertion ne doit pas excéder 5° par rapport à l'axe déterminé par le pas de vis de la plaque. Par conséquent, l'utilisation d'un guide de perçage est fortement recommandée [11].

Outre les plaques de forme classique, des plaques anatomiques ont été créées, adaptées à certains os ou certaines utilisations, comme les ostéotomies de nivellement du plateau tibial. Les trous de vis de ces plaques anatomiques ne sont pas obligatoirement orientés perpendiculairement à la plaque, mais doivent s'adapter aux contraintes anatomiques de l'os [17].

## 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 [15].

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 Rozbruch en 1998 [18] rapportant la longueur de la plaque à celle du foyer de fracture, appelé « plate span width » (PSW) .

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

Gautier et Sommer, en 2003, [19] 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 en 2003 dans l'étude de Stoffel [20] avec des plaques LCP montées sur des tubes en composites.

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

#### II.4.3.1. 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 screw density » (PSD) (Figure III.4) [20].

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

Gautier et Sommer [19], 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 Stoffel [20] justifie ces recommandations.

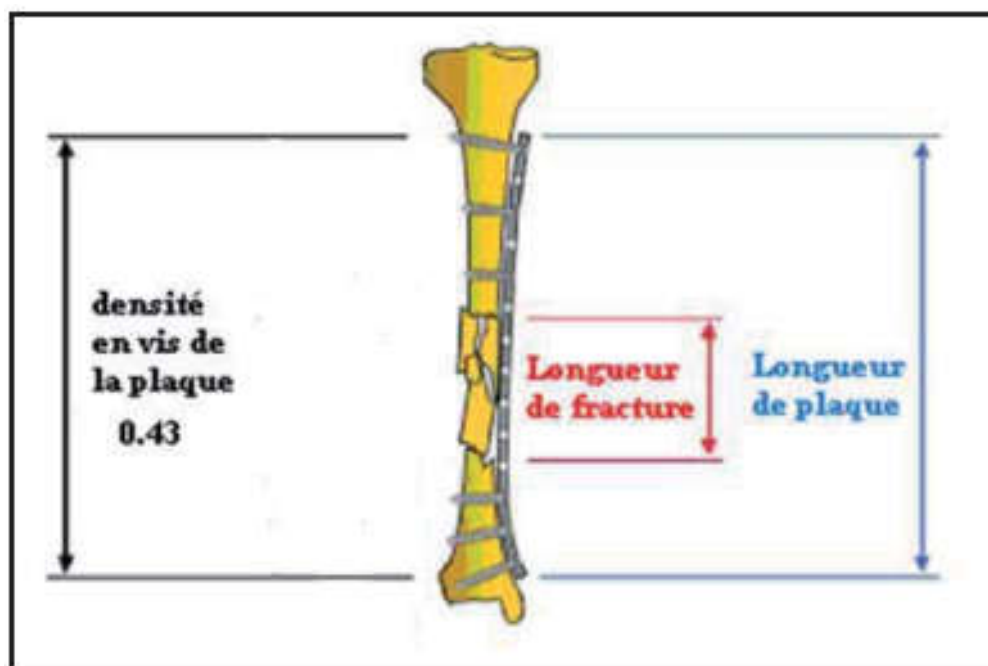


Figure II.4 : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi  $\text{PSD} = 6/14 = 0.43$

En 2003 Gautier et Sommer [19] 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 par Field en 1999 [21] 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.4.3. 2. 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 [19, 20] comme illustré si dessous (Figure III.5) en flexion :

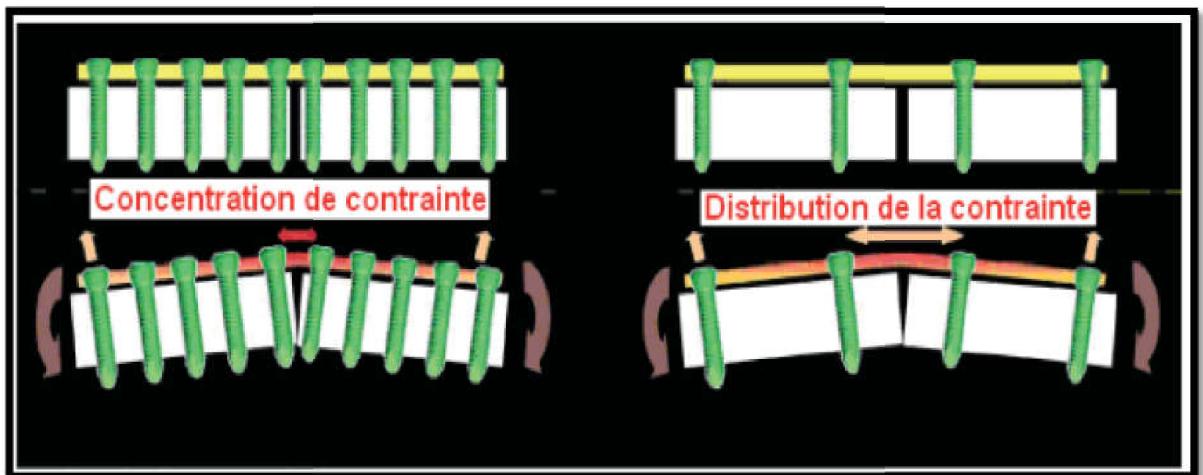


Figure II.5: Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis.

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 de bris du matériel.

### II.4.3.3. Choix des vis

Le choix des vis, verrouillées ou non, peut influencer sur le comportement mécanique du montage. L'étude de la littérature a montré l'absence d'études biomécaniques en flexion, comparant des montages LCP fixés par des vis verrouillées ou des vis standards.

Cependant, Gordon [22] a étudié la résistance des plaques LCP en torsion, selon un mode de fixation verrouillé, non verrouillé ou mixte, sur 60 fémurs de chien.

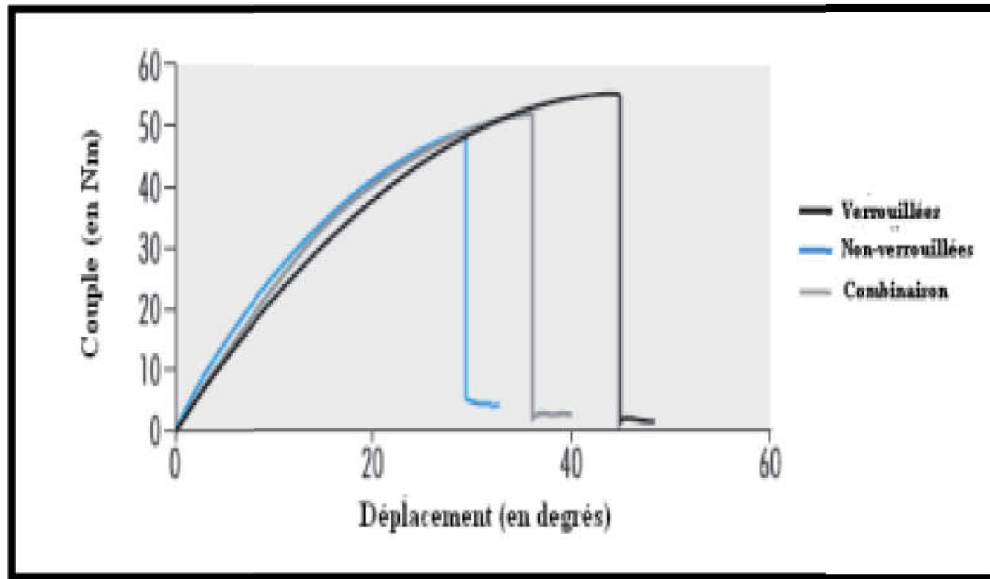


Figure II.6 : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages fixés par des vis verrouillées, non-verrouillées ou combinant les 2

Cette étude a montré que la raideur en torsion n'était pas significativement différente entre les trois lots. En revanche, au point de rupture les montages verrouillés présentaient un couple significativement supérieur à celui du groupe non verrouillé. Le couple à la rupture des montages mixtes avait une valeur intermédiaire [22].

## Historique

Durant la première moitié du 20<sup>ème</sup> siècle, les alliages Mg ont été introduits dans les chirurgies orthopédiques et du traumatisme et une bonne biocompatibilité a été observée dans les tests cliniques ; cependant, la dégradation rapide de cet alliage a entraîné une accumulation d'une grande quantité d'hydrogène sous forme de bulles de gaz sous-cutanées. Ce problème a interrompu les travaux de recherche menés sur l'étude des applications possibles du Mg comme un biomatériau [23].

Peu après, un nouveau type d'acier inoxydable introduit en 1920 a remplacé les alliages Mg comme matériaux préférables des implants orthopédiques. Simultanément, l'utilisation des alliages Mg a continué dans une large variété d'applications structurelles et non structurelles y compris dans l'industrie automobile, le traitement des matériaux et les équipements aérospatiaux.

A présent, les alliages Mg sont considérés d'une grande valeur pour les applications structurelles en raison de leur légèreté de poids, leur bonne solidité et leur rigidité aussi bien à températures ambiantes qu'à températures élevées.

Un système standard des désignations d'alliage et de trempe a été adopté en 1948. Ce système indique les deux éléments alliés principaux, la quantité de ces deux éléments et la condition de trempe. Avec l'avancement de la technologie d'alliage pendant cette époque, le Mg a regagné d'intérêt comme implant métallique [23].

Des chercheurs comme F. Witte [10,13], L. Xu [34,35] et M.P. Staiger ont repris l'étude des alliages Mg comme matériaux d'implants biodégradables. Depuis lors, les séries d'aluminium-zinc-magnésium (AZ) ont été l'une des plus étudiées en raison de leur disponibilité commerciale. Un résultat important a été que les alliages Mg se dégradent in vivo en fonction des éléments alliés. Par conséquent et avec l'utilisation des éléments rares de terre, des alliages Mg d'un taux de corrosion moins élevé ont été produits.

Jusqu'à aujourd'hui, beaucoup de travaux de recherche sont réalisés afin de comprendre l'influence de l'environnement local et la modification de la surface sur les mécanismes de corrosion des alliages Mg aussi bien in vitro qu'in vivo. Dans ce contexte, les chercheurs et les cliniciens devraient travailler ensemble en sachant qu'afin de pouvoir les utiliser comme des biomatériaux avec succès, les alliages Mg nécessitent un savoir spécifique et des approches méticuleuses [23].

### III.1. Le rôle crucial du magnésium dans le corps humain

Le magnésium (Mg) est un élément largement disponible sur notre terre. Dans la nature, le Mg se trouve sous forme de sel ou de minéral à cause du niveau élevé de la réactivité de l'élément libre. Le magnésium a un rôle clé dans plusieurs fonctions biologiques chez les plantes et les animaux. Il est le quatrième élément le plus abondant dans le corps humain sous forme de ( $Mg^{2+}$ ) [24].

Les taux de Mg dans les fluides extracellulaires où l'homéostasie est maintenue par les reins et les intestins varient de 0.7 à 1.05 mmol/L. En raison de l'excrétion efficace de cet élément dans l'urine, les incidents de l'hyper-magnésie sont rares. Le corps d'un humain adulte en bonne santé contient 20-28 g de Mg distribués sur les différents organes (**voir tableau III.1**). Presque la moitié de la quantité du Mg physiologique est emmagasinée dans les tissus osseux [24].

Plusieurs études ont montré que le Mg a un effet stimulateur sur la croissance des tissus des nouveaux os [38,39]. Par conséquent, les os représentent un réservoir de Mg qui amortissent la concentration extracellulaire du Mg [24].

