



Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints> ID : 4192

To cite this version :

MAISONOBE, Aurore. *Mise au point d'un dispositif et d'un protocole de torsion dynamique pour l'étude du comportement en torsion de montages clou plaque sur fémurs canins*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Toulouse 3, 2010, 91 f.

Any correspondance concerning this service should be sent to the repository administrator: staff-oatao@inp-toulouse.fr.

MISE AU POINT D'UN DISPOSITIF ET D'UN PROTOCOLE DE TORSION DYNAMIQUE POUR L'ETUDE DU COMPORTEMENT EN TORSION DE MONTAGES CLOU PLAQUE SUR FEMURS CANINS

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement en 2010
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

Aurore Jeanne Yvette MAISONOBE
18 Octobre 1984, COMMERCY (Meuse)

Directeur de thèse : **Mr le Professeur André AUTEFAGE**

JURY

PRESIDENT :
M. Paul BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEUR :
M. André AUTEFAGE
M. Sophie PALIERNE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRE(S) INVITES(S)
M. Pascal SWIDER
M. Michael VERSET

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE
Docteur vétérinaire

Ministère de l'Agriculture et de la Pêche
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur : M. A. MILON

Directeurs honoraires M. G. VAN HAVERBEKE.
M. P. DESNOYERS

Professeurs honoraires :

M. L. FALIU	M. J. CHANTAL	M. BODIN ROZAT DE MENDRES NEGRE
M. C. LABIE	M. JF. GUELFY	
M. C. PAVAU	M. ECKHOUTTE	
M. F. LESCURE	M. D.GRIESS	
M. A. RICO	M. CABANIE	
M. A. CAZIEUX	M. DARRE	
Mme V. BURGAT	M. HENROTEAUX	

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

M. BRAUN Jean-Pierre, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. DORCHIES Philippe, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. EUZEBY Jean, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
M. FRANC Michel, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
M. PETIT Claude, *Pharmacie et Toxicologie*
M. TOUTAIN Pierre-Louis, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 1° CLASSE

M. AUTEFAGE André, *Pathologie chirurgicale*
Mme CLAUW Martine, *Pharmacie-Toxicologie*
M. CONCORDET Didier, *Mathématiques, Statistique, Modélisation*
M. CORPET Denis, *Science de l'Aliment et Technologies dans les Industries agro-alimentaires*
M. DELVERDIER Maxence, *Anatomie Pathologique*
M. ENJALBERT Francis, *Alimentation*
M. MARTINEAU Guy, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
M. REGNIER Alain, *Physiopathologie oculaire*
M. SAUTET Jean, *Anatomie*
M. SCHELCHER François, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

PROFESSEURS 2° CLASSE

Mme BENARD Geneviève, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
M. BERTHELOT Xavier, *Pathologie de la Reproduction*
M. BOUSQUET-MELOU Alain, *Physiologie et Thérapeutique*
M. DUCOS Alain, *Zootéchnie*
M. DUCOS DE LAHITTE Jacques, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
M. FOUCRAS Gilles, *Pathologie des ruminants*
Mme GAYRARD-TROY Véronique, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
M. GUERRE Philippe, *Pharmacie et Toxicologie*
Mme HAGEN-PICARD Nicole, *Pathologie de la Reproduction*
M. LEFEBVRE Hervé, *Physiologie et Thérapeutique*
M. LIGNEREUX Yves, *Anatomie*
M. PICAVET Dominique, *Pathologie infectieuse*

M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
Mme **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
M **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

N. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
Mlle **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **DOSSIN Olivier**, (DISPONIBILITE) *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Elevage et Santé avicoles et cunicoles*
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
Mlle **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*
Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*
M. **MAGNE Laurent**, *Urgences soins-intensifs*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
M **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants.*
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
Mlle **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
Mme **TROEGELER-MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*
M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES et AGENT CONTRACTUEL

M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
M. **CORRAND Leni**, *Médecine Interne*
Mlle **DEBREUQUE Maud**, *Médecine Interne*
M **DOUET Jean-Yves**, *Ophtalmologie*
M. **IRUBETAGOYENA Iban**, *Médecine*
M. **LE BOEDÉC Kevin**, *Médecine Interne*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

Mlle **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
Mlle **PASTOR Mélanie**, *Médecine Interne*
M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales*
Mlle **TREVENNEC Karen**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*
M **VERSET Michaël**, *Chirurgie des animaux de compagnie*

A notre Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALE

Professeur des Universités
Praticien hospitalier
Chirurgie orthopédique et traumatologie

Qui m'a fait l'honneur de présider mon jury de thèse.
Hommages respectueux.

A notre Jury de Thèse,

Monsieur le Professeur André AUTEFAGE

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Pathologie chirurgicale

Pour sa participation dans l'écriture de cette thèse
Sincères remerciements

Mademoiselle le Docteur Sophie PALIERNE

Maitre de conférence à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Pour sa patience et l'aide qu'elle m'a apportée tout au long de la réalisation de cette thèse.
Sincères remerciements

Aux membres du Jury invités,

Monsieur le Docteur Michaël VERSET

Unité de Chirurgie à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Pour le plaisir que j'ai eu à travailler avec lui et pour l'aide qu'il m'a apporté
Sincères remerciements

Monsieur Pascal SWIDER

Laboratoire de biomécanique EA3697-IRF30
UFR Médecine Purpan – Toulouse 3

Qui nous a aidé dans la réalisation de ce projet
Sincères remerciements

Mes plus sincères remerciements,

A mes parents,

Que de soucis je vous ai causés ces 25 premières années... Mais vous avez toujours été là pour me sauver de tous les périls auxquels je m'exposais ! Rien que pour cela, mille merci ne suffisent pas.

Mais il y a aussi pour le fait de m'avoir soutenus dans mes projets, et de m'avoir permis de les réaliser dans les meilleures conditions qu'il soit.

Mais il y a aussi le fait d'être les meilleurs parents que je puisse avoir.

A mon frère et à ma sœur,

Mes deux futurs grands médecins préférés.

A ma chienne Salsa,

Ses ligaments croisés, son caractère de chien.

A mes amis

A ceux qui sont passés dans ma vie et en sont sortis, je les aimais bien quand même.

A ceux qui sont encore dans ma vie, ben, je les aime bien itou.

A ceux qui rentreront dans ma vie. Ceux là, je les aimerai certainement.

Et un merci spécial à mes co internes nantais, ma famille de substitution.

Merci pour votre bonne humeur qui, chaque jour, me permet de sourire un peu plus.

SOMMAIRE

Introduction

PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES

I/ Traitement des fractures.....	p. 17
A/ Réduction anatomique vs ostéosynthèse biologique.....	p. 17
1/ Réduction anatomique	
2/ Ostéosynthèse biologique	
B/ Les implants utilisables dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique.....	p.21
1/ Plaque	
2/ Clou verrouillé	
3/ Fixateur externe	
4/ Montage combiné clou – plaque	
C/ Etude spécifique :	
le montage mixte clou centromédullaire – plaque VCP.....	p. 25
1/ Association clou centromédullaire – plaque	
a/ Intérêt de l'utilisation du clou centromédullaire	
b/ Taille du clou	
c/ Nombre de vis	
2/ Plaque VCP	
II/ Notions de biomécanique.....	p. 32
A/ Paramètres biomécaniques d'une structure.....	p. 32
1/ Force, couple et moment	
2/ Domaine élastique	
3/ Domaine plastique	
4/ Energie et fractures	
B/ Paramètres biomécaniques d'un matériau.....	p. 35
1/ Contrainte et déformation élémentaire	
2/ Contrainte et déformation élémentaire axiale	
3/ Contrainte et déformation élémentaire en cisaillement	
C/ Caractéristique de la torsion.....	p. 39
1/ Le moment polaire d'inertie	

2/ Déformations en torsion

3/ Torsion à la rupture

III/ Eléments bibliographiques..... p. 44

1/ Les dispositifs de la torsion

2/ Direction de la torsion appliquée

3/ Influence de la congélation sur les propriétés biomécaniques de l'os

4/ Analyse du déplacement chez le chien

PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE

I/ Problématique de l'étude..... p. 49

II/ Matériels et méthodes p. 51

A/ Matériels..... p. 51

1/ Les échantillons

2/ Modèle d'ostéosynthèse sur fracture comminutive médio-diaphysaire

a/ Montage d'ostéosynthèse et perte de substance diaphysaire

b/ Encastrement des fémurs

3/ Dispositif de torsion

4/ Dispositif de mesure

B/ Méthodes : validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure..... p. 61

1/ Etalonnage du couplemètre

2/ Etalonnage de l'inclinomètre

3/ Tests sur des matériaux non biologiques

C/ Méthodes : mise en charge des montages clou – plaque..... p. 63

1/ Sollicitation appliquées aux montages clou – plaque

2/ Calcul de la raideur en torsion statique des montages clou – plaque

III/ Résultats p. 66

1/ Caractéristiques des matériaux non biologiques testés

2/ Caractéristiques des fémurs testés

3/ Etalonnage du couplemètre

4/ Etalonnage de l'inclinomètre

5/ Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

6/ Calcul de la raideur en torsion statique des montages clou – plaque

PARTIE 3 : DISCUSSION

I/ Choix des conditions expérimentales..... p. 74

II/ Résultats de l'étude..... p. 76

1/ Résultats de validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

2/ Résultats des tests sur fémurs appareillés

III/ Biais potentiels de l'étude..... p. 79

1/ Incidence du mode de conservation des échantillons

2/ Influence de l'intensité de serrage des vis sur la plaque

3/ Influence du positionnement des vis par rapport au clou et du sens de torsion

4/ Influence de l'utilisation d'un même os pour les essais de plusieurs montages

5/ Influence de la géométrie de l'os

Conclusion

Bibliographie

Table des illustrations

1. Liste des figures

Figure 1 : <i>Approche latérale mini invasive du fémur pour la mise en place d'une plaque vissée [50].</i>	p. 19
Figure 2 : <i>Définition de la déformation exercée sur les tissus au niveau de l'espace interfragmentaire [44].</i>	p. 20
Figure 3 : <i>Technique de stabilisation des fractures diaphysaires comminutives de fémur, en accord avec les principes de l'ostéosynthèse biologique [12].</i>	p. 21
Figure 4 : <i>Contraintes en flexion exercées sur deux types de montage [12].</i>	p. 27
Figure 5 : <i>Schéma d'un couple de force.</i>	p. 33
Figure 6 : <i>Courbe représentant le déplacement en fonction de la force appliquée.</i>	p. 34
Figure 7 : <i>Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation élémentaire.</i>	p. 36
Figure 8 : <i>Déformations élémentaires consécutives à une force de compression.</i>	p. 37
Figure 9 : <i>Contrainte et déformation en cisaillement.</i>	p. 38
Figure 10 : <i>Contraintes générées par des forces de torsion [41].</i>	p. 40
Figure 11 : <i>Relation entre la déformation en cisaillement et la déformation en torsion [11].</i>	p. 42
Figure 12 : <i>Orientation des fémurs chez le chien [37]</i>	p. 47
Figure 13 : <i>Radiographies face et profil d'une paire de fémurs.</i>	p. 52
Figure 14 : <i>Exemple de mesures morphologiques.</i>	p. 52
Figure 15 : <i>Représentation des 3 configurations de montages testés.</i>	p. 54
Figure 16 : <i>Photographies du dispositif d'inclusion avec sa potence et du fémur après encastrement.</i>	p. 56
Figure 17: <i>Photographies du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique.</i>	p. 58

Figure 18 : Schéma du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique.....	p. 58
Figure 19 : Photographie du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion.....	p. 60
Figure 20 : Schéma du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion.....	p. 60
Figure 21 : Schéma et photographie présentant le dispositif d'étalonnage du couplemètre.....	p. 61
Figure 22 : Schéma des cotes de la poutre utilisée.....	p. 62
Figure 23 : Schéma des sollicitations successives appliquées sur les montages.....	p. 64
Figure 24 : Courbes de mises en charge en torsion dynamique des montages en fonction du temps.....	p. 64
Figure 25 : Courbe d'étalonnage du couplemètre.....	p. 67
Figure 26 : Courbe d'étalonnage de l'inclinomètre.....	p. 68
Figure 27 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour la poutre en aluminium n°2.....	p. 70
Figure 28 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour la quatrième torsion statique sur le fémur n°2 appareillé par le montage n°1.....	p. 72
Figure 29 : Schéma d'un dispositif pour la réalisation de tests en torsion [47].....	p. 74
Figure 30 : Schémas en coupe transversale illustrant l'influence potentielle du positionnement de la vis par rapport au clou centromédullaire dans la diaphyse fémorale et influence du sens de torsion.....	p. 81

2. Liste des tableaux

Tableau I : <i>Implantation des vis dans les 3 montages testés</i>	p. 55
Tableau II : <i>Caractéristiques des poutres utilisées pour les tests</i>	p. 66
Tableau III : <i>Mesures morphologiques des fémurs droits</i>	p. 66
Tableau IV : <i>Etalonnage du couplemètre</i>	p. 67
Tableau V : <i>Etalonnage de l'inclinomètre</i>	p. 68
Tableau VI : <i>Résultats des tests de validation du banc de torsion et du dispositif de mesure</i>	p. 69
Tableau VII : <i>Résultats des calculs de raideur en torsion des montages clou – plaque</i>	p. 71

INTRODUCTION

Les fractures du fémur constituent une affection fréquemment rencontrée en médecine vétérinaire.

Chez les carnivores domestiques, les fractures fémorales représentent 35% des fractures du membre pelvien et 24% de la totalité des fractures [28]. La majorité d'entre elles surviennent suite à des accidents de la voie publique [2]. Chez le jeune, les fractures concernent le plus souvent les extrémités des os longs, dans les zones de cartilage de croissance. A contrario, chez l'adulte, elles touchent essentiellement la partie diaphysaire de l'os. De manière générale, il s'agit de fractures fermées, du fait de l'importante masse musculaire qui entoure le fémur, sauf lors de fractures causées par un objet pénétrant, comme une fracture par balle par exemple.

Les fractures diaphysaires comminutives sont généralement la conséquence d'un choc direct, de haute énergie, secondaire à un accident de la voie publique ou à une blessure par balle. Le traumatisme est alors très important, se caractérisant par la présence de multiples fragments au niveau du foyer de fracture.

L'un des montages les plus utilisés en médecine vétérinaire, pour le traitement des fractures diaphysaires comminutives du fémur, associe un clou centromédullaire à une plaque vissée.

Dans ce type de technique d'ostéosynthèse, la pose des vis de fixation de la plaque constitue un point clé, parfois source de difficultés. Ce problème d'insertion des vis tient, d'une part à la faible place disponible sur les abouts osseux distal et proximal, et d'autre part à la présence du clou centromédullaire qui gêne la mise en place de vis bicorticales. En outre, il n'existe aucune recommandation précise quant au nombre, à la localisation et au type d'implantation, mono ou bicorticale, des vis à employer.

L'objectif de cette étude a été de tester l'influence de différents types d'implantation de vis sur la raideur en torsion de divers montages d'ostéosynthèse. Les montages utilisés, de type clou – plaque ont été appliqués sur des fémurs de chien, sur lesquels une perte de substance osseuse a été modélisée en région

médio-diaphysaire. L'objet de cette thèse était de mettre au point un banc de torsion permettant la réalisation des tests mécaniques en torsion mis en œuvre pour répondre à cette problématique.

PARTIE 1

ÉTAT DES CONNAISSANCES

ACTUELLES

I/ TRAITEMENT DES FRACTURES DIAPHYSAIRES

La cicatrisation des fractures est influencée par différents facteurs, dont deux majeurs :

- ◆ **Le facteur mécanique.** La stabilisation doit être suffisamment rigide pour limiter les mouvements au sein du foyer de fracture qui entravent le processus de cicatrisation.
- ◆ **Le facteur biologique.** La technique choisie doit préserver autant que possible l'apport vasculaire et les facteurs de croissance, indispensables à la survie des tissus et à l'activation des phénomènes cicatriciels [44]. Ces éléments doivent être pris en considération lors de l'élaboration d'un traitement.

La gestion des fractures diaphysaires comminutives du fémur s'avère particulièrement compliquée. Ces fractures sont la conséquence d'un traumatisme à haute énergie. Lorsque cette énergie est restituée par l'os, elle provoque, outre les lésions osseuses multi-esquilleuses, des dégâts des tissus mous environnants, musculaires et cutanés. Ces lésions des tissus mous, associées à des mauvaises conditions vasculaires locales ainsi qu'à la perte de substance osseuse, allongent voire compromettent le processus cicatriciel.

L'enjeu du traitement est de choisir la technique qui permettra d'obtenir les meilleures conditions de cicatrisation de la fracture, de façon à obtenir une guérison dans des délais optimaux.

A/ Principes actuels du traitement des fractures diaphysaires du fémur

Durant ces dernières années, le concept de traitement des fractures a considérablement évolué. La fixation rigide, après réduction anatomique de la fracture à foyer ouvert, a été délaissée au profit de l'ostéosynthèse d'alignement à foyer fermé, encore appelée **ostéosynthèse biologique**.

L'ostéosynthèse biologique repose sur le rétablissement de la longueur de l'os et du rapport entre les plans articulaires adjacents, en minimisant l'abord du foyer de fracture. La reconstruction anatomique du foyer de fracture et sa mise en compression ne demeurent plus un objectif de traitement.

En revanche, c'est une cicatrisation *per secundam*, par formation d'un cal issu de l'hématome fracturaire, qui est recherchée aujourd'hui.

La priorité est donnée au respect des conditions biologiques locales, en minimisant le traumatisme chirurgical, afin de favoriser le processus de cicatrisation et une reprise fonctionnelle rapide.

Dans un premier temps, le concept de l'« *Open But Don't Touch* » (symbolisé par l'acronyme OBDT), préconisait d'aborder le foyer de fracture à minima pour visualiser la réduction, mais sans manipuler les esquilles de sorte à ne pas aggraver le traumatisme local. Le développement des techniques d'ostéosynthèse et d'imagerie a permis par la suite de concevoir une prise en charge de ces fractures diaphysaires comminutives à foyer fermé. Aujourd'hui, le développement de la chirurgie mini-invasive appliquée à l'ostéosynthèse par plaque (MIPO) a permis de réduire l'abord chirurgical à de minimes incisions permettant juste la fixation des implants.

Les manipulations nécessaires à la réduction ne se font, avec cette technique, que de façon indirecte. La figure 1 présente la mise en place d'une plaque, sur un fémur, selon le concept de la chirurgie mini invasive. Une tunnélisation sous le muscle vaste latéral est réalisée à l'aide de ciseaux de Metzenbaum, permettant l'insertion de la plaque entre le muscle et l'os.

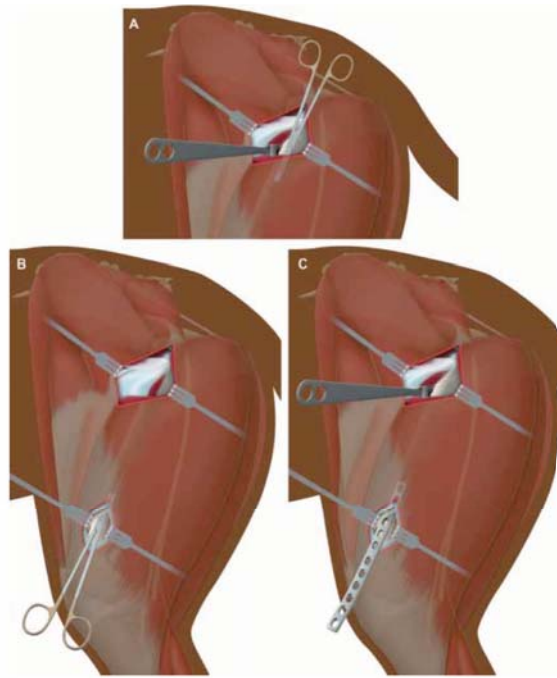


Figure 1 : Approche latérale mini invasive du fémur pour la mise en place d'une plaque vissée [50]

Les avantages de l'ostéosynthèse biologique sont multiples. Ils concernent :

- ◆ La durée du geste chirurgical.

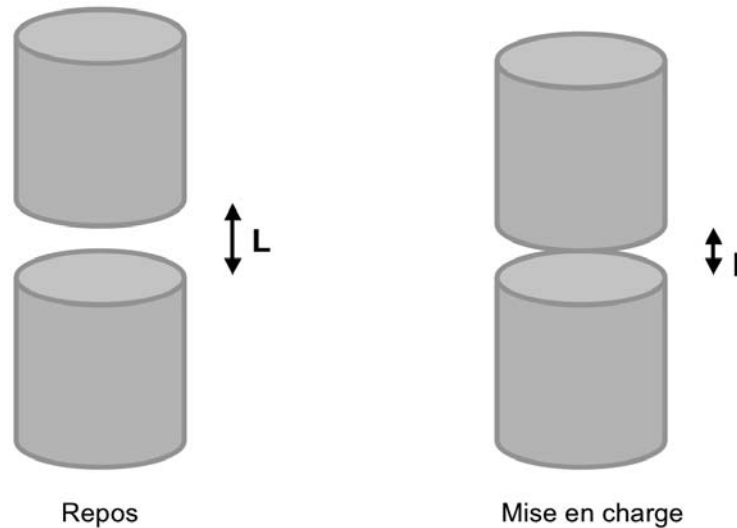
La durée de l'intervention est réduite, limitant ainsi le risque d'infections et de douleur post opératoires.

- ◆ L'hématome fracturaire et les tissus mous.

L'abord chirurgical et les manipulations des abouts étant minimisés, l'hématome fracturaire est préservé au maximum et conserve les facteurs de croissance et les conditions biologiques nécessaires à la cicatrisation. La préservation des tissus mous périphériques et de leur vascularisation limite les pertes sanguines et le risque d'infection. Cette préservation favorise également la viabilité des esquilles osseuses. Ce respect de l'hématome fracturaire et des tissus mous a pour conséquence une réduction du temps de cicatrisation.

- ◆ L'espace inter-fragmentaire.

Lors de la phase d'appui, les forces qui s'exercent sur le membre génèrent des micro mouvements à hauteur de l'espace inter-fragmentaire, entre les abouts osseux. Ces mouvements sont à l'origine de déformations, s'appliquant au cal de fracture. Cette déformation est définie par la variation de longueur ($L - l$) de l'espace inter-fragmentaire provoquée par l'appui, rapportée à l'espace initial L . Elle peut être exprimée en pourcentage. (Figure 2)



$$\text{Déformation (\%)} = 100 * (L - l) / L$$

Figure 2 : Définition de la déformation exercée sur les tissus au niveau de l'espace inter-fragmentaire [44]

Pour un ΔL donné, plus la fente fracturaire est petite (c'est à dire L petit), plus $\Delta L/L$ est grand, donc plus les déformations au niveau du site de fracture vont être importantes. Or, les cellules osseuses ne peuvent tolérer que 2% de déformation, le tissu fibreux et fibro-cartilagineux entre 10 et 20% et le tissu conjonctif immature 100% [44].

Lors d'une réduction anatomique, l'espace inter-fragmentaire est très faible, la fixation doit donc être très rigide pour garantir moins de 2% de déformation dans les tissus cicatriciels.

En revanche, lors d'ostéosynthèse biologique, l'absence de réduction anatomique des esquilles fait persister de relativement grands espaces inter-fragmentaires. La variation de longueur liée à l'appui produit, par conséquent, des déformations moindres. Déformations qui sont, par ailleurs, réparties entre les différentes esquilles. Une fois le cal fibro-cartilagineux installé, les abouts fracturaires sont partiellement immobilisés, ce qui permet une diminution des déformations au sein du foyer de fracture. Lorsqu'elles deviennent inférieures à 2%, la formation du tissu osseux devient possible et le cal se minéralise.

◆ La phase post opératoire.

Des études comparatives [23][28] ont mis en évidence que le temps d'hospitalisation, la reprise fonctionnelle du membre et le temps de cicatrisation

étaient optimisés lors d'ostéosynthèse biologique par rapport à la reconstruction anatomique.

B/ Les implants utilisables dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique

Lors d'ostéosynthèse biologique appliquée à une fracture comminutive, **la continuité osseuse n'est pas rétablie d'emblée**. Ceci implique, au moins au début de la convalescence, que le montage d'ostéosynthèse supporte à lui seul l'ensemble des forces liées à la mise en charge.

Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique sont les plaques (verrouillées ou classiques) utilisées en soutien, les clous verrouillés, les fixateurs externes et les montages combinés clou – plaque (Figure 3).

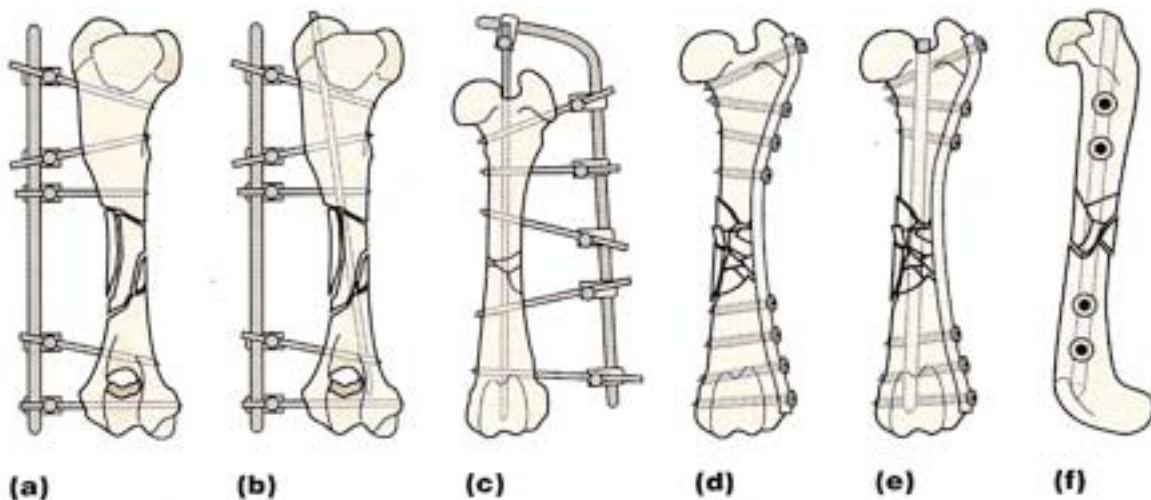


Figure 3 : Techniques de stabilisation des fractures diaphysaires comminutives de fémur, en accord avec les principes de l'ostéosynthèse biologique [12]

a : fixateur externe

b et c : fixateurs externes combinés à un enclouage centromédullaire

d : plaque vissée

e : plaque vissée combinée à un enclouage centromédullaire

f : clou verrouillé

1/ Plaques

Les plaques vissées travaillent comme des attelles internes, stabilisant les fragments après réduction, le temps de la cicatrisation. Elles sont contournées afin de correspondre le plus parfaitement possible à la forme de l'os et sont fixées au moyen de vis bicorticales ou monocorticales.

Une fracture comminutive se caractérisant par l'absence de continuité osseuse, la transmission des forces ne pourra se faire qu'à travers l'interface os-vis, vis-plaque et par la plaque elle-même. Ce n'est que lorsque le cal acquiert une compétence mécanique par sa minéralisation et pont le foyer de fracture que les contraintes commencent à être distribuées entre l'implant et l'os.

La conformation du fémur est telle que les forces auxquelles il est soumis ne s'exercent pas de façon axiale sur la diaphyse. De par la forme de sa partie proximale, la mise en charge du fémur crée un moment de flexion latéro-médiale de la diaphyse fémorale. Une plaque vissée, sur une fracture diaphysaire fémorale, est placée sur la face latérale du fémur, face réputée pour être la face de tension. Le défaut d'appui cortical au sein du foyer de fracture implique un important moment de flexion s'exerçant sur la longueur utile de la plaque [42], entraînant un risque accru de rupture d'implant avant que la cicatrisation ne soit effective.

Il existe différents types de plaque, pour en citer quelques unes :

- ◆ Les DCP (Dynamic Compression Plate). Les trous de ces plaques sont de forme ovale, ce qui permet d'excentrer le forage de la vis dans le trou de plaque. Lors du serrage de la vis excentrée, cette dernière glisse vers le centre de la plaque et entraîne un déplacement de l'about dans lequel elle est implantée. Cette caractéristique permet la mise en compression d'un trait de fracture.
- ◆ Les VCP (Veterinary Cuttable Plate) sont des plaques sécables à usage vétérinaire, avec un nombre constant de trous de vis ronds par unité de longueur. Elles sont particulièrement adaptées aux fractures des os longs chez les races de petite taille.

- ◆ Les LC-DCP (Low Contact Dynamic Compression Plate). La face inférieure de la plaque possède des crénages et des bords arrondis, qui assurent un contact réduit avec la surface corticale, préservant ainsi la vascularisation périostée et le flux sanguin efférent de la corticale.
- ◆ Les LCP (Locking Compression Plate) sont caractérisées par l'existence de trous combinés. Ces trous associent une section de trou de compression dynamique pour vis standard et une section de trou pour vis verrouillée. Cette dernière utilisation est bien adaptée au concept de l'ostéosynthèse biologique. En effet, le verrouillage des vis dans la plaque permet de réduire le contact plaque – os. La vascularisation périostée est ainsi préservée par la suppression des frictions entre l'os et l'implant présentes lors de fixation par des vis non verrouillées.

2/ Clou verrouillé

Le clou verrouillé est un clou de Steinmann modifié, caractérisé par la présence d'un ou deux trous aux extrémités distale et proximale, permettant la mise en place de vis de verrouillage. Plusieurs diamètres sont disponibles (4,0 – 4,7 – 6,0 – 8,0). Ces tailles sont bien adaptées aux fractures diaphysaires simples ou comminutives du fémur, de l'humérus et du tibia des chats de grande taille et de la plupart des chiens.

Le clou centromédullaire permet de neutraliser les forces de flexion. Le système de verrouillage permet de neutraliser les forces de compression axiale et de torsion. Les vis préviennent également la migration axiale du clou.

Le choix du clou est déterminé de sorte que son diamètre soit maximal et compatible avec l'insertion de l'implant dans la cavité médullaire. Il peut être mis en place à foyer fermé, de préférence de manière normograde.

3/ Fixateur externe

Il consiste en l'implantation de broches au travers de l'os, de part et d'autre du foyer de fracture, dans une position perpendiculaire ou légèrement oblique par

rapport à l'axe de l'os. Ces broches sont solidarisiées entre elles, à l'extérieur du membre, par divers systèmes en fonction du type de fixateur.

La réduction de la fracture peut s'effectuer sans abord chirurgical du foyer, et l'implantation des broches entraîne des traumatismes limités sur les tissus mous et préserve l'hématome fracturaire. Le fixateur externe est ainsi bien adapté à l'ostéosynthèse biologique.

Différents types de fixateurs externes existent, parmi lesquels [12][51] :

- ◆ Le JAM (Jean Alphonse Meynard). Il est composé de broches de Kirschner (1 à 2mm de diamètre), de barres cylindriques (2 à 4mm de diamètre) et de coapteurs. Ces derniers assurent la fixation des broches, implantées au travers de l'os, sur les barres de liaison. Il est possible de réaliser différents montages, hémifixants ou transfixants.
- ◆ Le FESSA (Fixateur Externe du Service de Santé des Armées). C'est un fixateur externe tubulaire, utilisé exclusivement en hémifixation. Il est constitué de fiches filetées ou de broches de Kirschner (sans filetage). Des tubes métalliques cylindriques, présentant sur toute leur longueur des séries de trous dans 2 plans perpendiculaires, assurent la connexion entre les broches.
- ◆ L'APEF (Acrylic Pin External Fixation). Sur ce type de montage, les barres externes et les pièces de connexion sont remplacées par une colonne de résine acrylique.

Il est possible de combiner un fixateur externe à des implants internes (clou centromédullaire, plaque...). Son rôle est alors de supporter une partie des contraintes s'exerçant sur les implants internes et de prolonger ainsi la durée de vie du montage. Son retrait en cours de cicatrisation (6 à 10 semaines) permet de diminuer la rigidité du montage et de «dynamiser» le cal afin d'accélérer sa minéralisation [32].

4/ Montage combiné clou – plaque

Le montage combiné clou – plaque associe un enclouage centromédullaire et une plaque vissée.

Le clou centromédullaire neutralise les forces de flexion et la plaque lutte contre les forces de torsion et de compression axiale.

Dans la chronologie de pose des implants, le clou est généralement mis en place en premier, de manière normograde. De l'about proximal, il traverse l'espace fracturaire et vient s'ancrer dans l'about distal. Il permet de réaligner les deux principaux abouts osseux, de rétablir la longueur initiale et d'assurer une certaine stabilité, nécessaire à la pose de la plaque. Cette dernière est ensuite glissée à foyer fermé entre les plans musculaires et l'os cortical. Elle est fixée au moyen de vis bicorticales et/ou monocorticales à chaque extrémité.

C/ Etude spécifique : le montage mixte clou centromédullaire – plaque VCP

1/ L'association clou centromédullaire – plaque

Le traitement d'une fracture comminutive par ostéosynthèse biologique implique que l'ensemble des contraintes soit pris en charge par l'implant seul, puisque l'os n'est pas reconstruit.

Le montage d'ostéosynthèse doit donc prendre en compte cette concentration de contraintes en regard du foyer de fracture, afin d'éviter une rupture d'implant avant l'obtention de la consolidation osseuse.

a/ Intérêt de l'utilisation du clou centromédullaire

En 1997, Don Hulse a réalisé une étude comparative sur les contraintes exercées sur une plaque seule et celles exercées sur une association clou centromédullaire – plaque [26].

Pour ce faire, il a utilisé cinq paires de fémurs de chien sur lesquels était créée une perte de substance mimant une fracture comminutive (sur 60mm).

- ◆ Sur un premier fémur, la perte de substance était pontée par une plaque DCP de 12 trous pour vis de 3.5 mm, fixée à l'aide de quatre vis bicorticales sur les segments proximal et distal.
- ◆ Le fémur controlatéral a aussi été doté d'une plaque DCP de 12 trous pour vis de 3.5 mm, associée à un clou de Steinmann dont le diamètre occupait 50% de la cavité médullaire. La plaque était fixée à l'aide de 2 vis bicorticales (trous 1 et 12) et de vis monocorticales dans les trous restants (trous 2, 3, 4, 9, 10, 11).
- ◆ Deux jauges d'extensométrie ont été fixées sur chaque plaque. La première était placée sur la partie pleine centrale de la plaque, et l'autre, en regard d'un des trous centraux.