**Tableau III.1 : distribution et concentration du Mg dans quelques organes chez un adulte en bonne santé [24]**

Distribution en pourcentage	Concentration
<b>Os (60-65%)</b>	0.5% de la cendre d'os
<b>Muscles (27%)</b>	6-10 mmol/kg du poids mouillé
<b>Autres cellules (6-7%)</b>	6-10 mmol/kg du poids mouillé
<b>Extracellulaire (&lt;1%)</b>	
<b>Sueur</b>	0.3 mmol/L (dans un environnement chaud)
<b>Sécrétion</b>	0.3-0.7 mmol/L

Malgré les avantages du Mg<sup>2+</sup> dans le corps humain, l'utilisation des implants biodégradables à base d'alliages Mg peut entraîner un excès de Mg emmagasiné et en circulation pouvant potentiellement entraîner une hyper-magnésie. Parmi les effets de cette dernière on cite l'endommagement aigu des tissus musculaires et le dysfonctionnement rénal conséquent. La fonction cardiovasculaire peut aussi être affaiblie par des concentrations élevées de Mg entraînant un risque accru d'hypotension et d'arrêt cardiaque [24].

Le traitement clinique principal de l'hyper-magnésie inclut un régime alimentaire contrôlé réduisant la prise de Mg. Une approche différente doit certainement être adoptée dans le cas d'un implant à base de Mg biodégradable. Le contrôle des taux de corrosion des alliages Mg est, donc, un aspect très important pour l'évaluation de l'utilisation de ce type d'implants dans les applications orthopédiques.

### III.2. Critères de conception des alliages biodégradables de magnésium

En termes d'exigences cliniques, trois générations de biomatériaux ont été développées. Les tous premiers étaient des biomatériaux inertes n'apportant aucune nuisance aux tissus hôtes. Puis, les chercheurs ont développé une deuxième génération de biomatériaux ayant la possibilité de se lier aux tissus hôtes.

Les alliages de magnésium font part de la troisième génération de biomatériaux visant une nouvelle stratégie d'ingénierie et de régénération des tissus. Ces matériaux sont supposés se dégrader et permettre aux tissus naturels d'intégrer l'implant et de le remplacer graduellement.



Suivant ces nouvelles fonctionnalités, les critères de conception des implants biodégradables doivent être différents de ceux de la conception d'un implant permanent [25].

La conception des biomatériaux dégradables doit prendre en considération leur utilisation comme [25]:

- Supports temporaires
- Supports du processus de guérison
- Supports dégradables

### III.2.1. Des supports temporaires

La question qui se pose concernant les caractéristiques mécaniques des implants biodégradables est : sont-ils capables de garder leur intégrité mécanique durant la période requise ? Par une sélection et une conception méticuleuses basées sur la fonctionnalité de l'implant et les conditions physiologiques du site d'implantation, il est possible de répondre à cette question [25].

Clairement, les critères de sélection et de conception de l'implant biodégradable dépendent de l'application prévue. Par exemple, Staiger et al. ont montré que les alliages Mg destinés aux implants orthopédiques de port de charges – vis, broches, aiguilles et autres – doivent maintenir leur intégrité mécanique sur une période de 12-18 semaines en attendant que les tissus d'os guérissent [25].

Mc Bride a montré qu'une vis typique à base d'1 g Mg-Al-Mn pour le traitement des os traumatisés se dégrade complètement en 120 jours. D'une façon similaire, Bowen et al. a résumé les critères de conception proposés par différents chercheurs aux stents métalliques bio-absorbant faites par des alliages Mg, comme listé sur **tableau III.2**.

*Tableau III.2 contraintes et critères de conception des stents métalliques bio-absorbant*

Critères	Contraintes
<b>Bio-absorption</b>	Une intégrité mécanique de 6-12 mois Absorption complète en 12-24 mois
<b>Biocompatibilité</b>	Non toxique, ininflammable, hypoallergénique, aucune nuisance causée par libération ou maintien de particules.
<b>Propriétés mécaniques</b>	Limite d'élasticité > 200 MPa Charge de traction > 300 MPa
<b>Microstructure</b>	Taille maximale des grains 30 $\mu\text{m}$
<b>Evolution d'hydrogène</b>	< 10 $\mu\text{l H}^2 \text{ cm}^{-2} \cdot \text{jour}^{-1}$
<b>Taux de corrosion</b>	Taux de pénétration < 20 $\mu\text{m année}^{-1}$

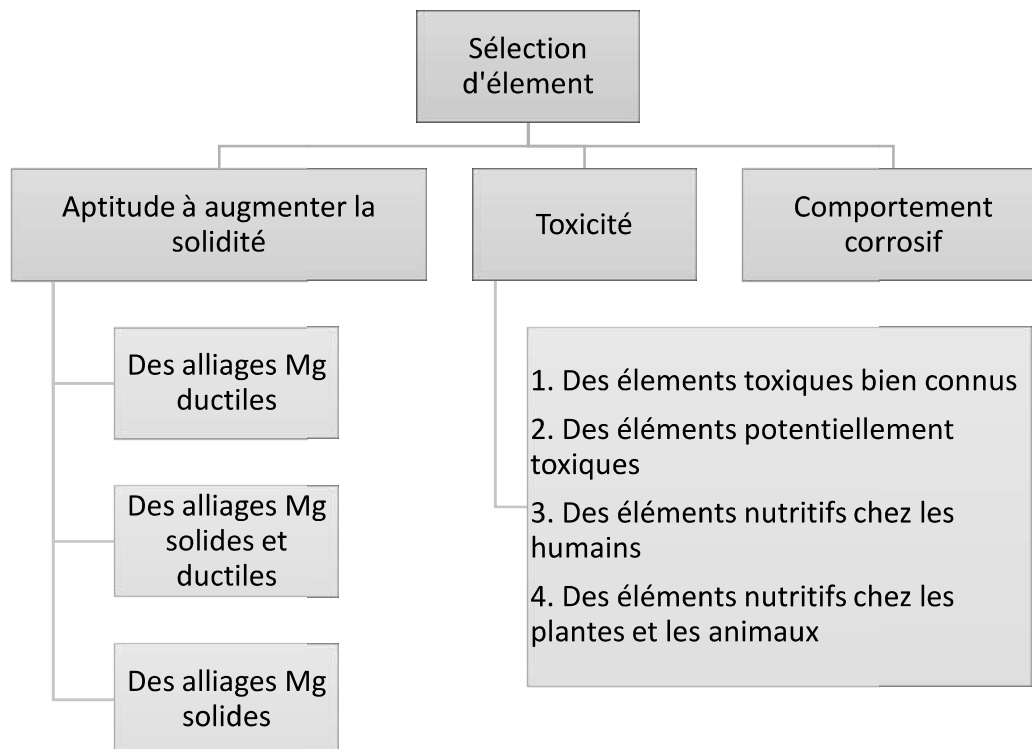
Il est actuellement connu que les propriétés mécaniques et physiques des alliages Mg peuvent être améliorées par des traitements thermomécaniques et des alliages appropriés. Par exemple, le laminage à chaud et l'extrusion à chaud peut améliorer la solidité des alliages Mg

pendant que l'alliage avec l'Al, Zn et le Zr peut améliorer leur solidité et leur module d'élasticité [25].

Toutefois, il existe plusieurs considérations pour la sélection des éléments destinés au développement des alliages Mg biodégradables comme décrit par Chen et al. [40] sur la **figure III.1**. La corrosion locale des alliages Mg est un facteur important à examiner puisqu'une zone (ou une cavité) locale corrodée peut entraîner un échec mécanique précoce de l'implant [25].

### III.2.2. Des supports de processus de guérison

Le support de processus de guérison se réfère à l'aptitude ou pas du matériau à interférer négativement avec le processus de cicatrisation des tissus ou de la stimulation de la formation d'os. Il est donc important de déterminer comment les biomatériaux dégradables et leurs produits bio corrosifs vont interagir avec les tissus subissant le processus de guérison. Plusieurs études *in vitro* ont été réalisées afin d'évaluer les performances des implants à base de Mg. Ces tests *in vitro* ont également été utilisés à des fins de dépistage pour faciliter la sélection des matériaux et le processus de conception des alliages [25].



**Figure III.1.** Considérations pour la sélection des éléments pour le développement des alliages Mg biodégradables.



**III.2.3. Des supports dégradables**

À ce niveau, il convient de prendre en considération l'une des définitions répandues des matériaux biodégradables. Récemment, Boutran a présenté comme définition de biodégradable :

« Capable d'être décomposé en plus petits fragments ou molécules par l'action des cellules, des enzymes, et des processus mécaniques. La biodégradation est généralement la première phase du processus de bio-absorption ; Cependant, certains matériaux sont biodégradables mais pas bio-absorbables, ce qui entraîne un stockage dans les tissus ou les organes.

La question concernant le processus de biodégradation serait celle-ci : la cinétique de dégradation correspondra-t-elle à la période de guérison et les produits de dégradation seront-ils transportés et éliminés du corps sans provoquer des accumulations locales ou systémiques ?.

Plusieurs chercheurs ont essayé de répondre à cette question. Divers essais d'implantation de modèles animaux ont montré que les alliages Mg biodégradables proposés se dégradent dans l'environnement *in vivo*. Dans la même étude mentionnée ci-dessus et réalisée par Witte et al. Les résultats ont montré que les alliages Mg-Al-Zn et Mg-RE se sont dégradés *in vivo* pendant la période d'implantation (jusqu'à 18 semaines).

En outre, les alliages étudiés présentent des taux de dégradation différents attribués aux différences dans la composition des alliages. Ceux qui contiennent des éléments RE semblent être plus adaptés à l'utilisation comme matériaux implants dans la chirurgie osseuse [25].

**III.3. Propriétés et sélection du magnésium et ses alliages**

Sous sa forme métallique, le Mg est un matériau léger avec une densité de  $1,74 \text{ g / cm}^3$  c'est-à-dire respectivement 2,5 fois et 4,5 fois moins dense que le titane et l'acier, [26]. Le rapport rigidité-poids élevé du magnésium le rend adaptable aux applications de charge. Historiquement, le Mg a été largement utilisé dans les industries automobiles et l'aviation.

Étant le plus léger de tous les métaux, les fabricants ont opté, pour remplacer des matériaux plus denses, pour des alliages à base de Mg. L'amélioration des propriétés demandées par les utilisateurs à grande échelle de l'alliage Mg a augmenté la nécessité d'un développement de cet alliage [27]. Différentes approches ont été prises en fonction des propriétés recherchées, comme spécifié sur **la Figure III.2.**

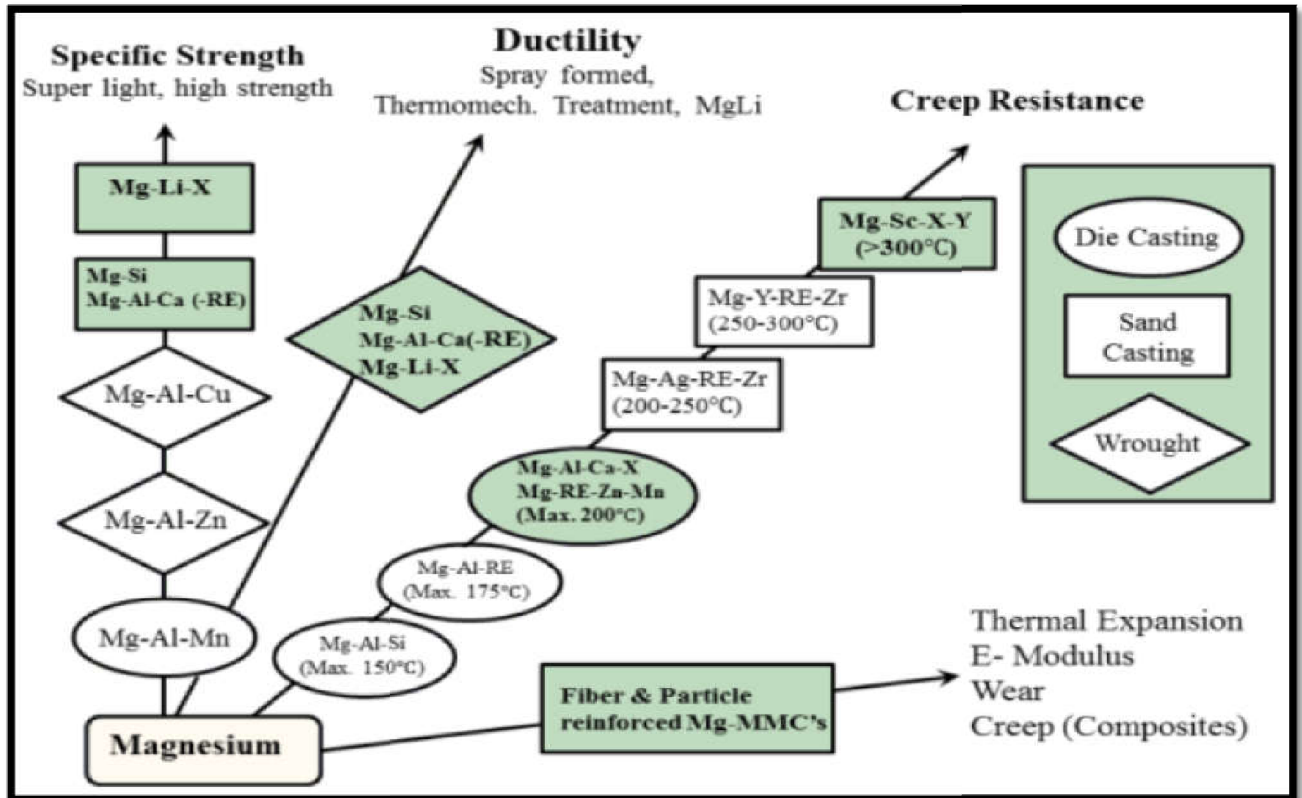


Figure III.2. Instructions de développement de l'alliage Mg en fonction de l'exigence principale. MMC: Matrice Métallique Composite. Source: [27]

Il existe deux groupes principaux d'alliages à base de Mg. Le premier groupe contient l'aluminium (Al) comme élément principal d'alliage avec des additifs de zinc et de manganèse. La série aluminium-zinc (AZ) couvre la majorité des applications Mg. Cette série AZ a une résistance modérée à la corrosion et une résistance mécanique améliorée [26]. L'amélioration de ces caractéristiques s'explique principalement par des changements dans les caractéristiques microstructurales.

La résistance mécanique améliorée est associée à la solution solide et au renforcement des précipitations [24]. L'un des mécanismes proposés pour l'amélioration de la résistance à la corrosion des séries contenant l'Al est la formation d'une couche  $Al_2O_3$  à la surface qui est insoluble dans des solutions contenant du chlorure [28].

Cependant, une concentration trop élevée d'Al (8 à 9% en poids) réduit la résistance à la corrosion en raison de la teneur accrue du composé intermétallique  $Mg_{17}Al_{12}$ , favorisant la corrosion galvanique [28].

Malgré l'amélioration des propriétés mécaniques et la résistance à la corrosion de la série AZ, certains doutes ont surgi sur les effets pathologiques de l'Al dans le corps humain. Une étude in vivo réalisée par Witte et al. Deux alliages de Mg contenant de l'Al ont montré que les alliages AZ91 (9% en poids de Al, 1% en poids de Zn) et AZ31 (3% en poids de Al, 1% en poids de Zn) se sont dégradés à des taux similaires. De plus, une formation osseuse améliorée a été observée autour des implants AZ91 et AZ31 après 6 et 18 semaines [25].

Witte et al. A soutenu que même si la biocompatibilité d'Al est limitée, il semble être un élément d'alliage valable pour les alliages Mg pour le contact corporel [25]. Comme les

alliages AZ91 et AZ31 présentait des taux de biodégradation similaires, les chercheurs se sont concentrés davantage sur l'alliage AZ31 en raison de leur teneur réduite en Al.

Le deuxième groupe principal d'alliages de Mg contient un mélange de rares éléments de terre (RE) en combinaison avec un autre métal, généralement du zinc ou de l'yttrium, et de petites additions de zirconium pour favoriser une structure à grain fin et améliorer les propriétés mécaniques [26]. Le cérium (Ce), le lanthane (La), le scandium (Sc) et l'yttrium (Y) sont les RE généralement ajoutés aux alliages de Mg. Comme l'Al, ces éléments augmentent la résistance à la fois par la solution solide et le durcissement par précipitation.

La résistance à la corrosion dans des milieux chlorés élevés est également améliorée en raison de la formation et de la stabilisation d'une couche riche en oxygène. Dans ce cas, la préoccupation qui se pose avec la présence d'éléments RE dans le corps humain est leurs effets relativement inconnus. Cependant, certaines études ont révélé que des effets positifs ou négatifs peuvent résulter en fonction des éléments RE [29].

Dans un contexte historique, certains RE sont connus pour avoir des propriétés anticancéreuses et anticoagulantes et peuvent avoir des effets positifs sur la viabilité cellulaire, comme l'ont démontré Feyerabend et al. Cependant, le consensus est encore divergent et les chercheurs recommandent d'utiliser les éléments RE avec précaution, car l'information pour plusieurs d'entre eux reste rare [25].

Dans la même étude menée par Witte et al. Les résultats ont montré qu'un implant dégradé de l'alliage WE43 (4% en poids de Y, 3% en poids de RE) a été progressivement remplacé par un revêtement de couche de conversion de calcium et de phosphore.

Il a été trouvé que les éléments RE se sont répartis de manière homogène dans la couche de corrosion de la surface de l'implant et dans le matériau d'implantation restant, mais pas dans l'os environnant.

Les alliages de Mg à base de Zinc-rare éléments de terre (ZE) ont été développés pour répondre aux besoins d'alliages à résistance moyenne et à une contraction améliorée par rapport aux séries AZ [23].

**Tableau III.3.** Propriétés mécaniques et limites de composition des alliages de magnésium AZ31 et ZE41 par rapport au Mg pur. Source : [23].

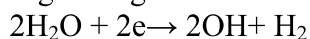
Matériaux	Densité (g/cm <sup>3</sup> )	Module de Young(GPa)	Limite d'élasticité(MPa)	résistance à la traction Max (MPa)		Allongement	
Mg 98.8%	1.74	40	21	90	6		
AZ31	1.77	45	200	255	12		
ZE41	1.82	45	140	205	3.5		
Elem(%m) →	Al	Zn	RE	Mn	Zr	Ni	Cu
AZ31	2.4-3.6	0.5-1.5	-	0.15Max	-	0.03Max	0.1Max
ZE41	-	3.5-5	0.75-1.75	0.15Max	0.4-1	0.01Max	0.1Max

### III.4. Mécanismes de corrosion des alliages AZ31 & ZE41

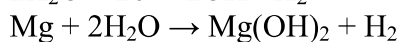
La corrosion rapide du Mg et de ses alliages dans les milieux physiologiques est la principale limitation de l'utilisation de ces matériaux pour les applications orthopédiques. La vitesse de corrosion du métal implanté influence non seulement la période de cicatrisation du tissu adjacent, mais également la perte des propriétés mécaniques de l'implant lors de la dégradation. Les mécanismes de corrosion du Mg dans des environnements aqueux sont représentés par les réactions suivantes [30]:



Réaction anodique (équation 1)



Réaction cathodique (Equation 2)



Réaction globale (équation 3)

Comme indiqué dans l'équation 3, la réaction globale consiste en la production d'hydroxyde de magnésium et d'hydrogène gazeux. La couche de  $\text{Mg}(\text{OH})_2$  formée est partiellement protectrice car elle est légèrement soluble dans l'eau. Cependant, dans les électrolytes contenant des ions de chlorure ( $\text{Cl}^-$ ), tels que l'environnement in vivo,  $\text{Mg}(\text{OH})_2$  réagit avec des ions de chlorure pour produire  $\text{MgCl}_2$  hautement soluble. Les ions de chlorure sont également responsables de la corrosion localisée ou piqûres des alliages Mg.

Des piqûres sont observées pour des concentrations de  $\text{Cl}^-$  supérieures à 30 mmol / L, c'est le cas du milieu physiologique où les ions  $\text{Cl}^-$  sont présents à des niveaux de l'ordre de 150 mmol / L [36]. L'apparition des piqûres et la formation du  $\text{MgCl}_2$  soluble favorisent une dissolution rapide du substrat Mg avec la production ultérieure de gaz d'hydrogène et d'ions d'hydroxyde [31].

Dans les milieux physiologiques, il existe deux principaux types de corrosion qui affectent le Mg et ses alliages. Pour les matériaux de microstructure double phase, la corrosion est généralement localisée, ce qui entraîne la formation de puits sur la surface [31]. Les phases secondaires sont favorisées par la précipitation d'impuretés ou d'éléments d'alliage.

Ces deuxièmes phases agissent également comme cathode locale entraînant une corrosion micro-galvanique [31]. Les microstructures des alliages AZ31 et ZE41 ont déjà été étudiées et différentes phases secondaires ont été identifiées.

# PARTIE EXPERIMENTALE

## IV. Problématique et objectif de l'étude

La question qui se pose concernant les caractéristiques mécaniques des implants biodégradables est : sont-ils capables de garder leur intégrité mécanique durant la période requise ? Par une sélection et une conception méticuleuses basées sur la fonctionnalité de l'implant et les conditions physiologiques du site d'implantation, il est possible de répondre à cette question.

Pour cela nous allons proposer une étude de comparaison du comportement biomécanique du système (os, plaque et vis) pendant une semaine et sept mois d'implantation. Cette comparaison sera réalisée grâce à la de modélisation par le logiciel SolidWorks et la simulation par le logiciel Ansys.

### IV.1. Modélisation

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations (déplacements, déformations et contraintes), en tout point de la structure.

La modélisation est une méthode qui permet de passer d'un problème physique concret à une schématisation de ce problème, au cours de laquelle nous allons quantifier les données nécessaires à la résolution du problème. Une modélisation nécessite souvent de nombreuses hypothèses plus ou moins simplificatrices dont il faut tenir compte lors de l'analyse des résultats. La méthode des éléments finis permet de donner une réponse approchée, non du problème réel, mais du problème tel qu'il a été schématisé. Les différentes étapes immuables du processus de modélisation par éléments finis sont au nombre de six :

- La modélisation géométrique,
- La définition des matériaux en présence,
- La définition du chargement du modèle,
- Le maillage du modèle,
- La résolution du problème (calcul),
- L'analyse des résultats.

IV.1.1. Modélisation Géométrique

Le modèle géométrique correspond à la base de la résolution du problème. La définition de tous les composants de la prothèse est réalisée par solidworks 2010, Les dimensions de l'implant et ses composants sont pris à partir des références. Pour diminuer les temps de calcul, les modèles peuvent être amenés à se voir simplifier : ainsi, les formes qui n'ont pas de fonctionnalité précises mais seulement une utilité esthétique est supprimée du modèle initial (figure IV.1). Ces modifications ne modifient pas les résultats obtenus.