Les fémurs ainsi appareillés ont été soumis à des tests en compression.

Les résultats de l'étude ont permis de montrer que :

- ◆ L'ajout d'un clou centromédullaire, occupant 50% de la cavité médullaire, permettait de diminuer de moitié les contraintes exercées sur la plaque et ainsi de multiplier par dix sa durée de vie.
- ◆ Les contraintes exercées au niveau d'un trou central de la plaque sur un montage clou – plaque étaient sensiblement les mêmes que celles exercées sur la partie solide centrale de la plaque utilisée seule.

En flexion, le seuil de rupture est d'autant plus rapidement atteint que le moment de la force est important et que la surface sur laquelle elle s'applique est réduite.

Lorsqu'une plaque est posée sur la face latérale d'un fémur reconstruit anatomiquement, le moment de flexion s'applique sur une surface relativement importante. En effet, cette surface comprend celle de la diaphyse fémorale ajoutée à celle de la plaque. Le moment de flexion est défini par :

$$\mathbf{M = F * d}$$

F correspond à la force de flexion qui s'applique sur la tête fémorale

d représente le bras de levier, c'est à dire la distance entre le point d'application de la force et l'axe centromédullaire.

Lorsqu'une plaque est posée sur un fémur fracturé avec une perte de substance diaphysaire, les forces s'exercent sur la plaque seule. Le bras de levier est alors plus important puisqu'il correspond à la distance entre l'axe central de la plaque et le point

d'application de la force. Le moment de flexion est donc accru lorsqu'il y a une perte de substance.

Par conséquent, la plaque est davantage sollicitée dans cette dernière situation, d'autant que le moment de flexion s'exerce sur une surface réduite, ne correspondant qu'à la surface de la plaque.

Ainsi, l'ajout d'un clou centromédullaire présente plusieurs avantages. Mécaniquement, de part sa position, il permet de raccourcir le bras de levier et d'augmenter la surface sur laquelle s'appliquent les forces de flexion. (Figure 4)

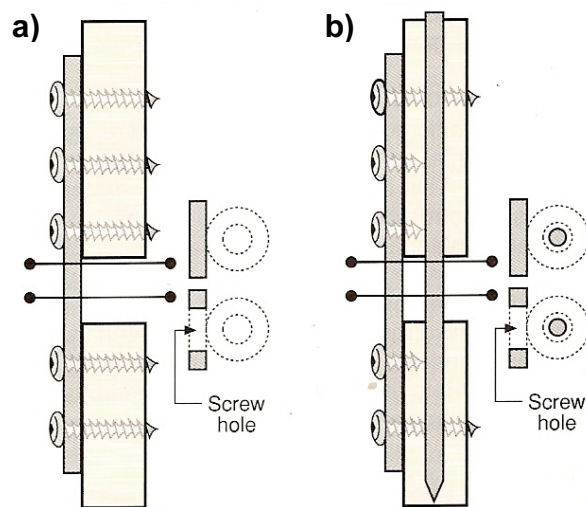


Figure 4 : Contraintes en flexion exercées sur deux types de montages [12]

(a) Plaque seule sur une absence de continuité osseuse

(b) Association clou – plaque sur une absence de continuité osseuse

Sur un montage comprenant une plaque seule, les forces de flexion s'exercent sur une surface très réduite. La concentration des contraintes est maximale en regard des trous laissés vides, surplombant la perte de substance. Tandis que sur un montage combiné, le clou participe à l'augmentation de cette surface, notamment en regard des trous laissés vides (Figure 4).

Cette association permet donc de réduire les contraintes qui s'exercent sur la plaque, en particulier sur la longueur utile, c'est à dire entre les deux vis qui pontent le foyer de fracture.

b/ La taille du clou

En 2000, Don Hulse a réalisé une étude concernant l'influence de la taille du clou centromédullaire sur les contraintes exercées sur la plaque, sur des montages combinés clou – plaque [9].

Six fémurs de chien ont été utilisés dans cette étude. Une perte de substance diaphysaire de 20 mm a été réalisée sur chacun d'eux afin de modéliser une perte de substance.

- ◆ Des plaques DCP de 10 trous pour vis de 3.5 mm ont été fixées par huit vis réparties de part et d'autre du trait de fracture. Quatre sur le fragment proximal, et quatre sur le fragment distal.
- ◆ Deux jauges d'extensométrie ont été fixées sur chaque plaque. La première était placée sur la partie pleine centrale de la plaque, et l'autre, en regard d'un des trous centraux.

Les montages ont été soumis à des tests en compression.

Dans un premier temps, une plaque était utilisée seule, puis un clou centromédullaire occupant 30%, 40%, et pour finir 50% de la cavité médullaire a été associé à la plaque.

Les résultats obtenus ont permis de montrer que :

- ◆ La raideur du montage est d'autant plus élevée que le diamètre du clou centromédullaire augmente, en pourcentage de la cavité médullaire.
- ◆ Un clou centromédullaire occupant 50% de la cavité médullaire diminue davantage les contraintes appliquées à la plaque et prolonge d'autant plus sa durée de vie.

En conclusion, les auteurs ont proposé des recommandations concernant l'utilisation de montages combinés clou – plaque.

Sur des fractures comminutives fixées avec une plaque DCP pour vis de 3.5 mm, un clou centromédullaire occupant 35% de la cavité médullaire est requis pour ponter un foyer comminutif, inférieur ou égal à 20 mm. Le clou centromédullaire doit occuper 40% de la cavité médullaire si le foyer s'étend sur plus de 20 mm.

Ces choix de taille constituent un compromis entre l'effet mécanique du clou sur la raideur du montage et les contraintes liées à l'encombrement qui peuvent gêner la mise en place des vis de fixation de la plaque.

c/ Nombre de vis

L'efficacité de fixation d'une plaque vissée dépend du nombre de vis qui la relie à l'os. Ce nombre optimal varie en fonction des contraintes qui s'appliquent sur le montage et à la qualité de l'ancrage des vis.

Lors de fractures comminutives avec perte de substance étendue, l'espace disponible pour la pose de vis peut en limiter le nombre.

En outre, la multiplication du nombre de vis peut avoir des effets néfastes. Sur le plan biologique, il est recommandé d'utiliser un minimum de matériel de façon à respecter au mieux la vascularisation locale. Sur le plan mécanique, lors du retrait des implants, les pertes de substances, correspondant à l'emplacement des vis, provoquent une augmentation des contraintes dans l'os qui entoure les trous [7]. Ces zones de fragilité majorent le risque de fractures secondaires.

Il est donc nécessaire de trouver le nombre optimal de vis respectant les contraintes biologiques et mécaniques du traitement des fractures.

Pour cela, diverses questions peuvent être posées :

- ◆ Quel est le nombre optimal de vis pour fixer une plaque ?
- ◆ Quelle en est la meilleure position ?
- ◆ Quelle est l'influence mécanique d'une implantation mono ou bicorticale ?

Field et al [18] ont réalisé une étude portant sur des ostéosynthèses par plaque vissée sur des pertes de substance médiadiaphysaires. Cette étude a montré que la position des vis dans la plaque jouait un rôle plus important, en torsion et en flexion, que le nombre de vis mises en place. Ainsi, une réduction du nombre de vis ne conduit pas obligatoirement à une réduction de la raideur du montage.

Les vis les plus sollicitées sont celles implantées au plus près du foyer de fracture. Elles le sont d'autant plus que la perte de substance est étendue. Les vis les plus éloignées du foyer de fracture subissent également des contraintes importantes.

Concernant le type d'implantation des vis, mono ou bicorticale, dans les montages combinés clou plaque, il n'existe pas de consensus. Pourtant, cette question est fondamentale puisqu'il existe un conflit entre le choix du diamètre du clou et le nombre de vis bicorticales implantables.

Les données cliniques indiquent qu'il faut utiliser, chez les petits animaux, un minimum absolu de deux vis bicorticales de part et d'autre du foyer de fracture [6]. Ceci permet de limiter les mouvements des fragments osseux sous la plaque.

Toutefois, certains auteurs proposent d'autres recommandations :

- ◆ Selon Hulse, il est nécessaire d'utiliser au moins 1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales sur chaque fragment, proximal et distal. Si la pose d'une vis bicorticale s'avère impossible, il est recommandé de placer 5 vis monocorticales de part et d'autre du foyer de fracture [26].
- ◆ Reems a proposé la mise en place de 3 vis sur chacun des fragments, comprenant 1 vis bicorticale et 2 vis monocorticales. Néanmoins, dans son étude rétrospective sur les fractures diaphysaires du chien et du chat, il a constaté que certaines fractures cicatrisaient sans complications majeures avec des configurations de montage différentes [42].

En bilan, il n'existe aucune recommandation précise et argumentée, concernant le nombre, la position et le type d'implantation des vis lors d'ostéosynthèse utilisant un montage combiné clou – plaque.

2/ Les plaques VCP

Les plaques VCP (Veterinary Cuttable Plate) ont été développées spécifiquement pour l'ostéosynthèse des petits animaux. Deux dimensions de plaque sont disponibles, pour une longueur standard de 300 mm, une largeur de 7 mm et 50 trous ronds équidistants.

- ◆ La plaque VCP 2.0/1.5 d'épaisseur 1.0mm. Les trous de la plaque peuvent recevoir des vis de 1.5 ou 2.0 mm de diamètre.
- ◆ La plaque VCP 2.0/2.7 d'épaisseur 1.5 mm. Les trous de la plaque peuvent recevoir des vis de 2.0 ou 2.7 mm de diamètre.

Ces plaques sont particulièrement bien adaptées aux os des chats et des chiens de petite taille, pour lesquels, jusqu'alors, le matériel de fixation interne pour les

fractures comminutives était peu adapté. En effet, les implants disponibles avant leur développement étaient soit trop volumineux et trop raides pour un os de petite taille, soit de gabarit adapté mais trop courts [19].

La plaque VCP est une plaque semi tubulaire, longue, qui présente de nombreux avantages [12].

- ◆ C'est une plaque sécable. Le chirurgien peut facilement la couper afin d'obtenir la longueur optimale.
- ◆ Elle présente la plus forte densité de trous avec 50 trous pour 300 mm de longueur. Cette qualité offre une grande souplesse d'utilisation, notamment lors d'implantation de vis dans des fragments très courts.
- ◆ Dans le but d'augmenter la raideur du montage, il est possible de superposer 2 plaques VCP. Comme les centres de trous sont équidistants, quelle que soit la taille de la plaque, il est possible d'empiler des plaques de même taille, de tailles différentes ou encore de longueurs différentes. Lors d'un empilement de plaques de tailles différentes, la plaque pour vis de 1.5 et 2.0mm doit être la plus superficielle.

II/ NOTIONS DE BIOMECHANIQUE

La mécanique décrit les forces qui, agissant sur une structure, provoquent soit son mouvement ou changement de direction dans son déplacement, soit sa déformation [41].

A/ Paramètres biomécaniques d'une structure

1/ Force, couple et moment

Une **force F** est définie comme étant une action mécanique qui, lorsqu'elle agit sur une structure, entraîne son mouvement s'il s'agit d'un objet mobile, sa déformation s'il s'agit d'un objet statique [10][41].

Il existe cinq grands types de force : les forces de compression, de tension, de flexion, de torsion et de cisaillement. La force s'exprime en Newton (N).

Un **couple de force** se définit par un ensemble de deux forces parallèles, de sens opposé et de même intensité. Il tend à faire tourner l'objet sur lequel il agit.

Si \vec{F}_1, \vec{F}_2 est un couple, alors

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{F}_1 + \vec{F}_2 = 0 \\ \vec{F}_1 \text{ et } \vec{F}_2 \text{ parallèles et de sens opposés} \end{array} \right.$$

L'efficacité d'un couple dépend de la valeur F commune aux forces, soit $F = F_1 = F_2$. Cette efficacité dépend également de la distance entre les points d'application des forces et l'axe sur lequel elles agissent.

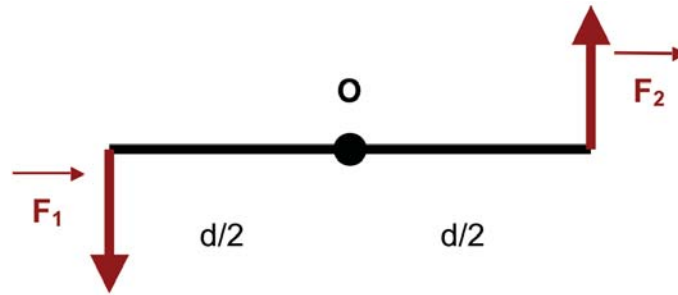


Figure 5 : Schéma d'un couple de force

Le bras de levier, noté d , est la distance entre les deux points d'application des forces d'un couple. Ce bras de levier est orthogonal à l'axe d'action au point où agit le couple (point O sur la figure 5).

Le **moment M** du couple de forces (\vec{F}_1, \vec{F}_2) agissant sur un bras de levier de longueur d est défini par la formule suivante:

$$M = F \times d$$

Avec

$$F = F_1 = F_2 \text{ en newton (N)}$$

M en newton mètre (N.m)

d en mètre (m)

Le moment sera d'autant plus important que le bras de levier est long, et que la force est de forte intensité.

2/ Force et déplacement (Figure 6)

L'os, comme tout matériau soumis à certaines forces, se déforme avant de se rompre. La courbe Force / Déplacement est constituée d'une partie linéaire, qui correspond à un déplacement élastique. Dans cette configuration, l'os se comporte comme un ressort et reprend sa taille et sa forme initiales dès que la force n'est plus appliquée.

À partir d'une certaine intensité de force, la courbe n'est plus linéaire. Le déplacement occasionné par la force est dit plastique, ce qui signifie que la suppression de la force ne provoquera pas le retour à l'état initial de l'os, qui conservera un déplacement résiduel. La transition entre le domaine élastique et le domaine plastique constitue la limite élastique [41].

Enfin, au-delà d'une certaine force (F_{rupt}), l'os modifie tellement sa forme et sa structure qu'il finit par se rompre.

À partir de cette relation force-déplacement, plusieurs paramètres biomécaniques peuvent être mesurés ou calculés ; chacun d'entre eux permet de caractériser les propriétés mécaniques de la structure testée.

Ainsi la pente (R) du domaine élastique représente **la raideur** de la structure osseuse testée. Elle est étroitement liée au degré de minéralisation de l'os.

La **force à la rupture** (F_{rupt}) correspond à la force appliquée sur la structure entraînant sa rupture. Cette notion reflète l'intégrité générale de la structure osseuse testée.

Le **déplacement à la rupture** (DI_{rupt}) donne la variation de longueur de la structure, conduisant à la rupture. Ce paramètre permet de caractériser la notion de fragilité de la structure testée

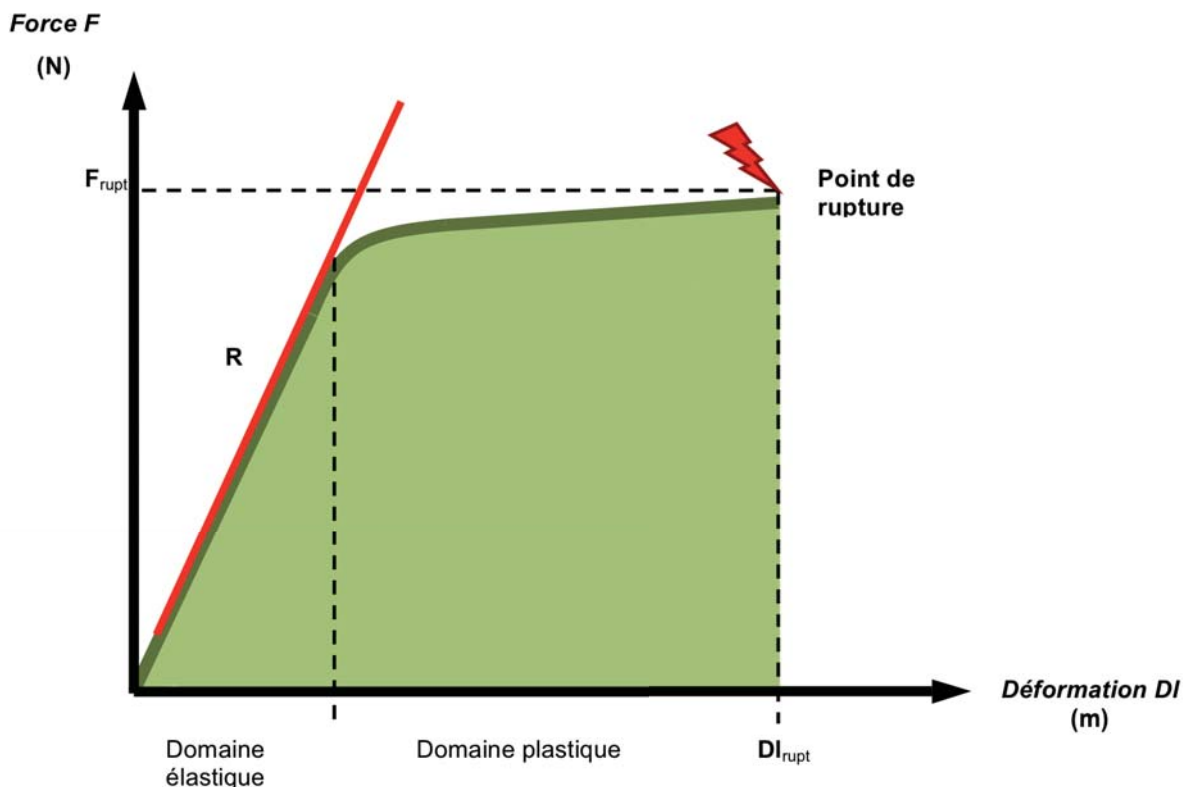


Figure 6 : Courbe représentant le déplacement en fonction de la force appliquée

F_{rupt} : Force entraînant la rupture (N)

DI_{rupt} : Déplacement à la rupture (m)

R : Raideur de la structure (N/m)

La courbe force-déplacement dépend du matériau lui-même (verre, métal, os...) mais aussi de sa structure (forme, longueur, surface soumise à la force...). En ce qui concerne l'os, le comportement d'un fémur de caniche et celui d'un berger allemand, soumis aux mêmes forces, sont différents. Intuitivement, il est logique que le fémur de caniche se déforme davantage que celui du berger allemand, lorsqu'ils sont soumis à la même force, eu égard à la différence de taille des deux os. Il est donc important de trouver des paramètres permettant de considérer les propriétés mécaniques d'un tissu, indépendamment de sa structure (forme et dimensions).