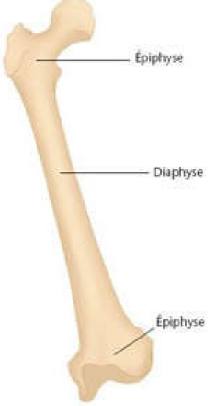
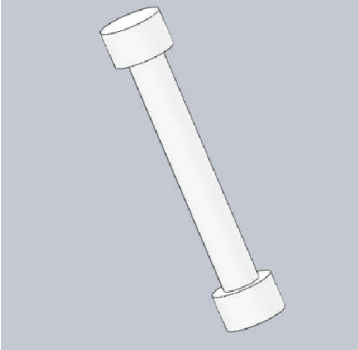
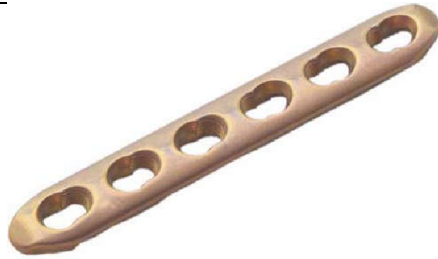
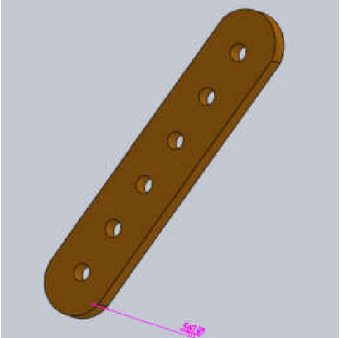
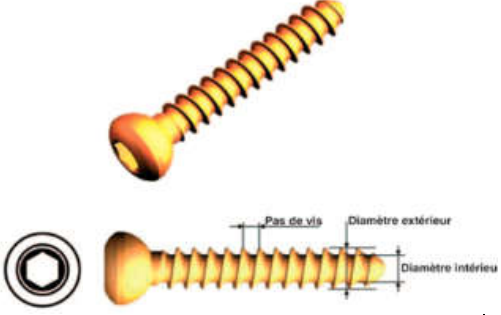
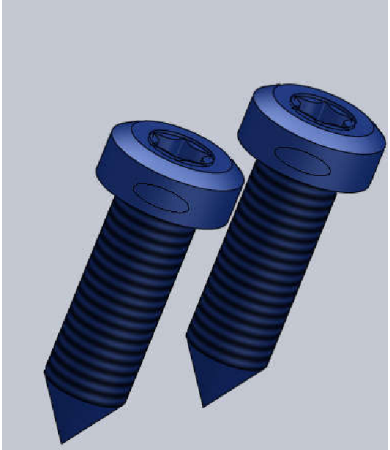
	Pièces réelle	Pièces modifie
<b>Os cortical</b>		
<b>Plaques LCP</b>		
<b>Vis non verrouillée</b>		

Figure IV.1 : Hypothèses simplificatrices des formes géométriques de nos composants



## IV.1.2. Assemblages

Avec ces pièces modifiées, nous avons pu réaliser les différents assemblages suivants pour chacune de nos prothèses. L'assemblage est réalisé par logiciel solidworks 2010.



Figure IV.2: Assemblages des pièces réelles

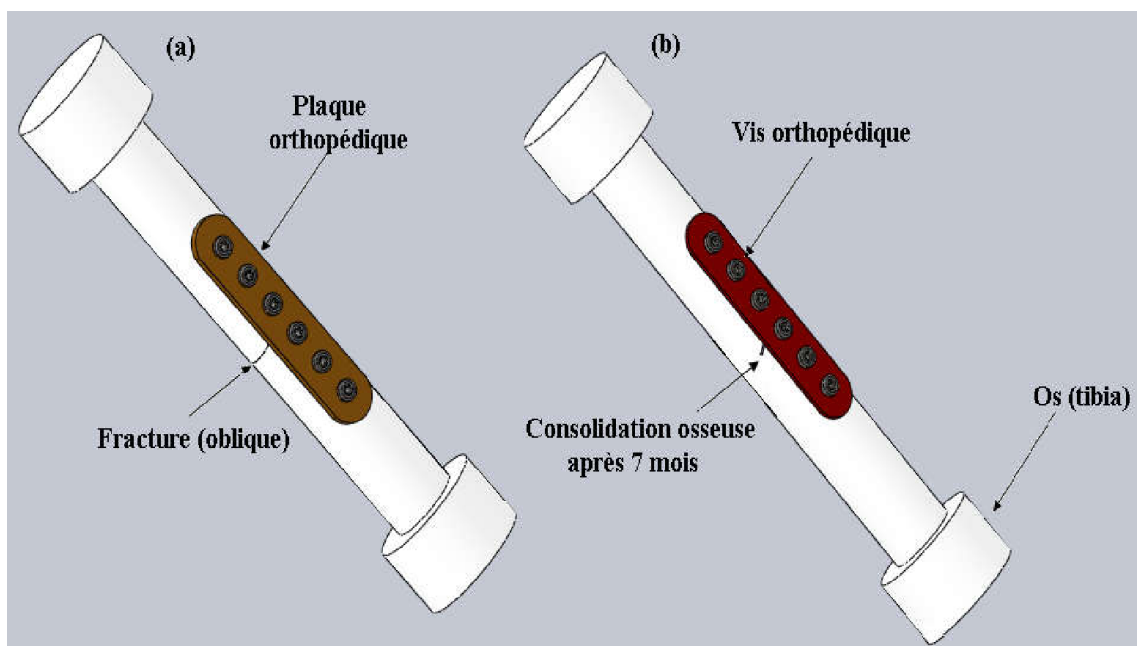


Figure IV.3: (a) Fixations d'une fracture (oblique) par une plaque de 5mm d'épaisseur ;  
(b) Formations d'une cal osseux et dégradation du plaque après 7mois d'implantation



### IV.1.3. Définition des matériaux

Lors de cette étape, il convient de définir les caractéristiques mécaniques les plus représentatives des matériaux utilisés pour constituer le modèle. Nous définissons donc le module d'Young ( $E$ ), le coefficient de Poisson ( $\nu$ ), la résistance à la traction minimale ( $R_m$ ) et la limite conventionnelle d'élasticité ( $R_{p0.2}$ ). Ces données sont issues soit de la norme internationale ISO propre à chaque matériau, soit des certificats de la matière issus des fournisseurs de matières premières. Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont montrées dans les Tableaux IV.1 et IV.2.

Tableau IV.1: Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse.

composante	matériau	$V_{corr}$ (mm/an)	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	$E$ (GPa)		$R_m$ (MPa)	$R_{p0.2}$ (MPa)
Os	cortical	-	1.9	11.3- 17.5	0.3	193	105
Plaque	AZ31	5	1.77	45	0.3	255	200
Vis	ZE41	3	1.82	45	0.3	205	140

Tableau IV.2: Composition chimiques des alliages biodégradables à base de magnésium AZ31 et ZE4.

Elem (%m)	Al	Zn	RE	Mn	Zr	Ni	Cu
<b>AZ31</b>	2.4-3.6	0.5-1.5	-	0.15Max	-	0.03Max	0.1Max
<b>ZE41</b>	-	3.5-5	0.75-1.75	0.15Max	0.4-1	0.01Max	0.1Max

### IV.1.4. Maillage

Cette étape est un moment clé du processus de modélisation : cela permet de discrétiser le modèle en un certain nombre d'éléments. Ainsi, le modèle sera composé de nœuds et d'éléments (Tableau IV.3). Le maillage est une étape importante car il va conditionner le temps de calcul relatif au modèle : il y a donc tout un compromis à trouver entre le nombre d'éléments constitutifs du modèle et le temps de calcul. Plus le maillage du modèle sera affiné, plus le nombre d'éléments sera important, et par conséquent, plus le temps de calcul sera long. A l'inverse, si le maillage du modèle est trop grossier, la précision des résultats en souffrira. La figure IV.4 montre le maillage global de notre ensemble et les figures IV.5 et IV.6 montrent les maillages des différents composants qui constituent cet ensemble.

Tableau IV.3: Nombre d'éléments et de nœuds dans le maillage.

composant	Nombre d'élément	Nombre de nœuds
Os cortical	7034	13365
Plaque	1512	2873
Les vis	514	993
Global de l'ensemble	9060	17231

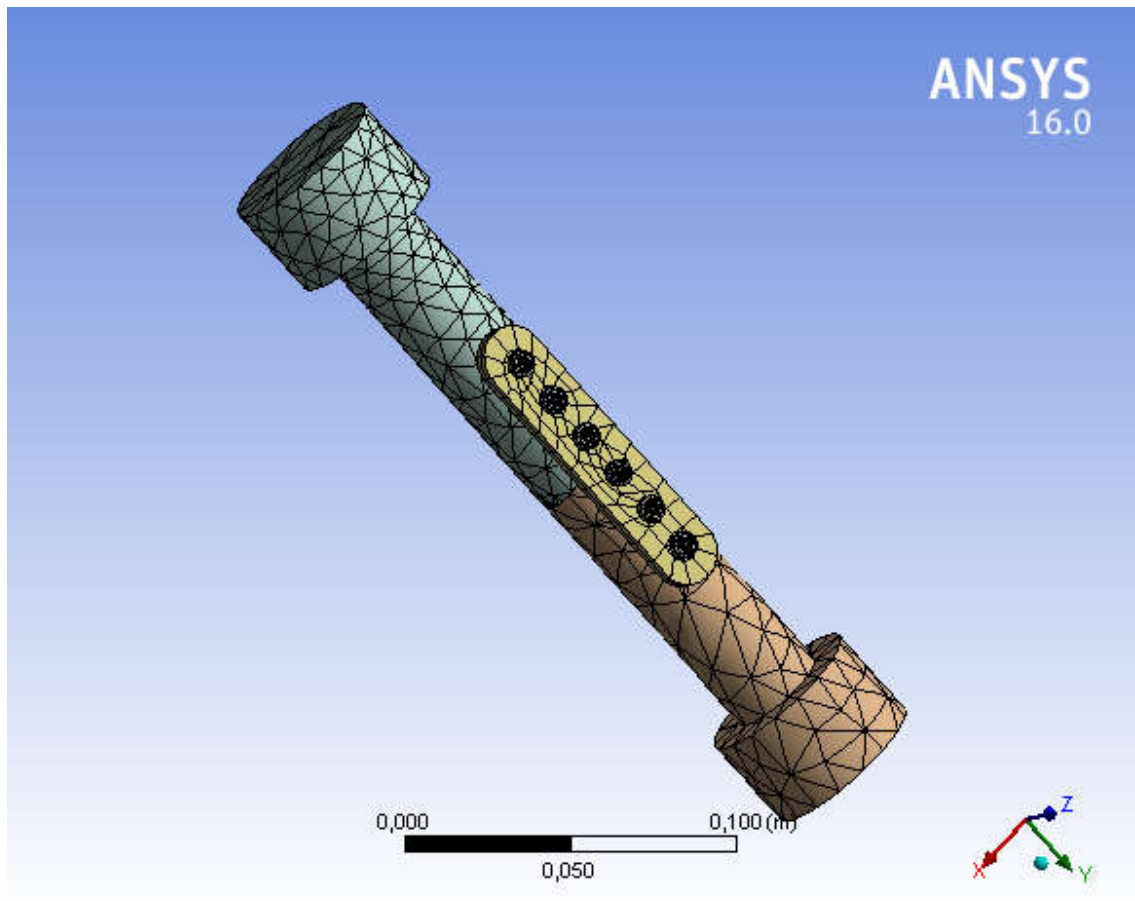


Figure IV.4: Maillage global de l'ensemble

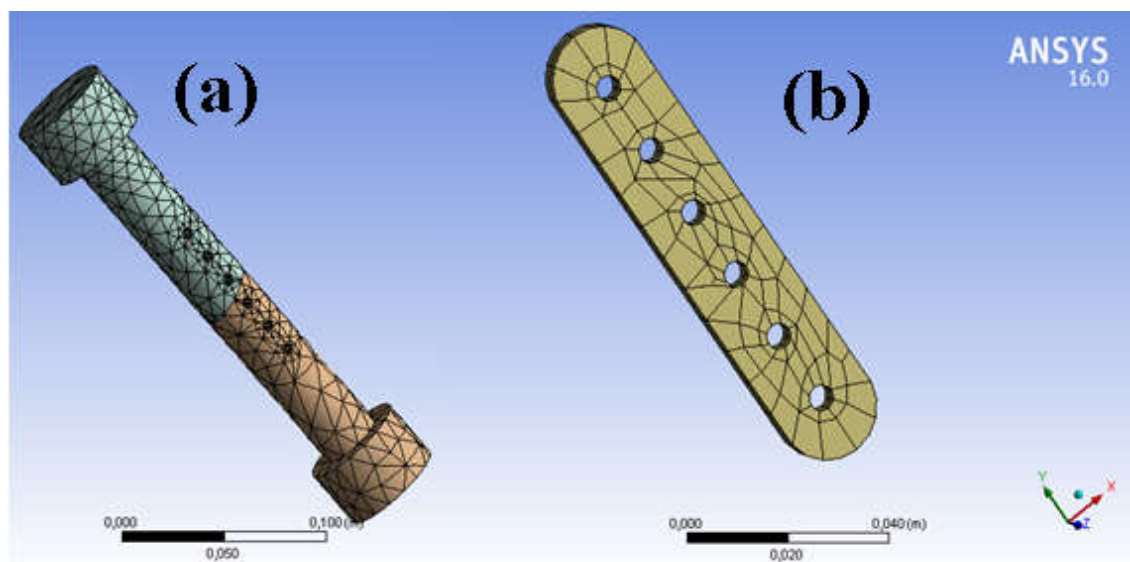


Figure IV.5: Maillage de la Tibia (os cortical) (a) et de plaque (b).

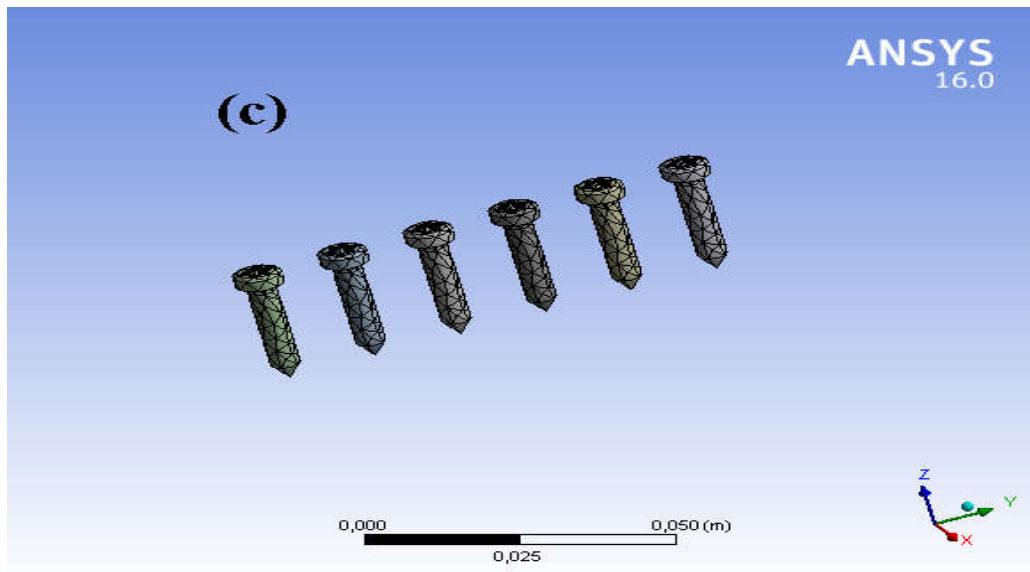


Figure IV.6: Maillages des vis (c)

#### IV.1.5. Chargement

Le chargement (aussi dénommé Conditions aux limites) dans le logiciel Ansys va nous permettre de définir précisément les actions qui s'exercent sur la prothèse. En effet, notre but est de comparer le comportement biomécanique du système (os, plaque et vis) après une semaine et 7 mois d'implantation. Le montage choisi est soumis aux différentes forces exercées sur l'os fracturé, à savoir :

- La compression s'applique selon une direction axiale, liée au poids de l'animal, aux angles articulaires et à la sollicitation du membre (figure IV.7).

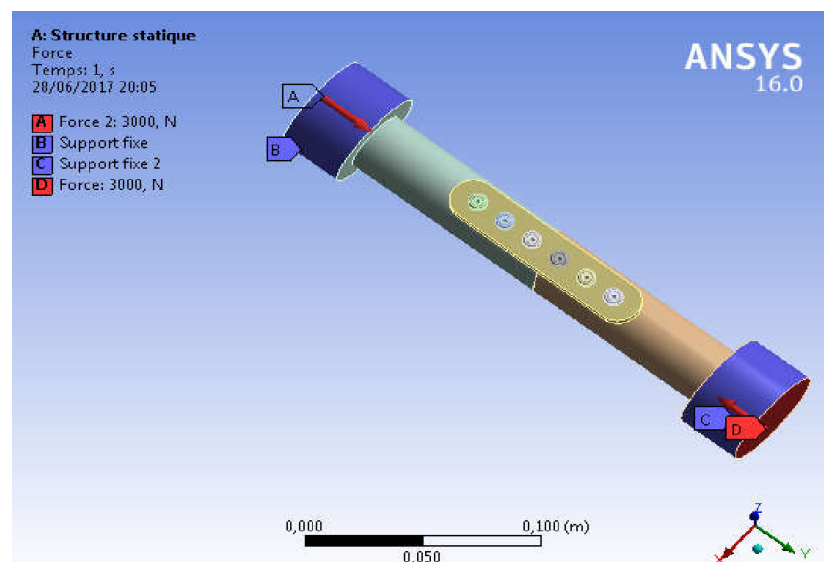


Figure IV.7: Représentation schématique de l'essai de compression sur un os fracturé.

- La tension (traction), 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 (figure IV.8).

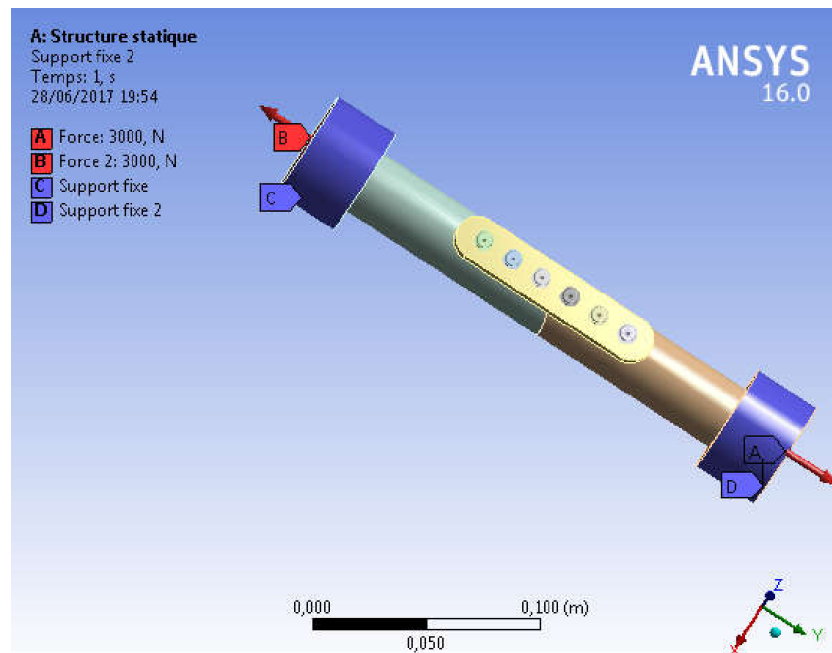


Figure IV.8: Représentation schématique de l'essai de traction sur un os fracturé.

- La flexion est composée de deux forces opposées (3000N) appliquées à chaque extrémité induisant un moment de flexion (figure IV.9).

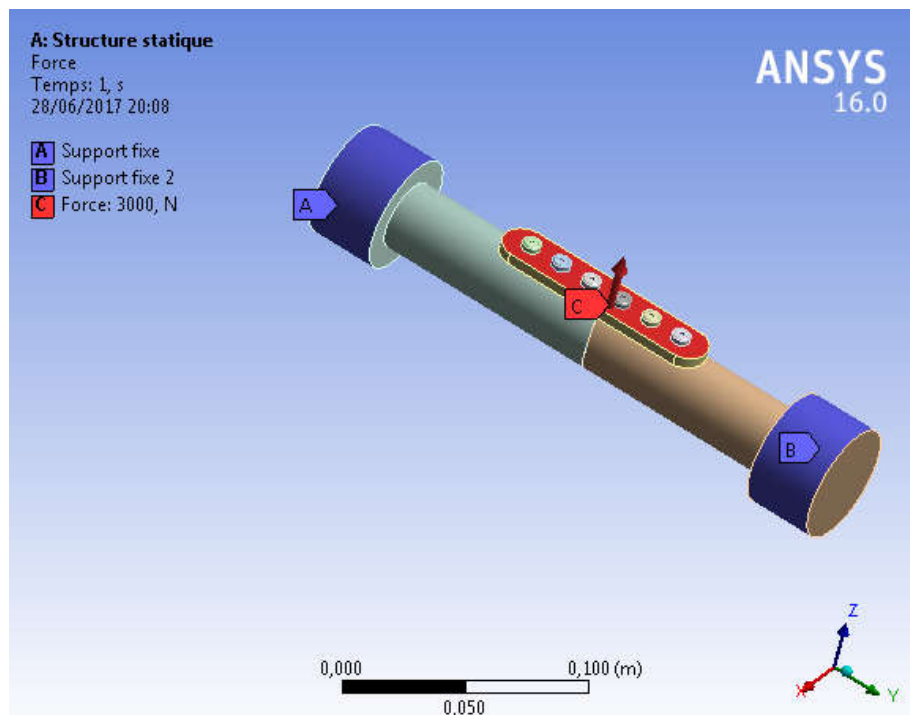


Figure IV.9: Représentation schématique de l'essai de flexion sur un os fracturé.

- Le cisaillement est présent surtout lors de fracture oblique. Il résulte de la compression et s'exerce selon le plan du trait de fracture (figure 10).

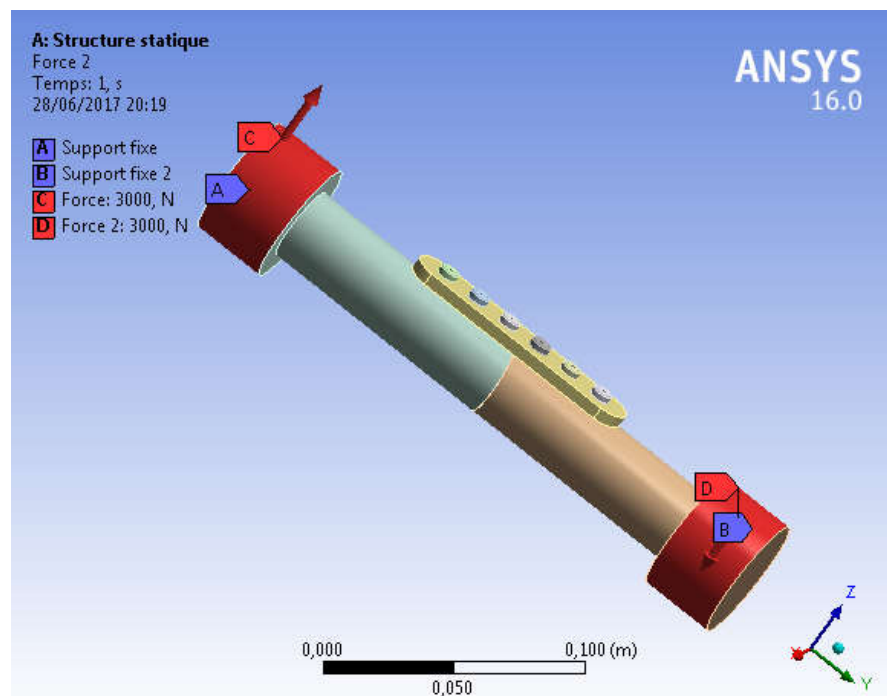


Figure IV.10: Représentation schématique de l'essai cisaillement sur un os fracturé.