B/ Paramètres biomécaniques d'un matériau

1/ Contrainte et déformation élémentaire axiales

Pour s'affranchir de la structure du matériau, il est nécessaire de pondérer les paramètres de force et de déplacement, par les caractéristiques géométriques du spécimen testé. Sont ainsi définies :

La contrainte correspond à la force rapportée à la section de l'échantillon du matériau sur laquelle s'applique la force.

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

F force exprimée en Newton (N)

A section sur laquelle s'applique la force exprimée en mètre carré (m²)

σ exprimée en N/m² = Pascal (Pa)

La déformation élémentaire : elle correspond à un allongement ou un raccourcissement du matériau sous l'effet de la contrainte qui s'y applique.

$$\varepsilon = \frac{DI}{l}$$

DI Déplacement exprimé en millimètre (mm)

l Longueur initiale exprimée en millimètre (mm)

ϵ déformation élémentaire sans dimension. Pour un matériau peu déformable comme l'os, la déformation est souvent exprimée en microdéformation ($\mu\epsilon$).

$$1 \mu\epsilon = 10^{-6} \epsilon$$

Par analogie à la courbe force-déplacement, la courbe contrainte-déformation est constituée d'une partie linéaire caractérisant la déformation élastique et d'une portion non linéaire décrivant la déformation plastique, jusqu'au seuil de rupture (Figure 7).

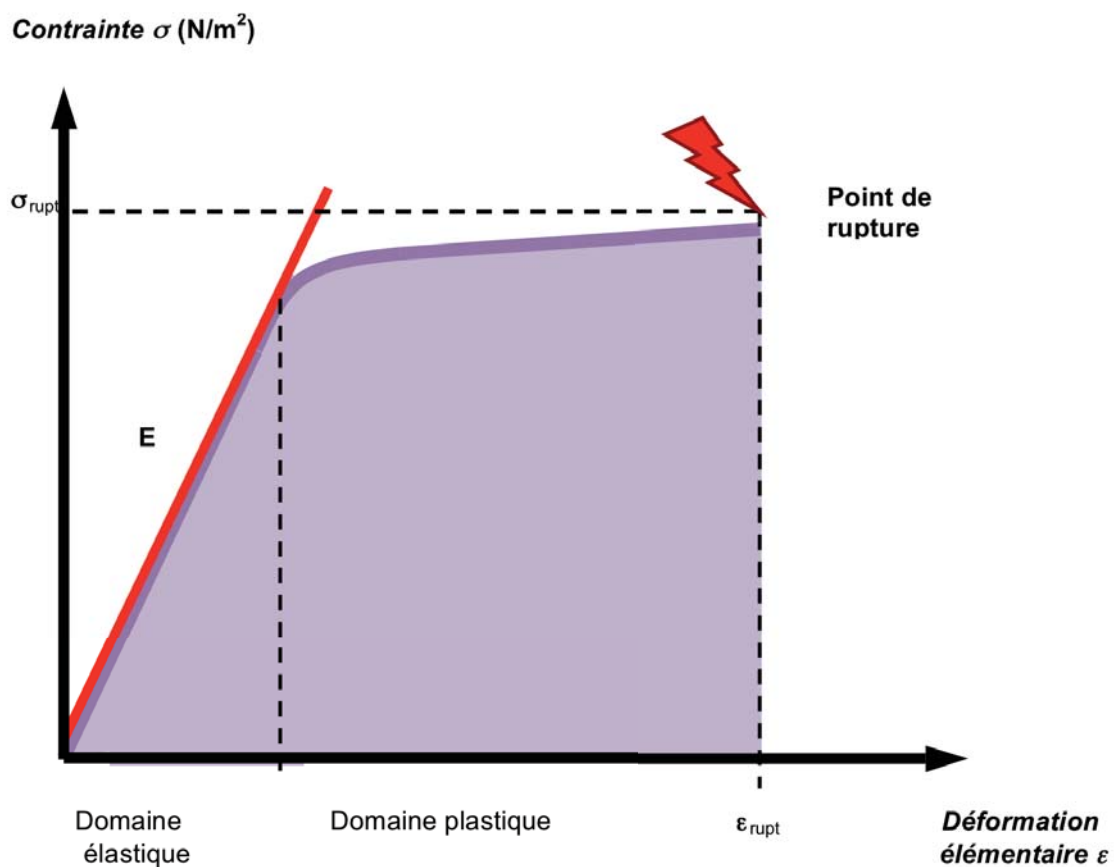


Figure 7 : Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation élémentaire

σ_{rupt} : Contrainte maximale (N/m^2)

ϵ_{rupt} : Déformation élémentaire à la rupture

E : Module d'élasticité (N/m^2)

◆ Le module d'élasticité

Le domaine élastique est symbolisé par un segment de droite, première partie de la courbe Contrainte / Déformation. La pente de cette droite correspond à la raideur intrinsèque du matériau, représentée par le module d'élasticité, encore appelé **module de Young**. Il est donné par la loi de Hooke [10] : $E = \sigma / \varepsilon$

Avec

E : le module d'élasticité (N/m^2)

σ : la contrainte (N/m^2)

ε : la déformation élémentaire

◆ La contrainte (σ_{rupt}) et la déformation ($\varepsilon_{\text{rupt}}$) à la rupture

Ce sont également des paramètres intrinsèques au matériau, qui ne dépendent ni de la taille ni de la forme de la structure testée.

◆ La loi de Poisson

Outre la déformation axiale ε le matériau subit également une déformation ε_p perpendiculaire à l'axe de la contrainte appliquée (Figure 8).

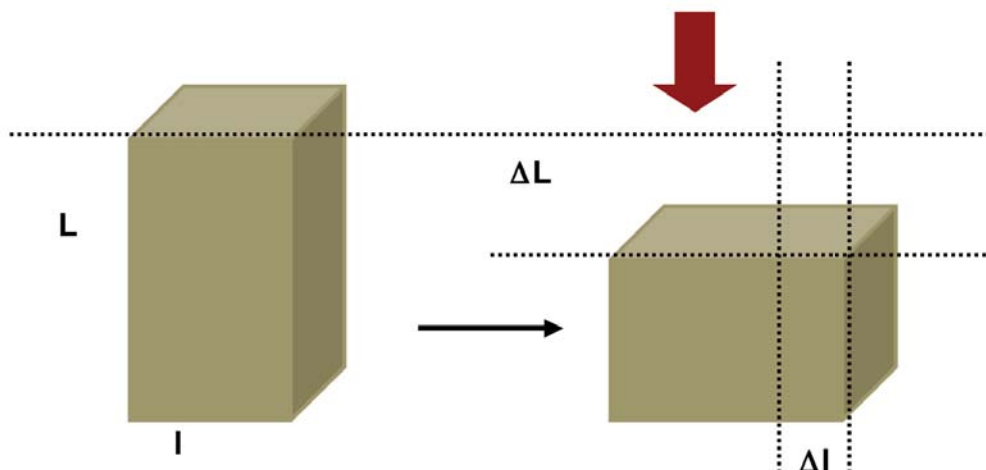


Figure 8 : Déformations élémentaires consécutives à une force de compression

La relation entre ces deux déformations est donnée par la loi de Poisson :

$$\varepsilon_p = \nu * \varepsilon$$

Avec

ν : le coefficient de Poisson

ε : la déformation élémentaire parallèle à la direction de la force

$$\varepsilon = \Delta L / L$$

ε_p : la déformation élémentaire perpendiculaire à la direction de la force

$$\varepsilon_p = \Delta l / l$$

Le coefficient de Poisson est donc sans dimension et varie de 0 à 0,5. Il est d'autant plus faible que le matériau est rigide. Pour l'os, $\nu_{os} = 0,3$.

2/ Contrainte et déformation élémentaire en cisaillement

Lorsque la contrainte s'applique parallèlement à la surface du matériau, elle produit une déformation en cisaillement (Figure 9).

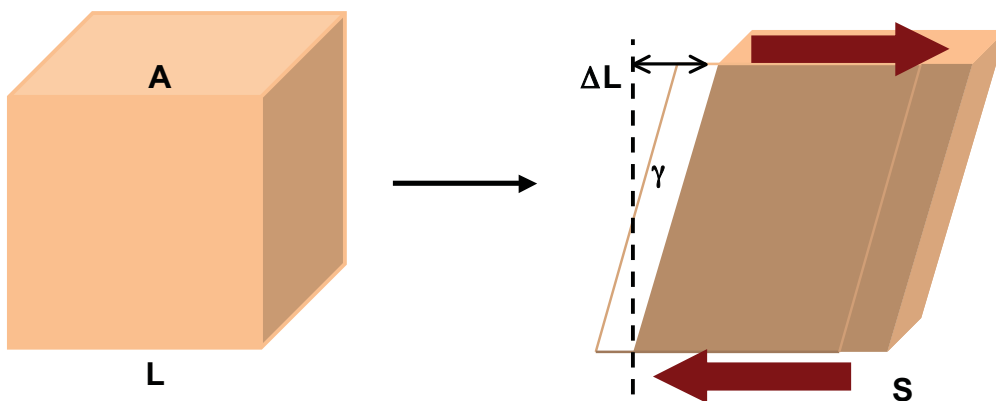


Figure 9 : Contrainte et déformation en cisaillement

◆ La contrainte en cisaillement τ

$$\tau = S / A$$

Avec

S : la force de cisaillement appliquée (N)

A : la surface d'application (m^2)

τ : la contrainte en cisaillement (N/m^2)

◆ La déformation élémentaire γ

$$\gamma = \Delta L / L$$

Avec

L : la longueur initiale (m)

ΔL : la modification de longueur (m)

γ : la déformation élémentaire en cisaillement (m/m)

◆ Le module de rigidité

Par analogie avec les contraintes et déformations axiales, la courbe Contrainte en cisaillement / Déformation élémentaire en cisaillement comprend une portion linéaire dans le domaine élastique. La pente de la droite correspond au module de rigidité, encore appelé module d'élasticité en cisaillement ou module de Coulomb. D'où :

$$\tau = G \cdot \gamma$$

Avec

τ : la contrainte en cisaillement (N/m²)

γ : la déformation en cisaillement

G : le module de rigidité (N/m²)

$$\text{et } G = E / [2 \cdot (1 + \nu)]$$

Avec

E : le module d'élasticité (N/m²)

ν : le coefficient de Poisson

C/ Caractéristiques de la torsion

Le mode de chargement en torsion permet d'évaluer les propriétés mécaniques de l'os en cisaillement pur.

Mécaniquement, la torsion produit des contraintes en cisaillement orientées selon des plans parallèles entre eux ; l'ensemble étant perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os, encore appelé axe neutre (Figure 10). Leur intensité augmente proportionnellement à la distance de l'axe neutre.

Des contraintes en tension et en compression se développent à la surface de l'os, perpendiculaires entre elles et sur un plan spiroïde oblique par rapport à l'axe neutre (Figure 10).

Lors d'un traumatisme, les contraintes en torsion initient la fracture, à la surface de l'os, suivant le plan de contraintes maximales en cisaillement, parallèle à l'axe longitudinal. Puis, des microfractures se propagent en suivant les plans de contraintes maximales en tension, habituellement orientées avec un angle de 30° par rapport à l'axe neutre, ce qui conduit à la formation d'une fracture de type spiroïde.

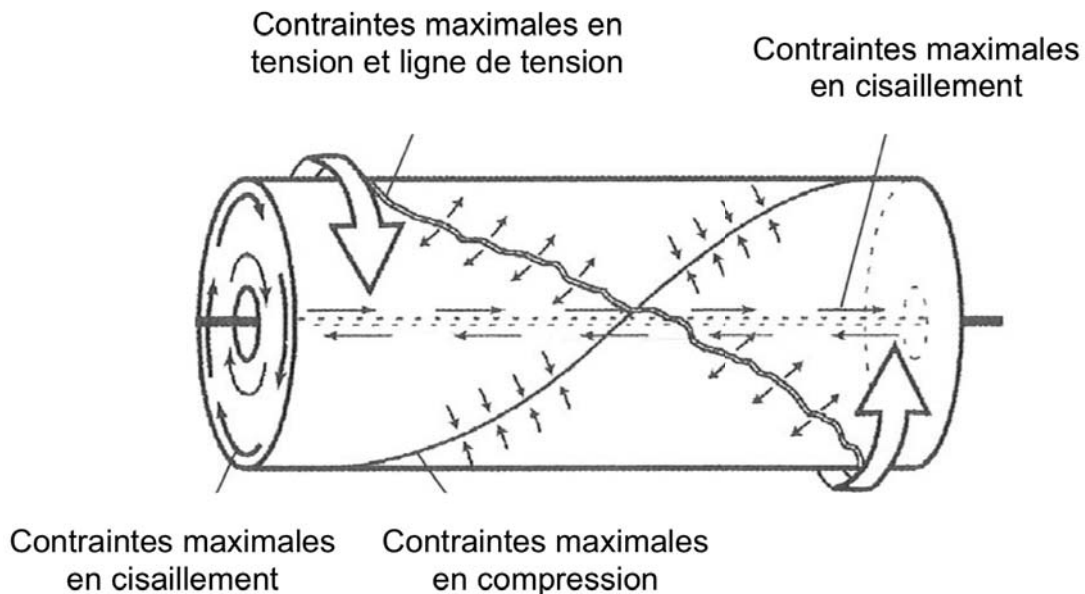


Figure 10: Contraintes générées par des forces de torsion [41]

1/ Le moment polaire d'inertie

Le moment polaire d'inertie (J) représente la distribution du matériau autour de l'axe central de torsion de la structure considérée [12]. Le moment polaire d'inertie intervient dans la capacité à résister aux forces de torsion. Plus la masse du matériau est importante, plus le matériau se trouve éloigné de l'axe central de rotation, plus le moment polaire d'inertie augmente. Ceci est vrai pour les cylindres, à section circulaire [11].

Le moment polaire d'inertie est défini par [10] :

$$J = \int_S r^2 dS$$

Avec

r : le rayon de la surface transversale du cylindre (m)

S : l'aire de la surface transversale du cylindre (m²)

J : le moment polaire d'inertie (m⁴)

Pour un cylindre plein, $I_p = (\pi \cdot d^4) / 32$, avec d le diamètre de la surface transversale.

Pour un cylindre creux, $I_p = [\pi \cdot (D^4 - d^4)] / 32$, avec D le diamètre externe et d le diamètre interne de la surface transversale.

La contrainte en cisaillement τ est reliée au couple de torsion T par la relation :

$$\tau = \frac{Tr}{J}$$

où τ est la contrainte en cisaillement en (N/m²)

T est le couple de torsion en (N.m)

r est le rayon de l'échantillon cylindrique en (m)

J est le moment polaire d'inertie du spécimen (m⁴)

2/ Déformation en torsion et module de rigidité

Si l'os est assimilé à un cylindre creux, de longueur L, de rayon r, constitué d'un matériau de module d'élasticité E et de coefficient de Poisson ν , l'application d'un couple de torsion T entraîne (Figure 11) :

- ◆ Une déformation de surface, hélicoïdale, d'une inclinaison d'un angle γ par rapport à l'axe longitudinal.
- ◆ La rotation d'une surface transversale par rapport à l'autre d'un angle θ .