#### IV.1.6. Analyse des résultats

L'essai de traction :

On remarque que la déformation est plus importante sur les deux extrémités de tibia d'os. La déformation de l'ensemble global (os fracturé + plaque + les vis) après une semaine d'implantation (figure IV.11) est plus grand par rapport 7 mois de dégradation de la plaque et les vis (figure IV.12).

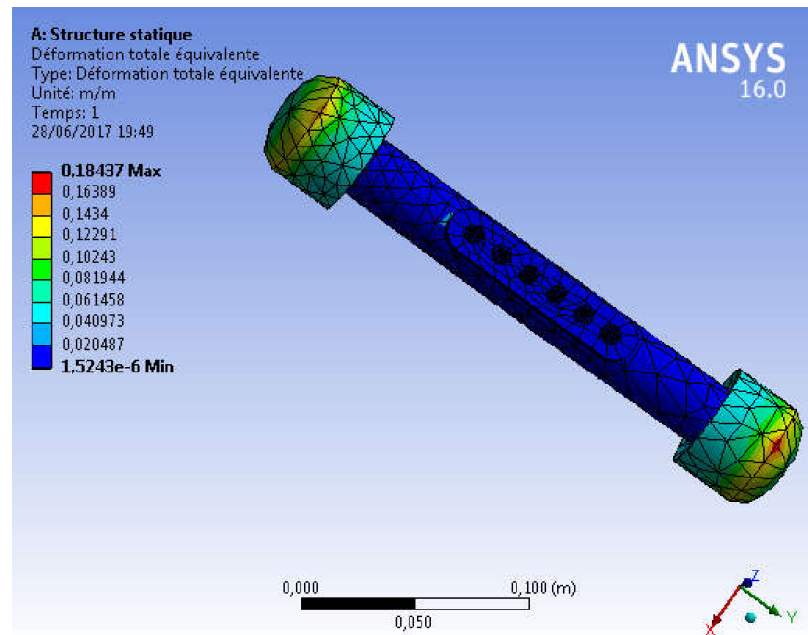


Figure IV.11: résultats de déformation totale de l'essai de traction sur un os fracturé après une semaine d'implantation.

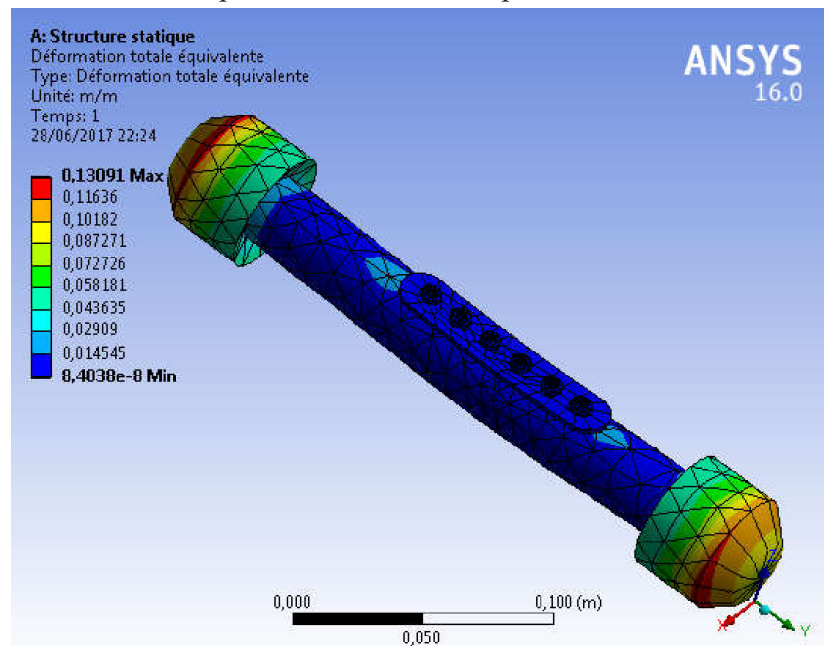


Figure IV.12: résultats de déformation totale de l'essai de traction sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.

### L'essai de Compression :

On remarque que la déformation est plus importante sur les deux extrémités de tibia d'os. La déformation de l'ensemble global (os fracturé + plaque + les vis) après une semaine d'implantation (figure IV.13) est plus grand par rapport 7 mois de dégradation de la plaque et les vis (figure IV.14).



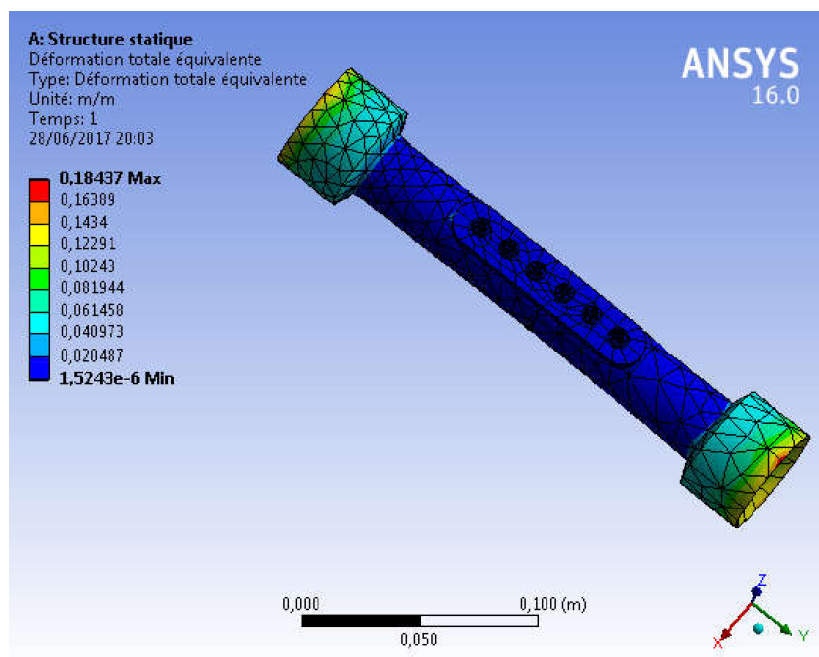


Figure IV.13: résultats de la déformation totale de l'essai de compression sur un os fracturé après une semaine d'implantation.

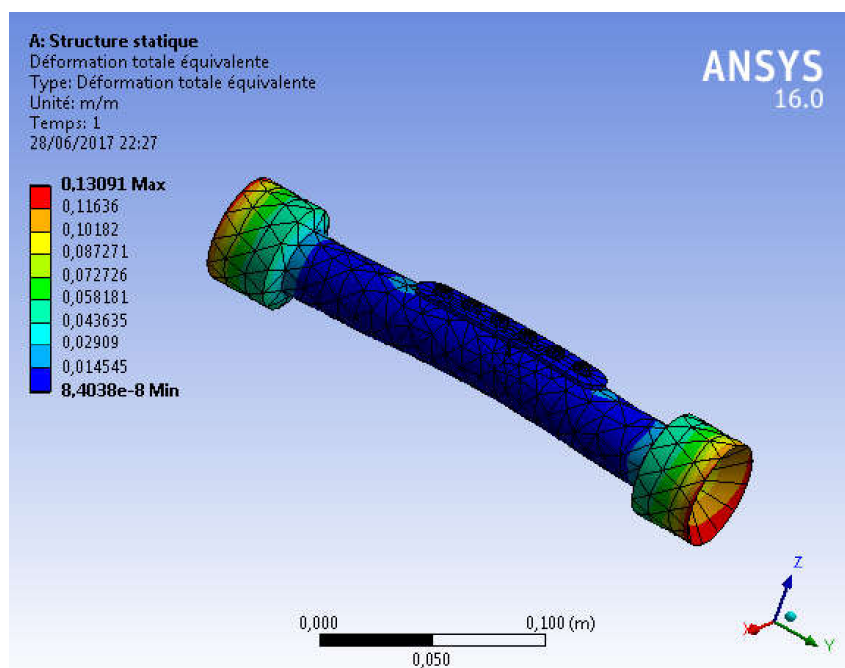


Figure IV.14: résultats de la déformation totale de l'essai de compression sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.

L'essai de Flexion :

On remarque que la déformation est plus importante dans le milieu de tibia d'os. Et la déformation de l'ensemble global (os fracturé + plaque+ les vis) après une semaine d'implantation (figure IV.15) est plus grand par rapport 7 mois de dégradation de la plaque et les vis (figure IV.16).

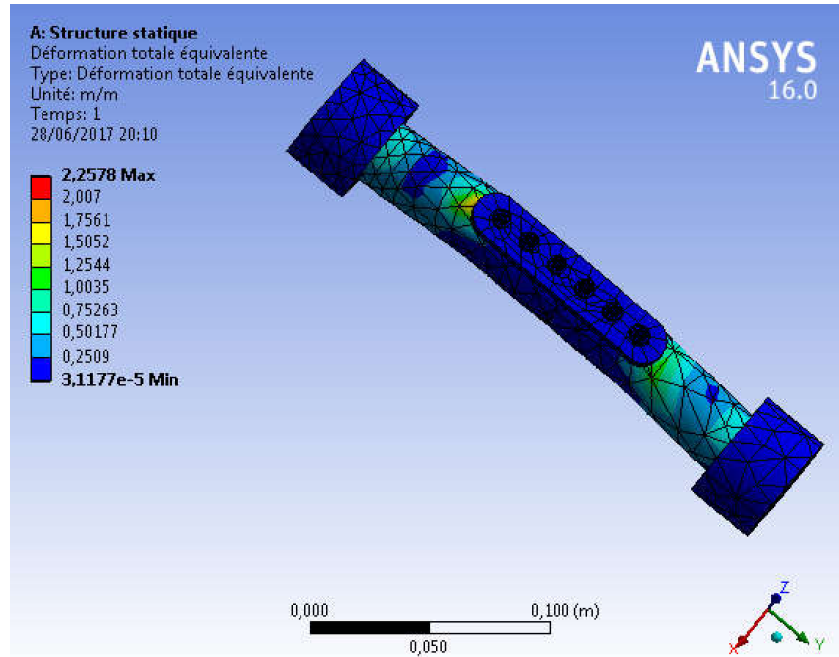


Figure IV.15: résultats de la déformation totale de l'essai de flexion sur un os fracturé après une semaine d'implantation.

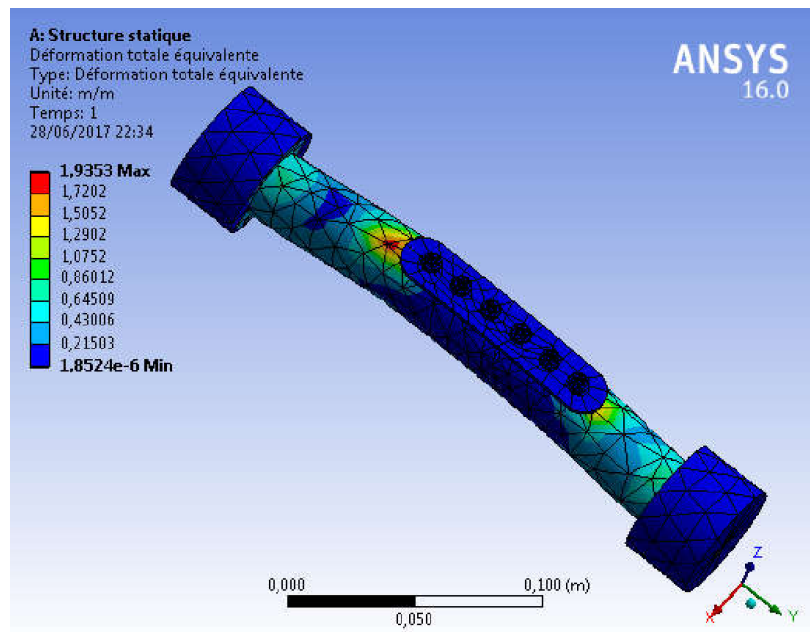


Figure IV.16: résultats de la déformation totale de l'essai de flexion sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.



L'essai de Cisaillement :

On remarque que la déformation est plus importante dans la fracture de tibia d'os après une semaine d'implantation (figure IV.17) par contre la déformation après 7 mois de dégradation de la plaque et les vis est plus importante dans les deux extrémités (figure IV.18).

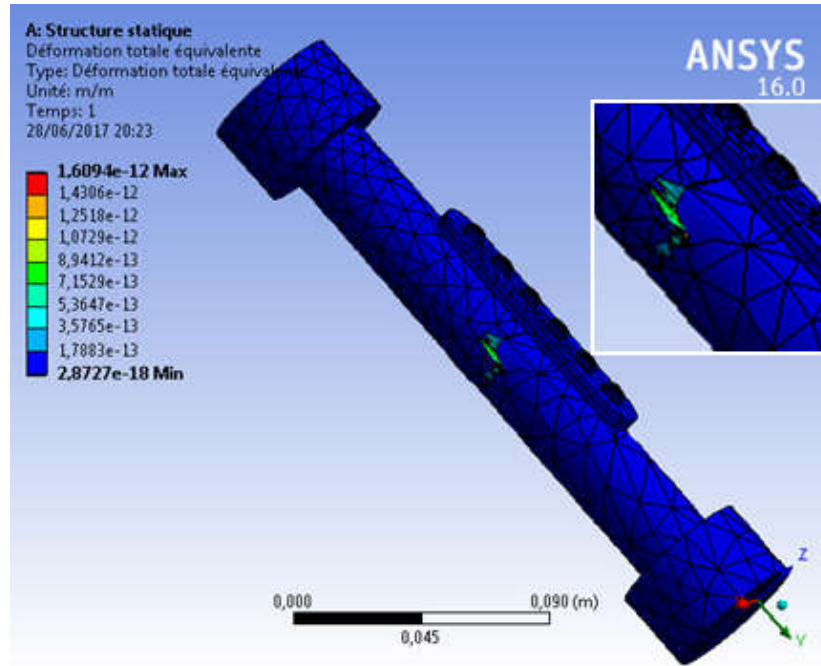


Figure IV.17: résultats de la déformation totale de l'essai de cisaillement sur un os fracturé après une semaine d'implantation.

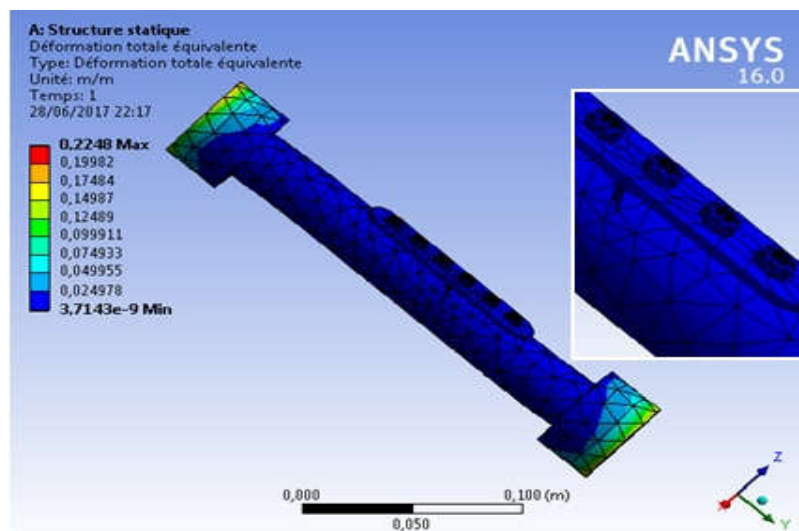


Figure IV.18: résultats de la déformation totale de l'essai de cisaillement sur un os fracturé après 7 mois d'implantation.

Le tableau IV.4 résume les résultats de déformations par les différentes sollicitations utilisées dans cette modélisation de l'ensemble global (os fracturé + plaque + les vis), pendant une semaine et sept mois d'implantation.

Tableau IV.4: résultats de déformation de l'ensemble global (os fracturé +plaque +les vis).

	Après une semaine d'implantation		Après sept mois d'implantation	
	max	min	max	min
<b>Essai de traction</b>	0,18437	$1,5243 \cdot 10^{-6}$	0,13091	$8,4038 \cdot 10^{-8}$
<b>Essai de compression</b>	0,18437	$1,5243 \cdot 10^{-6}$	0,13091	$8,4038 \cdot 10^{-8}$
<b>Essai de flexion</b>	2,2578	$3,1177 \cdot 10^{-5}$	1,9353	$1,8524 \cdot 10^{-6}$
<b>Essai de cisaillement</b>	$1,6094 \cdot 10^{-12}$	$2,8727 \cdot 10^{-18}$	0,2248	$3,7143 \cdot 10^{-9}$

## IV.2. Interprétation des résultats

Les résultats obtenus concernant les déformations totales montrent que l'ensemble global (os fracturé +plaque + les vis) après 7 mois d'implantation résiste bien à cause de formation d'une cal osseuse pendant la dégradation de la plaque et les vis.

Le Tableau IV.5 montre les résultats optimaux que l'on peut obtenir par une sélection et une conception méticuleuses basées sur la fonctionnalité de l'implant et les conditions physiologiques du site d'implantation et avec les alliages Mg biodégradables (AZ31 et ZE41). On constate que la plaque et les vis destinés aux implants orthopédiques peuvent maintenir leur intégrité mécanique sur une période de 12 à 18 mois. Cette durée est largement suffisante pour la guérison de l'os.

Tableau IV.5: contraintes et critères de conception d'une plaque et une vis biodégradable.

Critères	Contraintes
<b>Bio-absorption</b>	Une intégrité mécanique entre 4-7 mois pour la plaque et entre 12-15 mois pour la vis  Absorption complète en 6-12 mois pour la plaque et en 12-24 mois pour la vis.
<b>biocompatibilité</b>	Non toxique, ininflammable, hypoallergénique, aucune nuisance causée par libération ou maintien de particules.
<b>Propriétés mécaniques</b>	Limite d'élasticité (plaque) > 200 MPa Charge de traction (plaque) > 255MPa Limite d'élasticité (vis) > 140 MPa Charge de traction (vis) > 205 MPa

## **Conclusion générale**

Cette étude de la fonctionnalité de l'implant et les conditions physiologiques du site d'implantation modélisée par SolidWorks et simulée par Ansys montre que les alliages de Mg biodégradables (AZ31 et ZE41) à base de la plaque et les vis pour maintenir une fracture oblique d'un tibia de mouton peuvent garder leur intégrité mécanique sur une période allant de 12 à 18 mois largement suffisante pour la reproduction et la guérison des tissus d'os.

## Références bibliographie

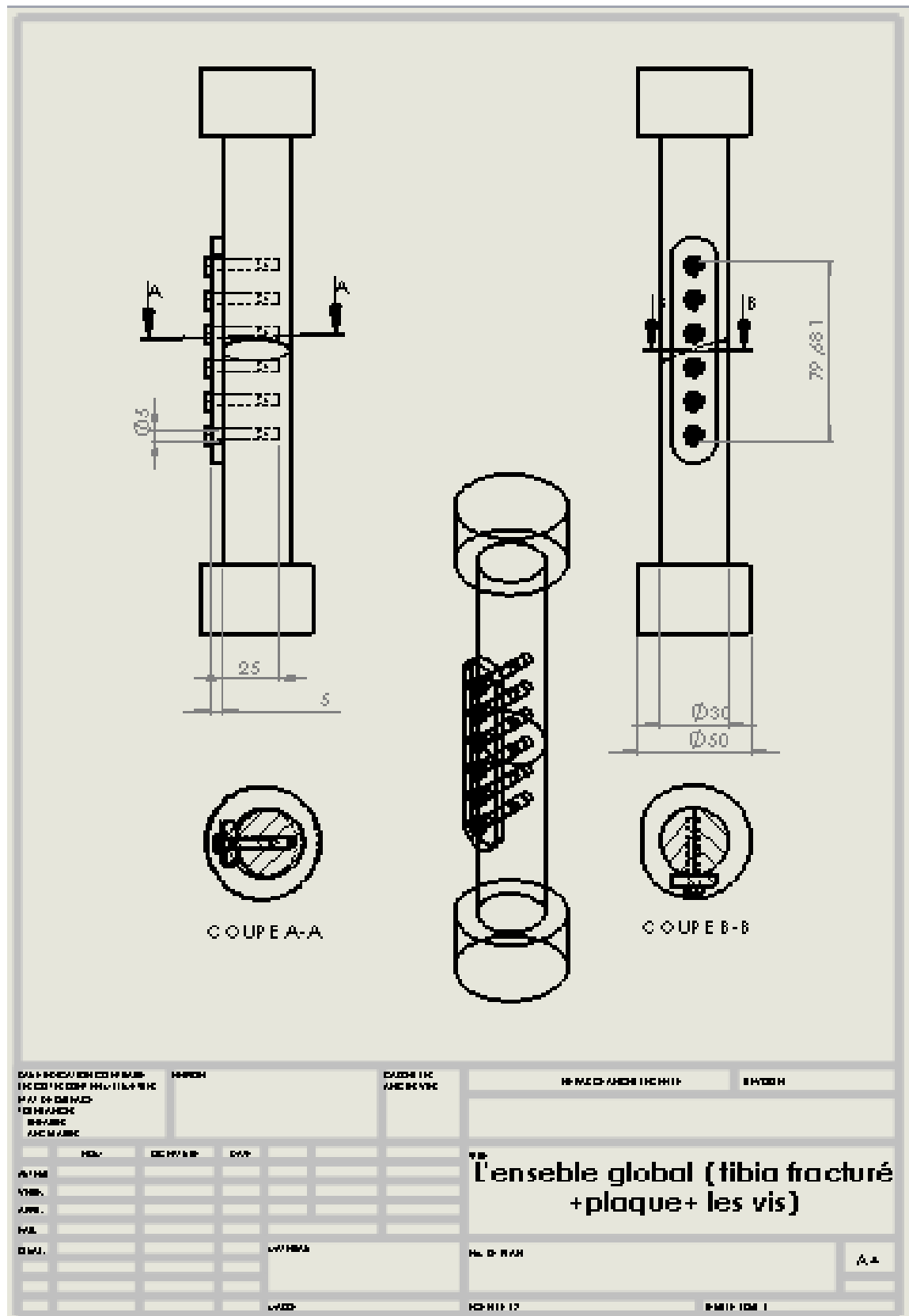
- [1] **Leunig M., Hertel R., Siebenrock K., Balmer F., Mast J., Ganz R.** The evaluation of indirect reduction techniques for the treatment of fractures. *Clin. Orthop.*, 2001, 375, 7–314.
- [2] **Gautier E, Perren SM.** Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) biomechanical research as basis to new plate design. *Orthopade*, 1992, 21(1):11-23.
- [3] **Johnson, A. L et al.** Fragment Reconstruction and Bone Plate Fixation vs Bridging Plate Fixation for Treating Highly Comminuted Femoral Fractures in Dogs: 35 Cases (1987-1997) *J Am Vet Med Assoc*, 1998, 213, 8, 1157-1161.
- [4] **Ahmad M. et al.** Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury, int. J. Care Injured*, 2007, 38, 358-364.
- [5] **Kalfas I.H,** Principles of bone healing *Neurosurg Focus 10 (4)*, 2001, Article 1
- [6] Beale, B. S. Practical Treatment of Comminuted Fractures for the General Practitioner Annual North American Veterinary Conference, Orlando (USA), 2007
- [7] **Tuan, H. and Hutmacher, D.** Application of micro CT and computation modeling in bone tissue engineering. *Computer-Aided Design* 37:1151-1161; 2005.
- [8] **Turner, C. H., and Burr, D. B.** Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 14:595-608; 1993.
- [9] **Choi, K., Kuhn, J. L., Ciarelli, M. J., and Goldstein, S. A.** The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech* 23:1103-13; 1990.
- [10] **Cachon, T. and Genevois, J.-P.** Principes Généraux du Traitement des Fractures *IN: Encyclopédie Vétérinaire, Paris, Orthopédie*, 2009
- [11] **Miller D.L., Goswami T.A,** review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing.
- [12] **Johnson A.L., Houlton J.E.F,** Vannini R. AO principles of fracture management in the dog and cat *Edition Thieme*.
- [13] **Wagner M.** General principles for the clinical use of the LCP. *Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B31-S-B42.
- [14] **Cronier P., Pietu G.and al.** The concept of locking plates. *Orthopaedics and traumatology Surgery and research*, 2010, 96S, S17-S36
- [15] **Frigg R.** Development of the locking compression plate. *Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B6-S-B10.