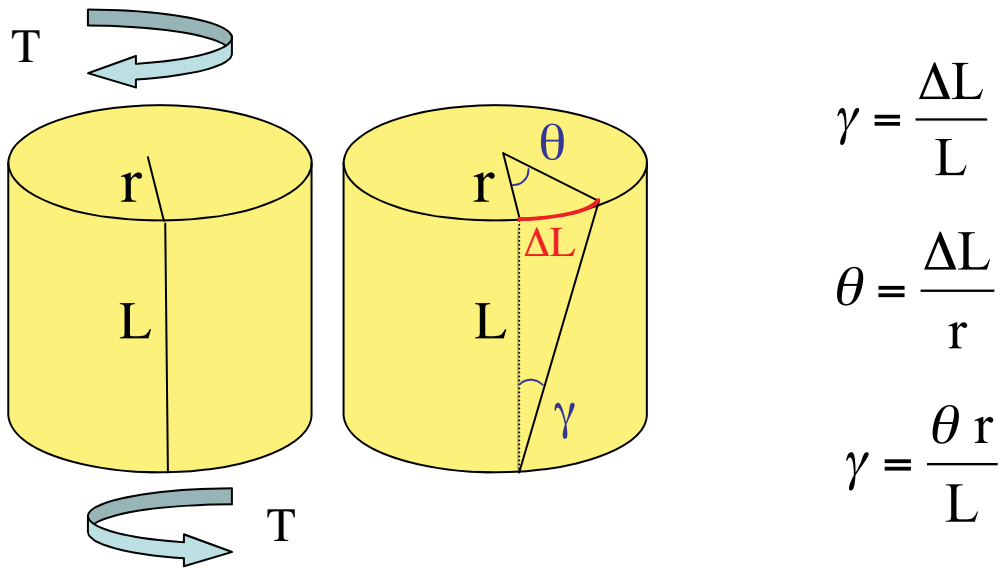


Figure 11 : Relation entre la déformation en cisaillement γ et la déformation en torsion θ [11]

T : Couple de torsion

r : Rayon du cylindre

L : Longueur du cylindre

γ : Déformation en cisaillement

θ : Déformation en torsion

ΔL : Déplacement lié à la torsion et au cisaillement

Grâce à la relation entre la déformation en cisaillement γ et la déformation en torsion θ (Figure 11), le module de rigidité est égal à :

$$G = \frac{TL}{J\theta}$$

Le module de rigidité peut ainsi être calculé à partir de la pente (T/θ) de la courbe couple-angle de torsion, de la longueur de l'échantillon (L) et du moment polaire d'inertie (J).

En conclusion, il existe 3 paramètres mécaniques principaux caractérisant un matériau,

- ◆ E le module de Young ou d'élasticité
- ◆ ν le coefficient de Poisson
- ◆ G le module de rigidité ou de cisaillement

qui permettent de définir les paramètres mécaniques de diverses structures de taille et de forme données, lorsqu'elles sont soumises à une configuration de charge donnée.

3/ Torsion à la rupture

Le couple de torsion maximal (T_{\max}) appliqué à un os long provoque sa rupture.

Ce couple représente la résistance en torsion, obtenue par [11]:

$$T_{\max} = \frac{J}{r} \cdot \tau_{\max}$$

Avec

T_{\max} : le couple de torsion à la rupture (N.m)

J : le moment polaire d'inertie (m^4)

r : le rayon externe de la coupe transversale du cylindre (m)

τ_{\max} : la résistance en cisaillement (N/m^2 ou Pa)

Pour l'os cortical de fémur, Reilly et Burstein (1975) ont annoncé $\tau_{\max} = 68 \text{ Mpa}$ [11]

III/ DONNEES BIBLIOGRAPHIQUES

1/ Les dispositifs de torsion

Peu de publications traitent de la réalisation pratique des tests en torsion, en particulier lorsqu'ils concernent des sollicitations dynamiques.

En 1976, L. Strömberg et N. Dalèn ont développé un appareil destiné à mesurer la résistance en torsion des os longs [38]. Celui-ci a été utilisé par la suite dans diverses études [30][39]. Ces premiers tests en torsion ont montré que, afin de limiter les mouvements indésirables des spécimens au cours des tests, l'encastrement des épiphyses osseuses dans des socles en résine était une solution satisfaisante.

Au cours des tests, la vitesse angulaire appliquée était comprise entre 3 et 12°/s. Il est supposé que dans cet intervalle, le couple de torsion maximal est indépendant de la vitesse angulaire.

Des études récentes portent sur des tests en torsion réalisés sur des montages combinés clou centromédullaire – plaque [20][31]. L'os se trouvait dans une configuration encastré – guidé. Encastré signifie que les extrémités de l'os se trouvent dans des socles en résine, le tout étant renforcé au moyen de broche d'encrage. Guidé signifie qu'une liaison pivot glissant permet l'application d'un couple de torsion extérieur sans couplage en traction compression.

Des couples de torsion étaient appliqués autour de l'axe passant par le clou centromédullaire. Ces couples étaient créés en installant successivement une série de poids connus à l'extrémité d'un levier fixé lui-même à l'extrémité de l'axe de la liaison guidée. Deux inclinomètres, positionnés sur l'os, mesuraient les rotations des sections. Un couplemètre mesurait le moment du couple de forces appliqué.

Ce protocole permettait le calcul de la raideur en torsion des montages, en fonction du couple de torsion (donné par le couplemètre) et de l'angle unitaire de torsion (donné par l'inclinomètre).

Néanmoins, ces tests ont été réalisés de manière quasi statique discontinue, du fait de la mise en place de poids de masse de plus en plus importante. Un système assurant l'application continue de couples de force permettrait d'obtenir des résultats

plus précis et plus fiables. De plus, des tests en torsion dynamique sont impossibles sur un tel dispositif.

2/ Direction de la torsion appliquée

Le fémur est un os long asymétrique par rapport à son axe longitudinal. Les contraintes qui s'y appliquent ne sont donc pas homogènes sur sa surface corticale [35].

Comme cela a été expliqué précédemment, les propriétés mécaniques d'une structure (raideur, résistance) dépendent de sa géométrie. Cette asymétrie anatomique, permet de penser que la raideur en torsion d'un fémur, ou sa résistance, pourrait varier en fonction du sens, médial ou latéral, de torsion autour de son axe longitudinal.

En 1978, Netz et ses collaborateurs [35] ont étudié l'impact du sens de torsion, appliquée à des fémurs et des tibias jusqu'à la rupture. Les résultats n'ont pas mis en évidence d'effet significatif du sens de torsion sur la raideur et sur la capacité maximale en torsion.

Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que l'asymétrie est moins marquée au niveau de la diaphyse centrale, celle-ci étant quasiment cylindrique. En effet, les dissymétries de forme et les principales attaches musculaires sont situées aux extrémités des os longs, et se raréfient en région diaphysaire. Le sens de torsion ne semble donc avoir que peu d'influence sur les propriétés mécaniques.

3/ Influence de la congélation sur les propriétés biomécaniques des os

Pour des raisons pratiques, lors de la réalisation de tests mécaniques sur des os, il est fréquent d'utiliser des os congelés. En effet, enchaîner la collecte des spécimens et les tests mécaniques est souvent difficilement réalisable.

Il a longtemps été considéré que les effets de la congélation étaient suffisamment négligeables pour ne pas influencer les résultats des tests mécaniques [46]. Or, la succession des phénomènes de congélation – décongélation altère en partie l'organisation microscopique des tissus en général, et donc du tissu osseux en

particulier. Cette altération structurale laisse à supposer des modifications dans les propriétés mécaniques des os, suite à la congélation.

L. Strömberg et N. Dalen [46] ont estimé les effets de la congélation en réalisant des tests en torsion sur 10 paires de fémurs et 10 paires de tibias de chiens.. De chaque paire :

- ◆ Un os était utilisé frais, immédiatement après avoir été prélevé.
- ◆ Le controlatéral a d'abord subi une congélation à - 40°C, enveloppé dans une gaze humidifiée avec une solution saline physiologique. Puis, au bout de 48 heures, il a été décongelé à 37°C pendant 5 heures.

Les résultats des tests en torsion ont montré une diminution significative de la résistance en torsion et de l'angle de torsion maximal pour les os congelés par rapport aux os frais.

Les effets de la déshydratation sur les propriétés biomécaniques du tissu osseux ne sont pas négligeables ; les os congelés secs sont souvent plus cassants et moins résistants [21].

Une congélation des os, après les avoir enveloppés de compresses humidifiées à l'aide de solution de chlorure de sodium ou de Ringer lactate semble être une méthode admise.

4/ Analyse du déplacement chez le chien

Au cours d'un déplacement donné, le nombre de pas effectués par le chien dépend étroitement de sa taille, de son âge, de son tempérament, de son éventuel inconfort [17]. Néanmoins, il a été estimé que, en moyenne, lors de la marche, un chien effectue 1,24 pas par seconde, ce qui signifie que chaque membre est soumis à 4500 cycles par heure. Et lors du trot, 2,5 pas par seconde, soit 9000 cycles par heure.

[37] Lors de l'appui maximal, le fémur est orienté à 110° de flexion par rapport au bassin, 105° en abduction, 0° en rotation [37] (Figure 12).

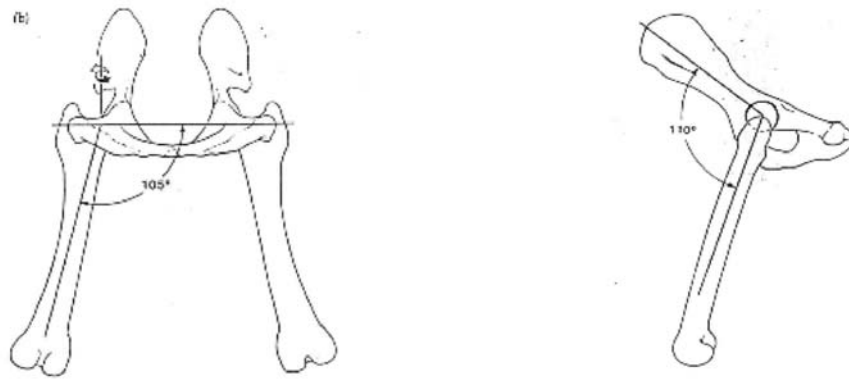


Figure 12 : Orientation des fémurs chez le chien lors de l'appui maximal [37]

Lors de la mise en charge, la corticale fémorale est soumise à des contraintes en compression, sur la face médiale du fémur, et à des contraintes en tension, sur la face latérale. Par ailleurs, un couple de torsion de 1,6 N.m maximum s'exerce sur la diaphyse fémorale au cours de la marche.

PARTIE 2

ÉTUDE EXPERIMENTALE

I/ PROBLEMATIQUE DE L'ETUDE

Lors de la locomotion, les os sont soumis à diverses contraintes en compression, en flexion, et en torsion.

Des contraintes en torsion exagérées peuvent survenir, par exemple, lorsque le membre est fermement ancré au sol, et que l'animal change brutalement de direction, ce qui provoque un moment de torsion important autour du membre [25][40]. Les muscles participent également à l'application de couples de torsion sur les os longs. En effet, leurs points d'attache à la surface de la corticale sont généralement perpendiculaires à l'axe longitudinal de l'os, correspondant au centre de la cavité médullaire. La contraction de ces muscles se traduit par un couple de torsion où le bras de levier est représenté par la distance séparant le centre de la cavité médullaire du point d'attache musculaire. Les contraintes en torsion sont importantes à prendre en compte lors du choix d'un montage d'ostéosynthèse. Les contraintes en cisaillement, consécutives aux forces de torsion, interfèrent avec le processus de cicatrisation osseuse.

Dans le cadre d'une ostéosynthèse biologique, différents types d'implants peuvent être utilisés. L'association clou centromédullaire – plaque vissée semble être une méthode prisee en chirurgie vétérinaire par sa souplesse d'utilisation et son coût raisonnable. Cette association se justifie par une prise en charge des contraintes par le clou qui préserve la plaque, par conséquent moins sollicitée. Lors de l'utilisation d'une plaque VCP, moins rigide qu'une plaque DCP, il est recommandé d'utiliser un clou centromédullaire dont le diamètre occupe 50% de la cavité médullaire.

Pour ce qui est du nombre de vis et du type de vis à utiliser, aucun consensus n'a été clairement établi. Le diamètre du clou limite l'utilisation de vis bicorticales, du fait du manque de place dans la cavité médullaire. Cette constatation appelle une question : d'un point de vue mécanique, est-il préférable de privilégier le diamètre du clou ou le nombre de vis bicorticales lors d'ostéosynthèse biologique ?

Le but de l'étude était de tester l'influence de l'implantation de différents types de vis, mono ou bicorticales, sur la raideur en torsion de montages clou – plaque. Ces montages ont été appliqués à des pertes de substance médio-diaphysaires sur des fémurs de chien, simulant une fracture comminutive non reconstructible.

Les différentes configurations de montages ont été soumises à un effort en torsion dynamique.

L'objectif de cette étude est d'améliorer la compréhension de la biomécanique des montages clou – plaque et d'élaborer des recommandations concernant le type de vis de fixation de la plaque.

Le préalable à la mise en œuvre des tests en torsion passe par la mise au point d'un banc de torsion.

Peu d'informations sont disponibles dans la littérature à propos des tests en torsion, d'autant plus lors de mise en charge dynamique. Cette thèse, inscrite dans cette problématique générale, avait pour objectif de mettre au point le banc de torsion.

II/ MATERIELS ET METHODES

A/ Matériels

1/ Les échantillons

Les fémurs ont été prélevés sur des chiens adultes de race beagle. Ils ont été sélectionnés pour l'homogénéité de leur stature et de leur poids (chiens d'en moyenne 10-12 kg de poids vif, avec une longueur fémorale d'environ 12 cm). Onze paires de fémurs ont été sélectionnées pour l'étude. Parmi elles, deux paires ont été utilisées dans le cadre de cette thèse.

Les fémurs ont été prélevés sur des cadavres frais puis nettoyés afin d'éliminer le maximum de tissus mous, principalement au niveau des régions épiphysaires, incluses ultérieurement dans de la résine. Dans l'attente de leur utilisation, ils ont été conservés dans des compresses imbibées de solution de NaCl 0,9% (Versol®) et congelés à -24°C. Avant leur utilisation, ils ont été décongelés en milieu humide et maintenus hydratés pendant toutes les étapes de préparation, d'inclusion, d'installation sur le banc de torsion et de tests mécaniques. La température du laboratoire est régulée par un climatiseur à 21°C.

Seuls les fémurs droits de chaque paire ont été conservés pour l'étude en torsion.

Les critères d'inclusion des fémurs dans l'étude ont été :

- ◆ Une longueur totale comprise entre 11 et 13 cm
- ◆ Une largeur médullaire d'environ 6 mm en regard de l'isthme fémoral
- ◆ Une fermeture complète des cartilages de conjugaison
- ◆ Une absence de signe radiographique de maladie osseuse

Ces critères ont été évalués par des radiographies préliminaires, selon deux incidences de face et profil (Figure 13).



Figure 13 : Radiographies de face et profil d'une paire de fémurs [52]

Les mesures morphologiques ont été effectuées sur les radiographies de face. L'axe médullaire du fémur était défini comme l'axe passant par le milieu de la cavité médullaire en regard de la moitié et du quart proximal du fémur (Figure 14). La longueur totale du fémur, notée L_T , correspondait à la distance comprise entre le sommet du grand trochanter et l'extrémité la plus distale des condyles fémoraux (Figure 14 et tableau III page 67). La largeur médullaire, notée I_m , a été mesurée perpendiculairement à l'axe fémoral, en regard de l'isthme, zone la plus étroite du canal médullaire (Figure 14 et tableau III page 67).

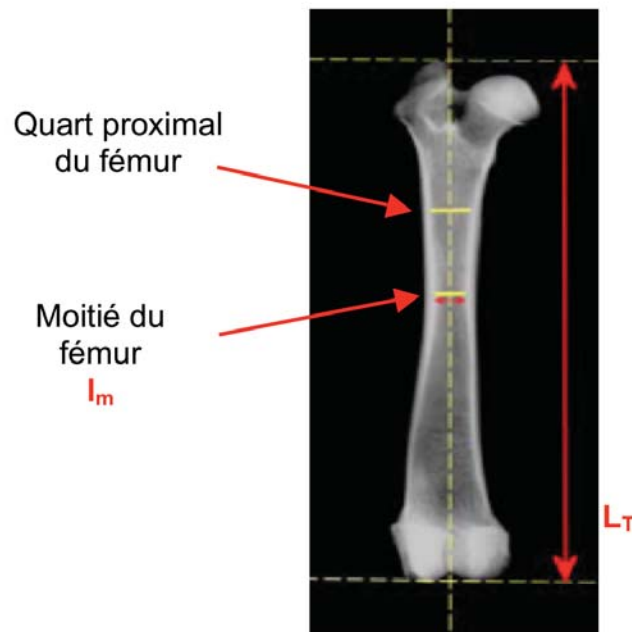


Figure 14 : Exemple de mesures morphologiques [52]

L_T : Longueur totale du fémur

I_m : largeur médullaire au niveau de l'isthme

Les fémurs inclus dans l'étude devaient répondre à des critères morphologiques homogènes de façon à s'adapter au même matériel d'ostéosynthèse (diamètre du clou, des vis et longueur de la plaque), permettant ainsi de comparer les différents montages.

2/ Modèle d'ostéosynthèse de fracture comminutive médio-diaphysaire

a/ Montage d'ostéosynthèse et perte de substance diaphysaire

Le montage d'ostéosynthèse comprend :

- ◆ Une plaque VCP (Veterinary Cuttable Plate, SYNTHES™) pour vis de 2.0/2.7 mm, coupée à 13 trous
- ◆ Six vis de 2 mm de diamètre auto-taraudantes
- ◆ Un clou centromédullaire (clou de Steinmann) de 3 mm de diamètre.