- [16] **Haaland P.J., Sjöstrom L., Devor M., Haug A.** Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Vat Comp Orthop Traumatol* 4, 2009.
- [17] **Beaupied H, Lespessailles E. et Benhamou C.-L.** Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique *Revue du Rhumatisme*, 2007, 74 447-454.
- [18] **Rozbruch RS, Muller U, et al.** The evolution of femoral shaft plating technique *Clin. Orthop.*, 1998 ; 354 :195-208.
- [19] **Gautier E, Sommer C.** Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B63-S-B76.
- [20] **Stoffel K., Dieter U. et al.** Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B11-S-B19.
- [21] **Field JR and al** The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone *Injury, Int. Care Injured* 30, 1999, 591-598.
- [22] **Gordon S., Moens N.M.M., Runciman J., Monteith G.** The effect of combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1, 2010.
- [23] **Hulse, D.** Plate/rod Constructs for Semi-rigid Stabilization in the Dog and Cat *AO Dialogue*, 2007, 3, 36-38.
- [24] **Kang Q.** Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone. *Am J Vet Res.*, 1997, 58(10):1171-3.
- [25] **Laura Catalina Córdoba Román.** Magnesium-based biodegradable materials: from surface functionalization to cellular evaluation. These Physics and Chemistry of Materials, 4th of July 2016.
- [26] **M.P. Staiger, A.M. Pietak, J. Huadmai, G. Dias,** Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review, *Biomaterials*. 27 (2006) 1728–1734. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.10.003.
- [27] **B.L. Mordike, T. Ebert,** Magnesium Properties - applications - potential, *Mater. Sci. Eng. A*. 302 (2001) 37–45. doi:10.1016/S0921-5093(00)01351-4.
- [28] **Y. Xin, T. Hu, P.K. Chu,** In vitro studies of biomedical magnesium alloys in a simulated physiological environment: A review, *Acta Biomater.* 7 (2011) 1452–1459. doi:10.1016/j.actbio.2010.12.004.
- [29] **R. Pinto, M.G.S. Ferreira, M.J. Carmezim, M.F. Montemor,** The corrosion behavior of rare-earth containing magnesium alloys in borate buffer solution, *Electrochim. Acta*. 56 (2011) 1535–1545. doi:10.1016/j.electacta.2010.09.081.

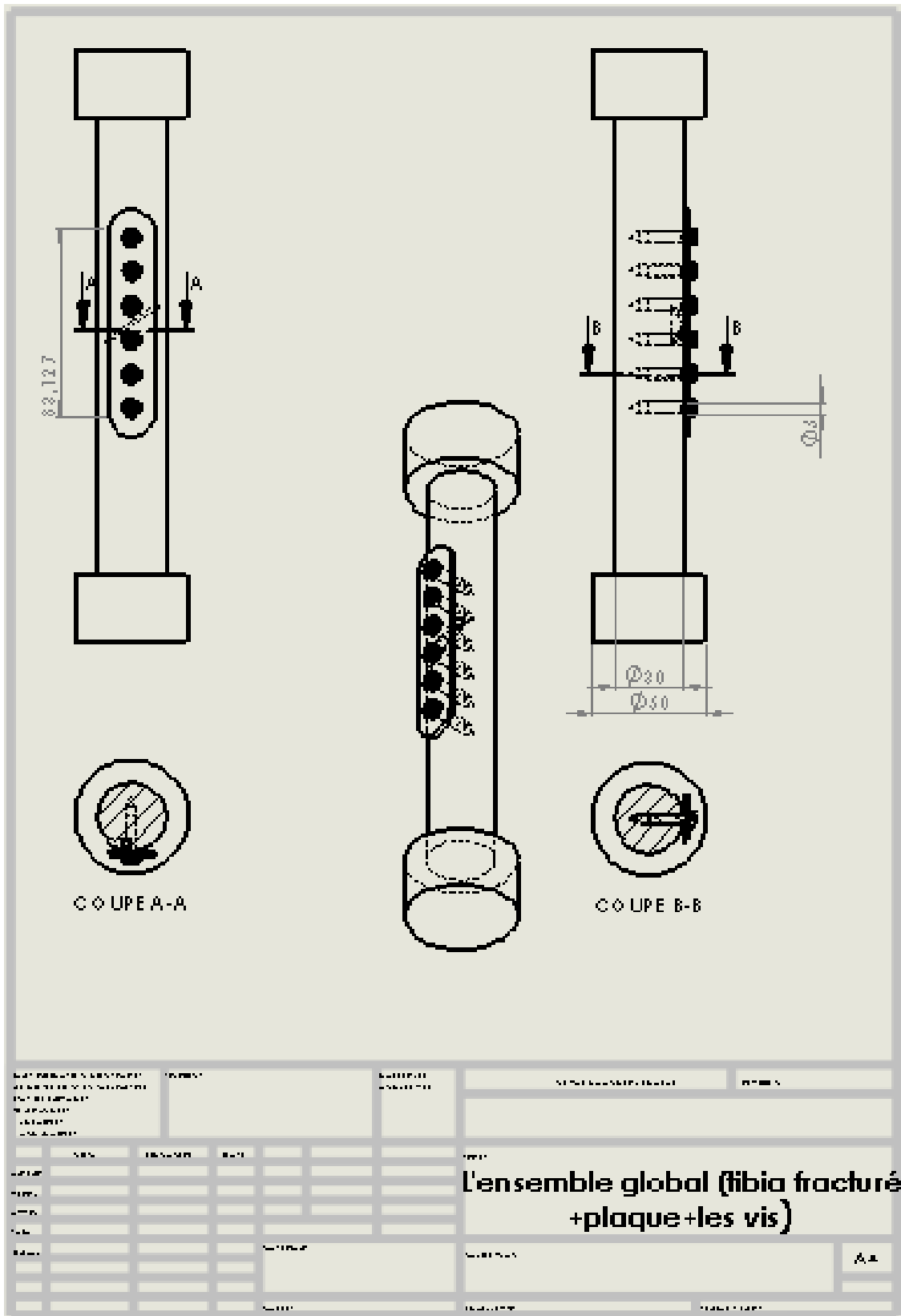
[30] **R. Zeng, W. Dietzel, F. Witte, N. Hort, C. Blawert**, Progress and Challenge for Magnesium Alloys as Biomaterials, *Adv. Eng. Mater.* 10 (2008) B3–B14. doi:10.1002/adem.200800035.

[31] **J. Walker, S. Shadanbaz, T.B.F. Woodfield, M.P. Staiger, G.J. Dias**, Magnesium biomaterials for orthopedic application: A review from a biological perspective, *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 102 (2014) 1316–1331. doi:10.1002/jbm.b.33113.

# Annexe

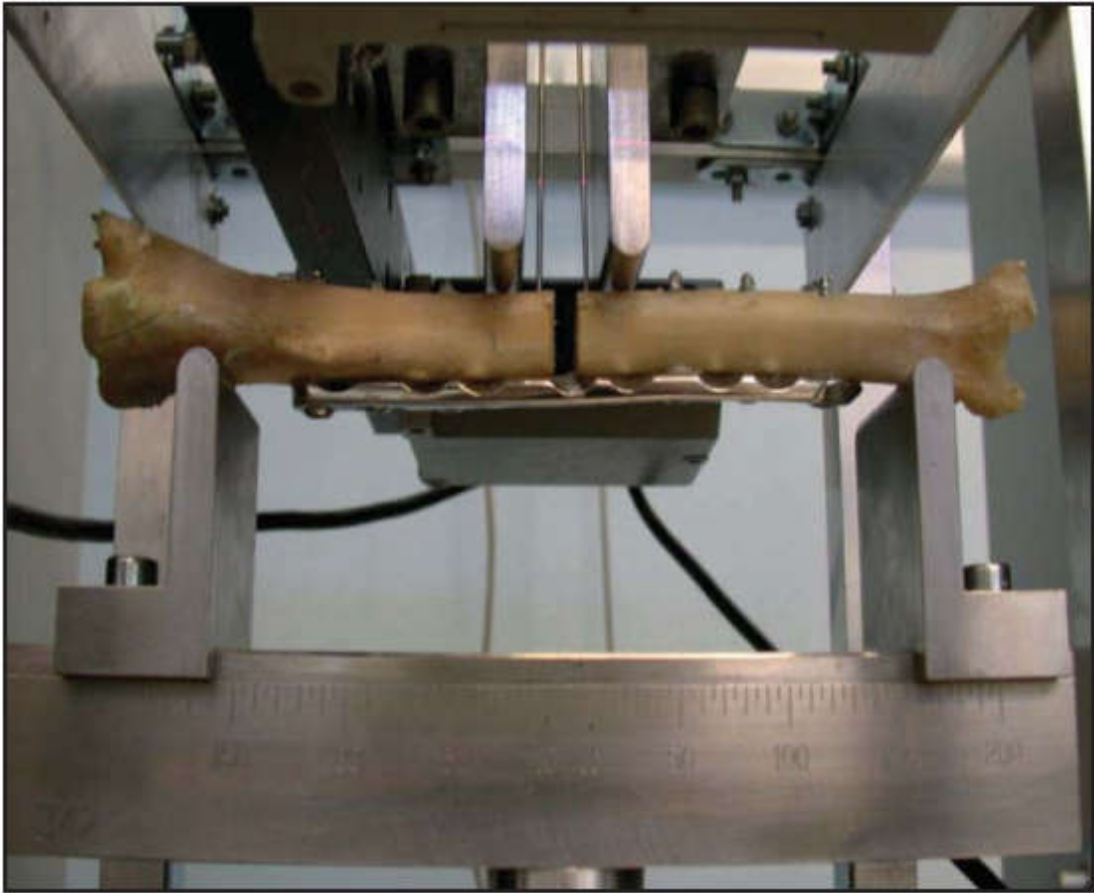


Mise en page de l'ensemble (tibia fracturé + plaque + les vis) après une semaine d'implantation.



Mise en page de l'ensemble (tibia fracturé + plaque + les vis) après sept mois de dégradation.





Dispositif de flexion