Le diamètre de la section du clou centromédullaire a été choisi de sorte qu'il occupe 50% de la cavité médullaire en regard de l'isthme, pour garantir une raideur optimale du montage.

Le clou a été inséré de manière normograde sur l'os intact, depuis la fosse trochantérienne jusqu'à l'épiphyse distale fémorale. La plaque a ensuite été contournée sur la face latérale du fémur intact.

Les vis ont été numérotées de 1 à 6 de la plus proximale vers la plus distale. Seuls six trous sur les treize disponibles ont été utilisés, en plaçant trois vis à chaque extrémité de la plaque. Les sept trous de la partie centrale de la plaque ont été laissés vides. Les trous des vis n°1 et n°6 du montage ont été percés sans poser les vis de façon à déterminer l'emplacement du centre de la plaque.

Le modèle de fracture comminutive a été créé par la réalisation d'une ostectomie fémorale de 12 mm, centrée sur le point correspondant au milieu de la plaque. Une section à la scie manuelle a été effectuée de part et d'autre de ce point, sur toute la circonférence de la diaphyse pour délimiter le cylindre d'os cortical à retirer. Ce cylindre a été refendu par une ostéotomie axiale à la scie oscillante pour permettre son élimination.

La plaque a ensuite été mise en place, ainsi que l'intégralité des vis. Les vis n°1 et n°6, dont les trous avaient été préalablement percés dans l'os, ont permis de maintenir la longueur de l'ostectomie à 12 mm. Les vis ont été serrées à l'aide d'un tournevis équipé d'un limiteur de couple à 0,3 N.m (TORQUELEADER™ Minor FH®) afin de garantir la standardisation de l'intensité du serrage.

Concernant les vis pour lesquelles une implantation mono ou bicorticale est possible (vis n° 1, 2, 5, 6), le trou de la vis a été percé directement de façon bicorticale, même si la vis est mise en place de façon monocorticale. Cela évitait de léser le pas de vis ultérieurement, en perçant une première fois de façon monocorticale pour mettre une vis monocorticale, puis un seconde fois de façon bicorticale pour la remplacer par une vis bicorticale.

Deux broches de 1.2 mm ont ensuite été mises en place dans les épiphyses proximale et distale afin d'optimiser leur ancrage dans la résine.

Trois types de montages différents ont été testés (Figure 15 et tableau I).

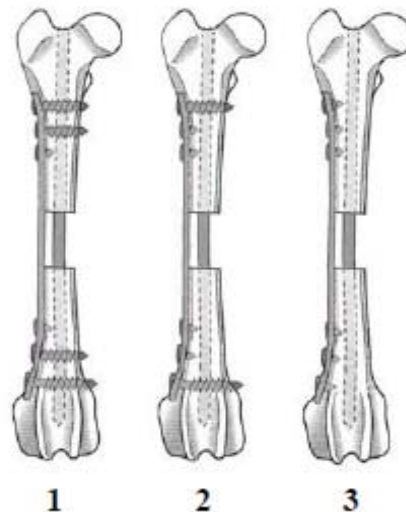


Figure 15 : Représentation des 3 configurations de montages testées

N° Montage	Vis n°1	Vis n°2	Vis n°3	Vis n°4	Vis n°5	Vis n°6
1	Bicorticale	Bicorticale	Monocorticale	Monocorticale	Bicorticale	Bicorticale
2	Bicorticale	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale	Bicorticale
3	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale	Monocorticale

Tableau I : Types d'implantation des vis dans les 3 montages testés

Les trois types de montage ont été testés successivement sur un même fémur, en respectant l'ordre des montages 1, 2 puis 3.

b/ Encastrement des fémurs

L'encastrement des fémurs a été réalisé par inclusion des extrémités proximale et distale des fémurs dans de la résine polyuréthane (RENSHAPE™ Rencast FC52® polyol et isocyanate).

L'axe de torsion a été déterminé par l'axe du clou centromédullaire, peu différent de l'axe longitudinal du fémur. Le clou a été laissé plus long en zone proximale du fémur et a servi de repère de verticalité et de centrage. Une potence spécifique a été développée pour permettre le maintien de cette position de choix lors de l'inclusion. Cette potence comprend sur sa partie basse un système de coffrage démontable permettant l'inclusion distale (Figure 16 a).

Un agent de démoulage siliconé en spray DEM 40™ a été utilisé préalablement à l'inclusion, afin de faciliter le retrait du coffrage.

Les parties incluses du fémur étaient limitées au grand trochanter et au col fémoral, pour la région proximale et aux condyles fémoraux pour la région distale. Des précautions ont été apportées afin d'éviter l'inclusion des extrémités de la plaque dans la résine.

L'inclusion a été réalisée en deux étapes successives :

- ◆ Inclusion de la partie distale (Figure 16 a et b) : Le clou, dépassant du fémur en région proximale, a été fixé au centre de la potence. La partie distale a été incluse dans la résine. Après 20 minutes de séchage de la résine, le clou a été raccourci de manière à ne plus dépasser de la fosse sous-trochantérienne.
- ◆ Inclusion de la partie proximale : Le bloc de résine a été retourné et fixé sur la partie haute de la potence de manière à pouvoir inclure la partie proximale du fémur dans le coffrage.

La résine a ensuite séché environ pendant 12 heures pour atteindre ses propriétés mécaniques définitives.

Enfin, les blocs de résine ont été percés pour permettre le passage de deux tiges filetées dans chaque bloc, permettant de solidariser l'ensemble os/résine au banc de torsion.

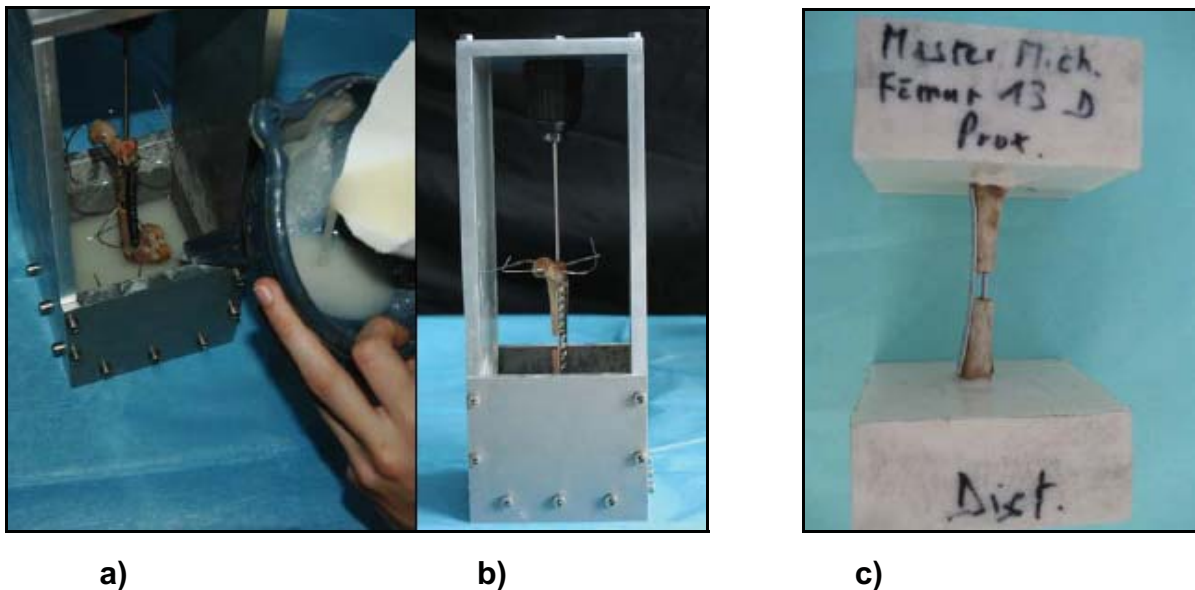


Figure 16 : Photographie du dispositif d'inclusion avec sa potence et du fémur après encastrement [52]

- a) Inclusion de la partie distale du fémur dans la résine
- b) Potence avec système de coffrage démontable dans sa partie basse
- c) Fémur encasté et indentifié

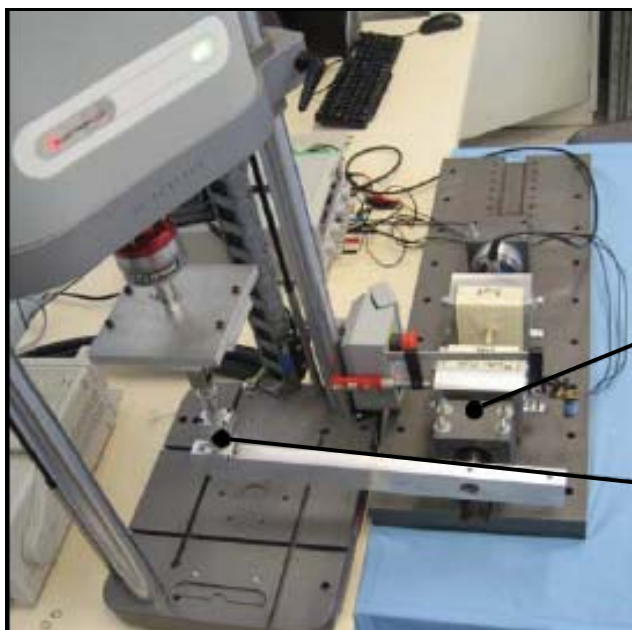
3/ Dispositif de torsion

Une configuration encastree – guidée de l'os a été choisie pour les essais.

Les montages ont été soumis à une torsion statique et dynamique, grâce à une presse INSTRON™ ElectroPuls E1000®. Celle-ci possède une capacité dynamique de ± 1 kN, une capacité statique de ± 710 N, une course de 60 mm, une plage de fréquence étendue jusqu'à 200 Hz. Elle a été dotée d'un capteur de force Dynacell™ et a été asservie en déplacement.

La force exercée par la presse a été transmise à une barre en acier reliée à l'axe de torsion du banc. Un assemblage de deux liaisons glissières (permettant un mouvement dans les deux directions du plan horizontal) et d'une rotule a été interposé entre la traverse de la presse et cette barre en acier. Enfin, un roulement combiné (roulement axial et radial (Figures 17 et 18) reliait cette barre à l'encastrement de l'os, déterminant l'axe de torsion. Le guidage a donc été réalisé par une liaison pivot – glissant permettant d'appliquer un couple de torsion extérieur sans couplage en traction – compression. La force exercée par la presse a ainsi été convertie en couple de torsion, appliqué autour de l'axe déterminé par le clou centromédullaire. Ce système étant isostatique, garantissait le fonctionnement du dispositif et la constance du couple appliqué (Figures 17 et 18).

Le montage d'ostéosynthèse a été positionné de telle sorte que l'axe du clou centromédullaire soit confondu avec l'axe du couplemètre (situé à l'extrémité encastree du dispositif) et de la liaison guidée (située à l'extrémité libre du dispositif).



Roulement combiné
(roulement axial et radial)

Liaisons glissières
(permettant un mouvement dans
les 2 directions du plan horizontal)

a)

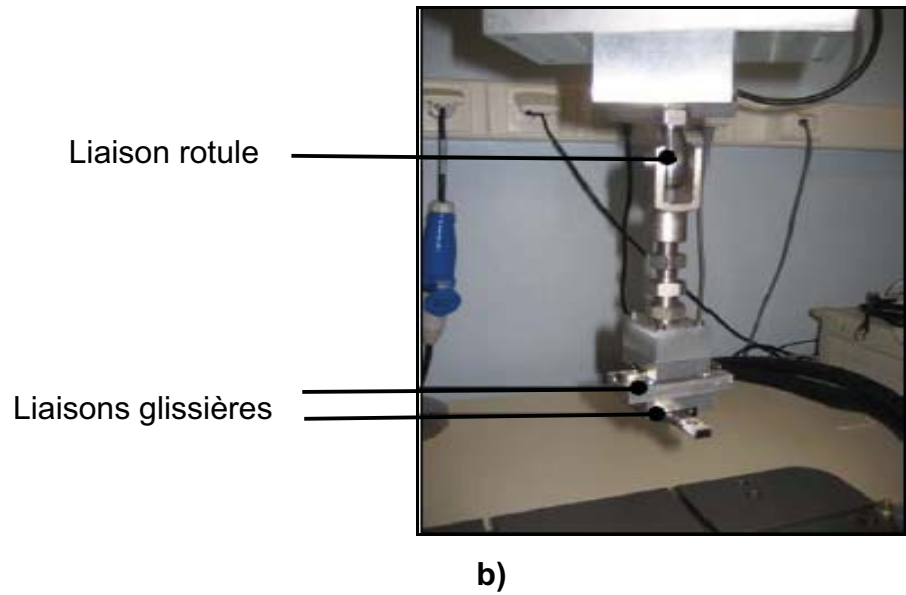


Figure 17 : Photographies du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique [52] : a) vue générale, b) vue rapprochée

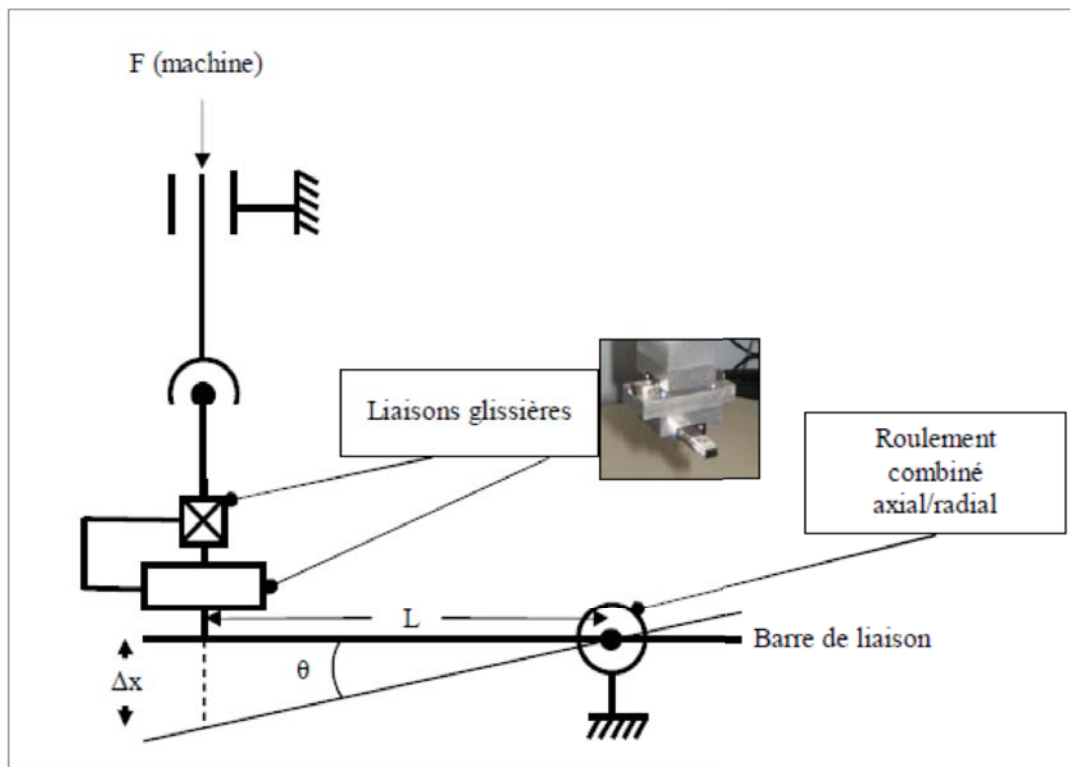


Figure 18 : Schéma du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique (vu dans l'axe longitudinal du fémur encasté) [52]

4/ Dispositif de mesure

L'effort F a été mesuré par le capteur de force de la presse (INSTRONTM Dynacell[®] 2527-130). Le capteur de force possède une capacité de 1 kN et une sensibilité de 0,5% entre 1% et 100% de la capacité. Il a été utilisé lors des mises en charge statiques uniquement.

Le déplacement vertical Δx de la traverse a été mesuré grâce au capteur de la machine, utilisé lors des mises en charges statiques uniquement.

Le couple C exercé sur les fémurs a été mesuré grâce à un couplemètre non rotatif (SCAIMETM DF30) possédant une étendue de mesure de ± 10 N.m, une précision de 0,2% et une sortie en tension. Il a été utilisé lors des mises en charge statiques et dynamiques (Figure 19).

Le signal de sortie a été amplifié et filtré par un conditionneur de signal analogique (SCAIMETM CPJ[®]). Ce dernier possède une classe de précision de 0,005% et est équipé d'un filtre passe-bas à 10 Hz. Le conditionneur a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 24 V et alimentait lui-même le couplemètre à 10 V.

Un inclinomètre (capteur d'inclinaison sans contact TMETM PMPS 20L) a permis de mesurer la rotation de la partie encastree de la poutre la plus proche de la machine (Figure 19). Il possède une étendue de mesure de $\pm 20^\circ$ et une sortie en tension. Il a été utilisé lors des mises en charge statiques et dynamiques. Il a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 8 V.

L'utilisation de l'inclinomètre n'était pas indispensable pour connaître la rotation de la poutre, mais elle a permis de vérifier les valeurs de rotation calculées à partir du déplacement vertical de la traverse.

L'acquisition des données issues des capteurs extérieurs à la presse (couplemètre via le conditionneur et l'inclinomètre) a été réalisée par un système d'acquisition synchronisé (KYOWATM PCD-320A). L'ensemble du dispositif de mesure est présenté sur la figure 20.

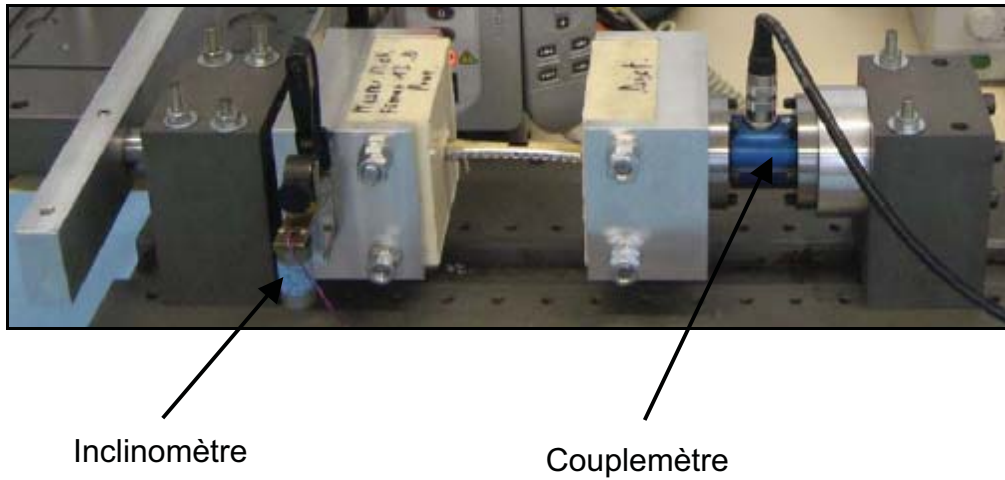


Figure 19 : Photographie du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion [52]

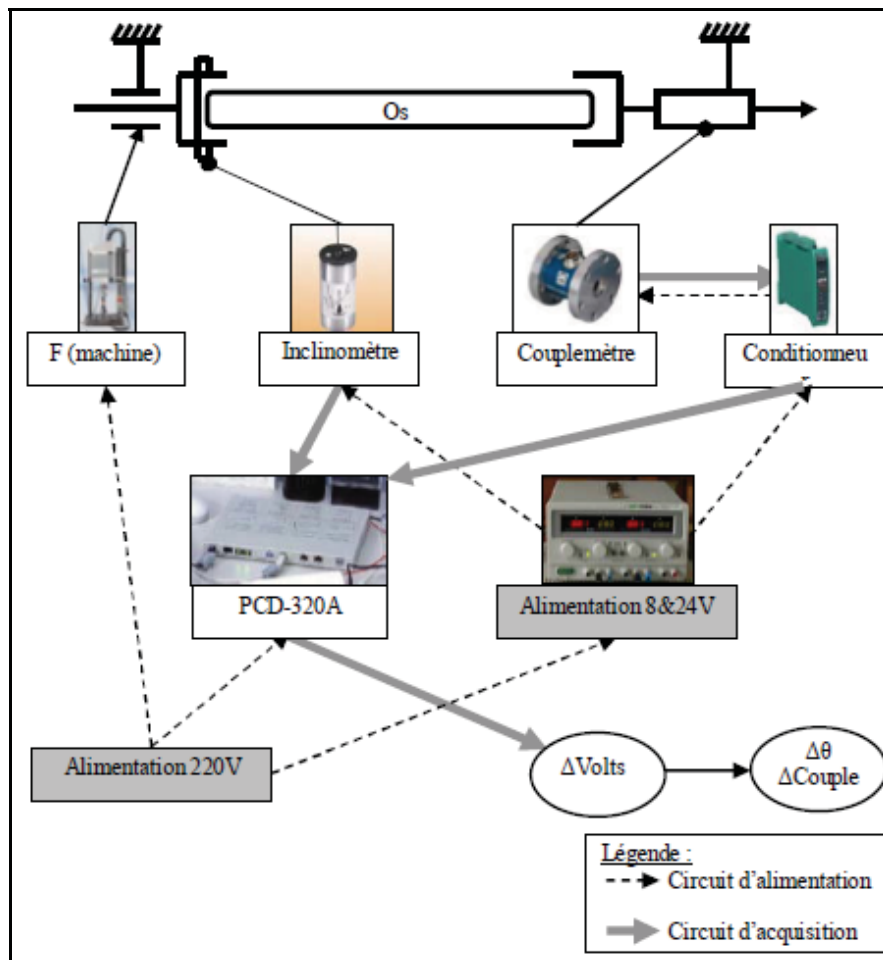


Figure 20 : Schéma de fonctionnement du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion [52]

B/ Méthodes : validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

1/ Etalonnage du couplemètre

Le couplemètre a été étalonné en mesurant la tension de sortie obtenue en lui appliquant différents couples connus (tableau IV page 68). Pour cela, une pièce métallique a été fabriquée puis fixée sur le couplemètre. La géométrie de cette pièce métallique permettait d'y poser des poids variables, à une distance connue du centre de la pièce (Figure 21).

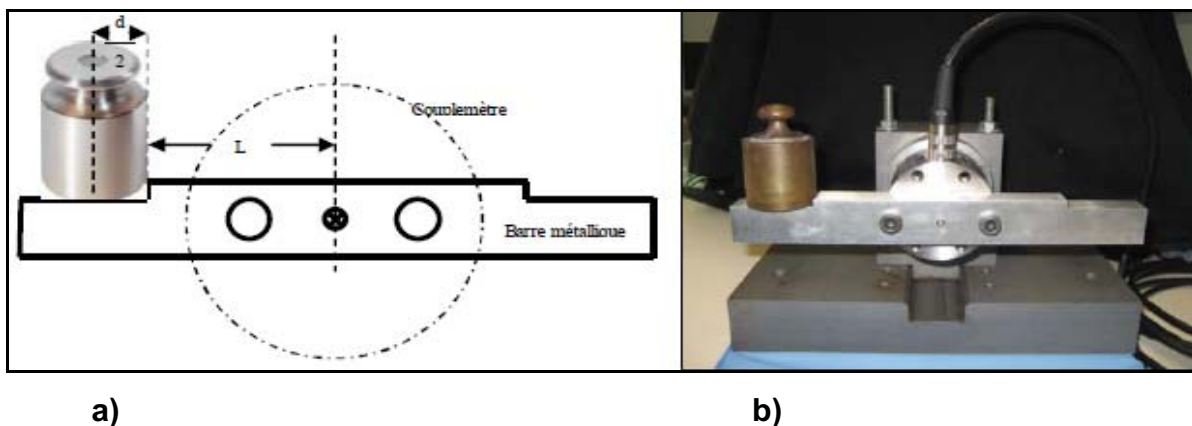


Figure 21 : Schéma (a) et photographie (b) présentant le dispositif d'étalonnage du couplemètre [52]

Le couple appliqué sur le couplemètre a été calculé à l'aide de la formule suivante :

$$C = F \cdot [L + (d/2)] = m \cdot g \cdot [L + (d/2)]$$

Avec

C : le couple appliqué (N.m)

m : la masse posée sur la barre (kg)

g : l'accélération de la gravité ($9,81 \text{ m.s}^{-2}$)

L : la longueur depuis le centre de la barre jusqu'au décrochement ($74,5 \cdot 10^{-2}$)

d : le diamètre du poids posé sur la barre (m)

Une courbe d'étalonnage du couplemètre a été obtenue en reliant le couple appliqué à la tension lue. La pente de la droite a permis de déterminer le coefficient d'étalonnage du couplemètre (Figure 25 page 67).

2/ Etalonnage de l'inclinomètre

L'inclinomètre est étalonné en mesurant la tension de sortie obtenue en le positionnant selon différents angles connus. On trace la courbe linéaire représentant l'angle en fonction de la tension, puis on calcule sa pente par régression linéaire, réalisant ainsi l'étalonnage de l'inclinomètre (Tableau V et figure 26 page 68)

3/ Tests préliminaires sur des matériaux non biologiques

Plusieurs tests en torsion statique ont été effectués en utilisant successivement des éprouvettes cylindriques en aluminium, de module de Young connu et de dimensions connues (Figure 22 et tableau II page 66)

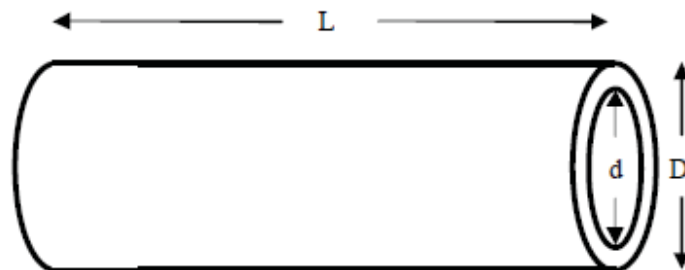


Figure 22 : Schéma des cotes des éprouvettes utilisées [52]

La comparaison de la raideur théorique calculée et de la raideur mesurée a permis la validation du banc de torsion. La raideur en torsion mesurée a été obtenue en mesurant la pente de la partie linéaire de la courbe du couple appliqué en fonction de l'angle de torsion.

La raideur théorique a été calculée à l'aide de l'équation suivante :

$$K = (G \cdot I_0) / L = [G \cdot \pi \cdot (D^4 - d^4)] / (32 \cdot L)$$

et

$$G = E / [2 \cdot (1 + \nu)]$$

Avec

K : la raideur en torsion du dispositif (N/m)

G : le module de rigidité ou module de Coulomb (N/m²)

I₀ : le moment polaire d'inertie (m⁴)

L : la longueur du tube (m)

D : le diamètre externe du tube (m)

d : le diamètre interne du tube (m)

E : le module d'élasticité ou module de Young (N/m²)

ν : le coefficient de Poisson

C/ Méthodes : mise en charge des montages

clou – plaque

1/ Sollicitations appliquées aux montages clou – plaque

Les montages d'ostéosynthèse ont été soumis à une torsion statique avec une vitesse de déplacement vertical de 1 mm/min et une torsion dynamique lente à une fréquence de 2 Hz. La presse était pilotée en déplacement grâce au logiciel INSTRONTM Console[®]. La méthode définissant les sollicitations a été programmée à l'aide du logiciel INSTRONTM WaveMatrix[®].

Le protocole global comprenait (Figure 23) :

- ◆ Un pré cyclage de 10 cycles suivi d'une mise en charge en torsion statique du montage Cette étape a permis d'obtenir la courbe du couple en fonction de l'angle de torsion. Tous les montages ont été testés dans un sens de torsion horaire.
- ◆ Une mise en charge en torsion dynamique de 100 cycles.
- ◆ Une mise en charge en torsion statique du montage permettant d'obtenir une nouvelle courbe du couple en fonction de l'angle de torsion.

- ◆ Une mise en charge en torsion dynamique de 1000 cycles.
- ◆ Une mise en charge en torsion statique du montage
- ◆ Une mise en charge en torsion dynamique de 5000 cycles.
- ◆ Enfin, une mise en charge en torsion statique finale est effectuée

Ces tests successifs sont permis car on se maintient dans le domaine d'élasticité de l'os. Un retour à l'état initial de l'os est donc effectif après chaque torsion statique, n'affectant ainsi pas le test suivant.

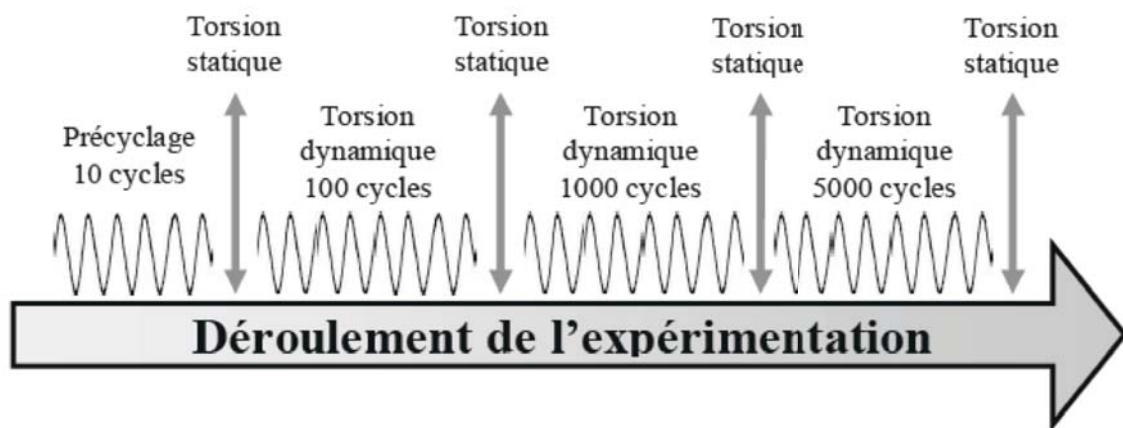


Figure 23 : Schéma des sollicitations successives appliquées sur les montages [52]

La mise en charge en torsion dynamique a été réalisée selon une sinusoïde sans pré-charge (Figure 24).

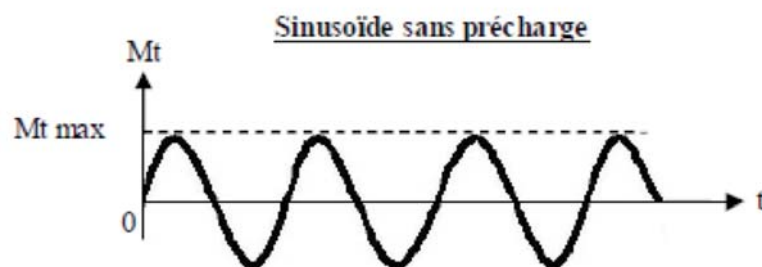


Figure 24 : Courbe de mise en charge en torsion dynamique des montages en fonction du temps [52]

2/ Calcul de la raideur en torsion statique des montages clou – plaque

Les appareils de mesure ont permis d'obtenir une courbe du couple exercé en fonction de l'angle de torsion. La raideur en torsion du montage a été obtenue par calcul de la pente de la partie linéaire de la courbe du couple en fonction de l'angle de torsion, avant application d'un cyclage dynamique sur le montage et après chaque application des cyclages suivants. Un exemple de courbe est donné par la figure 28 (page 65). Celle-ci représente le couple appliqué en fonction de l'angle de torsion pour la quatrième torsion statique sur le fémur n°2 appareillé avec le montage n°1.

La tenue des vis a été vérifiée, à la fin de chaque essai, par resserrage des vis à l'aide du tournevis équipé du limiteur de couple. Ceci permettait d'observer un éventuel desserrage des vis au cours de l'essai, qui était alors consigné.

III/ RESULTATS

1/ Caractéristiques des matériaux non biologiques testés

Les premiers tests ont été effectués sur trois poutres en aluminium dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau II :

Matériau de la poutre	Longueur utile (mm)	Diamètre externe (mm)	Diamètre interne (mm)	Module de Young (MPa)	Coeff de Poisson
Aluminium	105	6	5	75000	0,3

Tableau II : Caractéristiques des poutres utilisées pour les tests

2/ Caractéristiques des fémurs testés

Sur les onze paires de fémurs sélectionnées pour l'étude, deux ont été utilisées dans le cadre de cette thèse. Les tests ont été effectués sur les fémurs droits de chaque paire. Leurs caractéristiques sont présentées dans le tableau III :

N° Fémur	Sexe	Longueur totale L_T (mm)	Diamètre médullaire I_m (mm)
1	F	114	6
2	F	126	5

Tableau III : Mesures morphologiques des fémurs droits utilisés

3/ Etalonnage du couplemètre

Le couplemètre délivre une tension en fonction du couple appliqué.

Masse (kg)	Poids (N)	Diamètre d (m)	Couple (N.m)	Tension lue (mV)
0	0	0	0	0
100×10^{-3}	0,981	24×10^{-3}	0,386	0,195
200×10^{-3}	1,962	32×10^{-3}	0,808	0,410
500×10^{-3}	4,905	42×10^{-3}	2,131	1,085
1	9,81	52×10^{-3}	4,486	2,275

Tableau IV : Etalonnage du couplemètre

On trace la courbe linéaire représentant le couple appliqué en fonction de la tension lue (Figure 25).

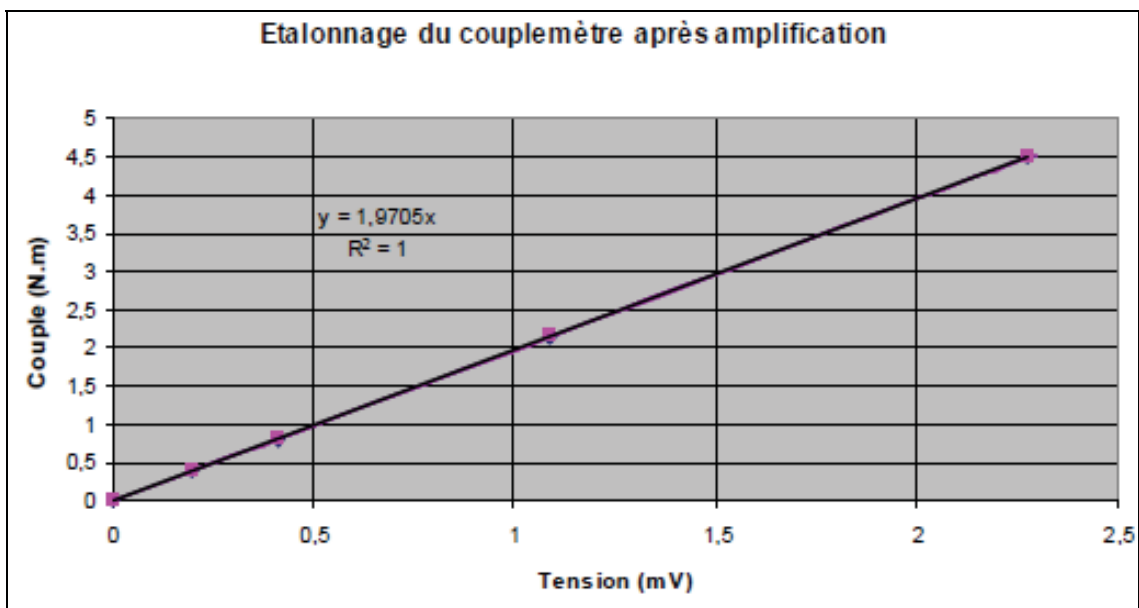


Figure 25 : Courbe d'étalonnage du couplemètre

Le coefficient d'étalonnage obtenu par régression linéaire est égal à 1,9705 d'où :

$$\text{Couple (N.m)} = 1,9705 * \text{Tension (mV)}$$

4/ Etalonnage de l'inclinomètre

Angle réel (°)	Tension lue (V)
-20	3,430
-10	3,690
0	4,000
10	4,290
20	4,565

Tableau V : Etalonnage de l'inclinomètre

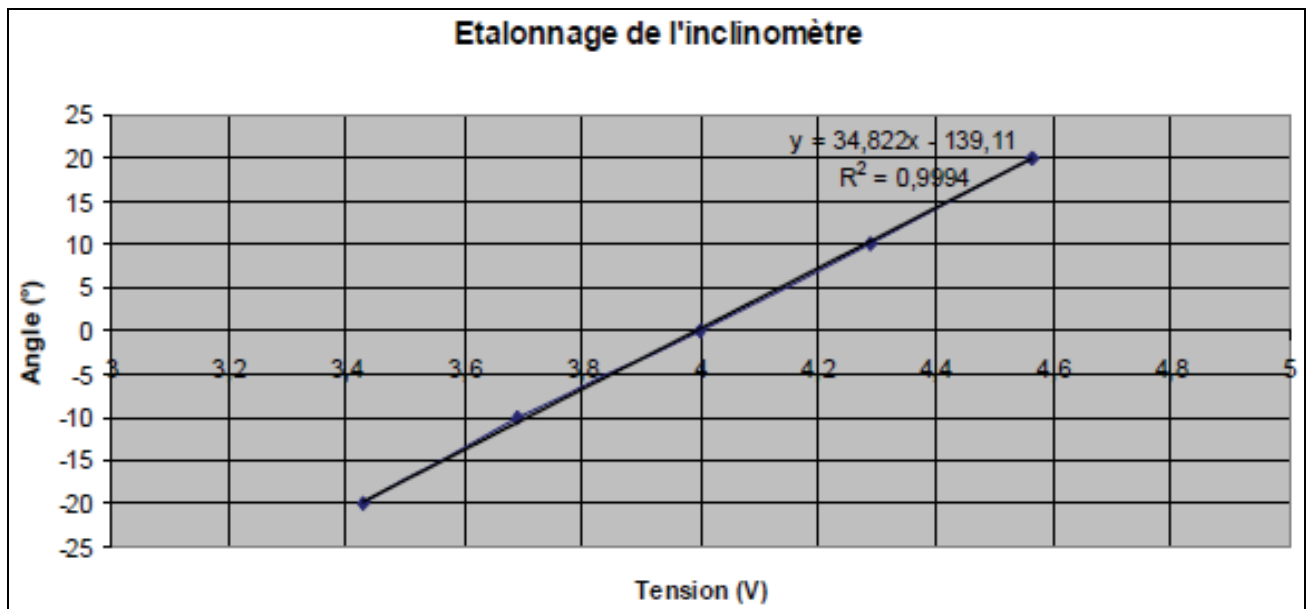


Figure 26 : Courbe d'étalonnage de l'inclinomètre

Le coefficient d'étalonnage obtenu par régression linéaire est égal à 34,822 d'où :

$$\text{Angle (}^\circ\text{)} = 34,822 \cdot \text{Tension (V)} - 139,11$$

Avec $r^2 = 0,9994$

5/ Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesures

Les résultats de l'étude préliminaire sur les éprouvettes cylindriques ont été regroupés dans le tableau VI. Il comprend les résultats des calculs de raideur en torsion, à partir des courbes couple en fonction de l'angle de torsion (Figure 27).

N° Poutre	Nature de la poutre	Type de solicitation	Raideur en torsion		
			Théorique (N.m/rad)	Expérimentale (N.m/rad)	Ecart relatif (%)
5	Aluminium	Sinusoïde de précyclage (10 cycles) puis rampe relative +10/-10 mm	18,10	15,57 (0,99)	13,98
6	Aluminium	Pas de précyclage puis rampe relative +10/-10 mm	18,10	17,28 (1,00)	4,53
7	Aluminium	Pas de précyclage puis rampe relative +20/-20 mm	18,10	16,07 (1,00)	11,22

Tableau VI : Résultats des tests de validation du banc de torsion et du dispositif de mesure

La valeur entre parenthèses représente le coefficient de régression linéaire r^2 .

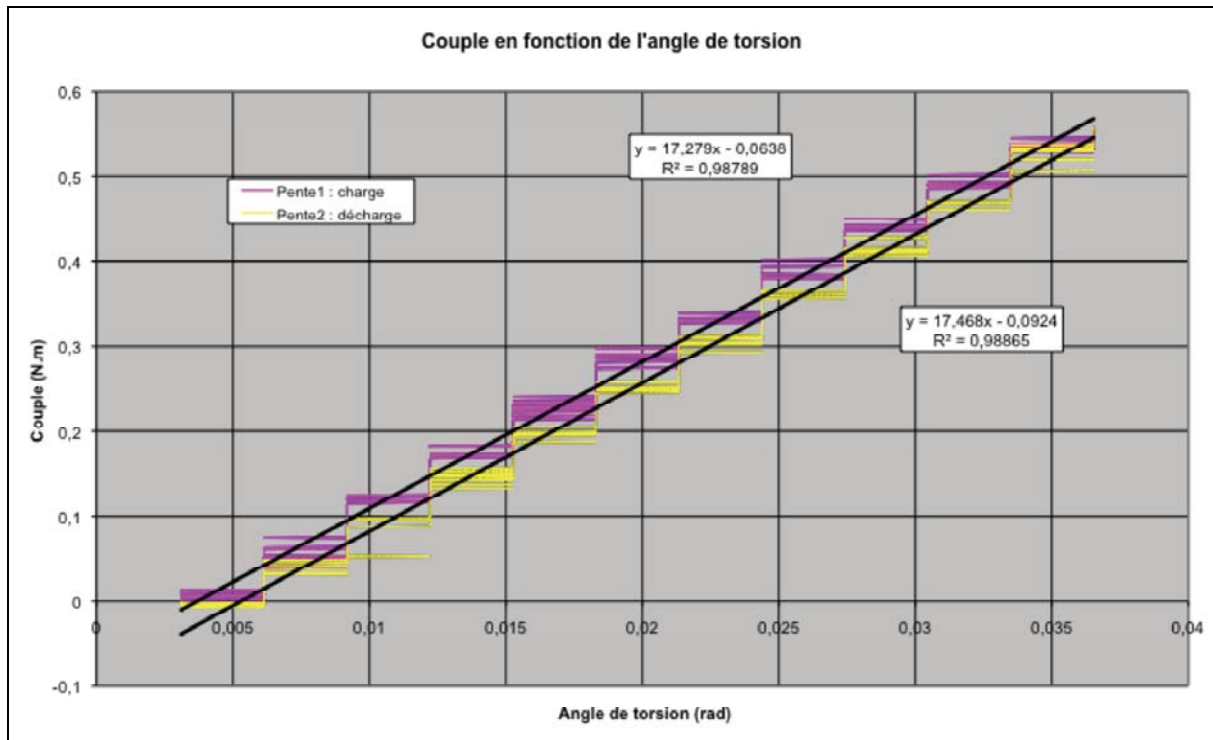


Figure 27 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour l'éprouvette en aluminium n°2

6/ Calcul de la raideur en torsion statique des montages clou – plaque

Les résultats des calculs de raideur en torsion des courbes du couple en fonction de l'angle de torsion (Figure 28) des montages clou-plaque ont été regroupés dans le tableau VII.

N° essai PCD	N° essai Instron	N° fémur	N° montage	Type de courbe	Raideur1 (N.m/rad)	Raideur2 (N.m/rad)	Raideur3 (N.m/rad)	Raideur4 (N.m/rad)	Desserrage vis
Dynamique1	Essai1	2 D	1	Sinusoïde de précyclage x 10, puis rampe relative +15/-15 mm, v = 1 mm/mn (0,2°/mn)	3,14 (0,99) 3,36 (0,99)	3,10 (0,99) 3,40 (0,99)	3,17 (0,99) 3,44 (0,99)	3,18 (0,99) 3,39 (0,99)	Non
Dynamique2	Essai2		2		2,83 (0,99) 3,18 (0,99)	2,81 (0,99) 3,20 (0,99)	2,93 (0,81) 3,19 (0,99)	2,90 (0,99) 3,20 (0,99)	Non
Dynamique7	Essai7		3		2,27 (0,99) 2,78 (0,99)	2,49 (0,99) 2,74 (0,99)	2,64 (0,97) 2,78 (0,99)	2,63 (0,98) 2,79 (0,99)	Non
Dynamique4	Essai4	1 D	1		3,00 (0,99) 3,40 (0,99)	3,11 (0,98) 3,35 (0,99)	3,31 (0,99) 3,49 (0,99)	3,27 (0,98) 3,59 (0,99)	Non
Dynamique5	Essai5		2		3,10 (0,99) 3,54 (0,99)	3,19 (0,99) 3,37 (0,99)	3,22 (0,99) 3,54 (0,99)	3,32 (0,99) 3,57 (0,99)	Non
Dynamique6	Essai6		3		2,48 (0,99) 2,55 (0,99)	2,29 (0,99) 2,42 (0,99)	2,35 (0,98) 2,47 (0,99)	2,27 (0,99) 2,41 (0,99)	Non

Tableau VII : Résultats des calculs de raideur en torsion des montages clou – plaque

Raideur 1 : raideur calculée sur la première phase de torsion statique.

Raideur 2 : raideur calculée sur la deuxième phase de torsion statique.

Raideur 3 : raideur calculée sur la troisième phase de torsion statique.

Raideur 4 : raideur calculée sur la dernière phase de torsion statique.

Les deux valeurs au sein d'une même cellule correspondent aux valeurs calculées sur la courbe de charge (au-dessus) et sur la courbe de décharge (au-dessous), la valeur entre parenthèses représente le coefficient de régression linéaire r^2 .

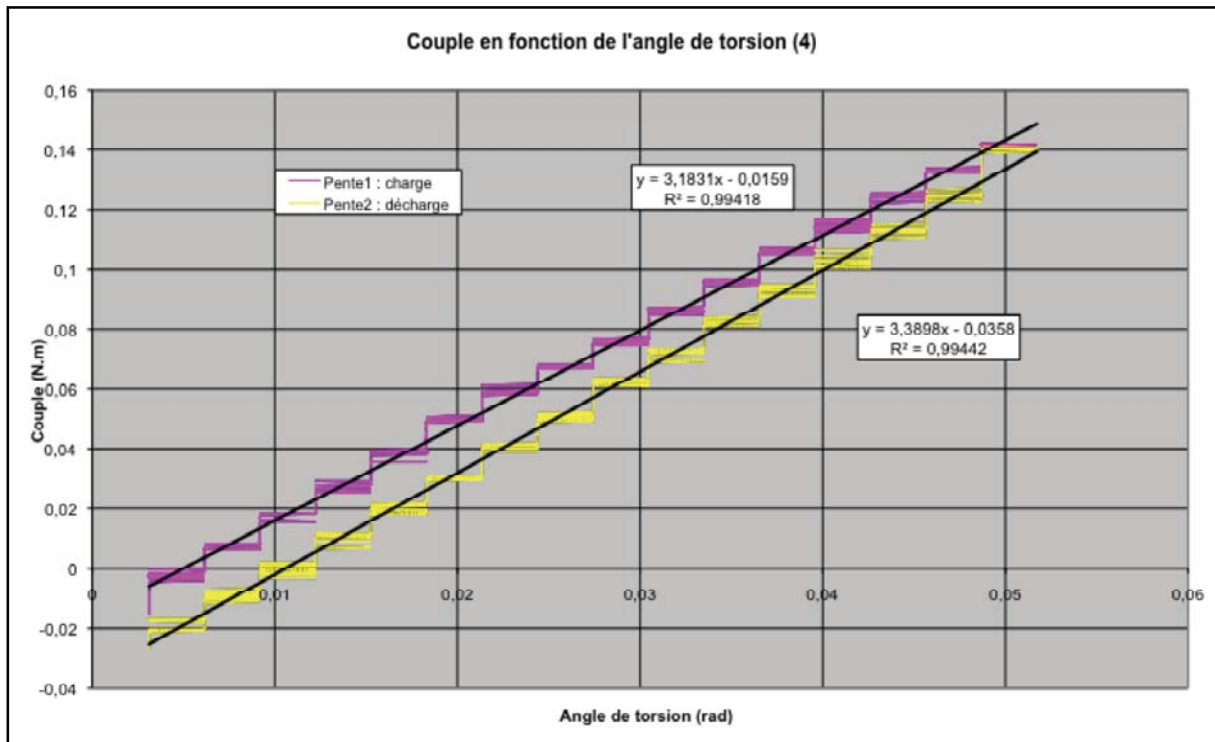


Figure 28 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour la dernière phase de torsion statique sur le fémur n°2 appareillé par le montage n°1

PARTIE 3

DISCUSSION

Cette étude s'inscrit dans une problématique concernant le choix du montage appliqué au traitement des fractures médio-diaphysaires comminutives du fémur du chien. L'objectif consiste à comparer différentes configurations de montage de type clou-plaque dans une approche biologique. L'objectif de ce travail de thèse était de développer et valider un dispositif de torsion statique et dynamique, permettant de comparer mécaniquement ces différents montages.

I/ CHOIX DES CONDITIONS EXPERIMENTALES

L'objectif de l'étude était d'exercer des forces de torsion sur différents montages d'ostéosynthèse, et ce, en s'affranchissant autant que possible de toute autre nature de force.

En 2008, une étude proposait d'adapter une machine, initialement prévue pour des tests en tension/compression, pour permettre la réalisation de tests en torsion [47] (Figure 29). Le principe était de mettre en tension un câble vertical, entraînant la rotation d'une poulie et d'un axe dans la continuité duquel était fixé un tibia longitudinalement. L'extrémité distale du spécimen (la plus éloignée de la poulie) était fixée à un système de liaison guidée autorisant les mouvements le long de l'axe mais interdisant les mouvements de rotation. Ceci permettait de s'accommoder du changement de longueur de l'os au cours de la torsion et de ne pas créer de forces de tension/compression.

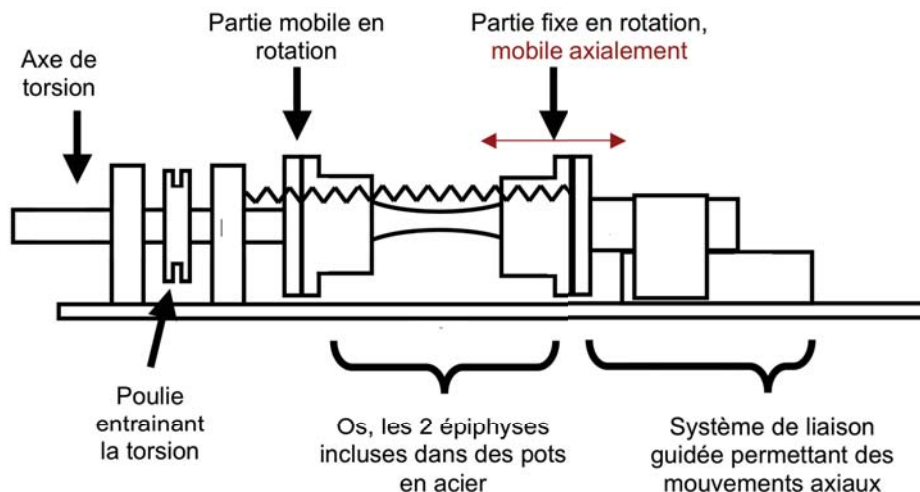


Figure 29 : Schéma d'un dispositif pour la réalisation de tests en torsion [47]

Une autre étude de 2003, qui réalisait des tests en torsion sur des os de bovin et de poulet, décrit un système similaire [53]. L'extrémité distale de l'os, sur laquelle ne s'exerçait pas le couple de torsion, était fixée à une plaque qui ne pouvait glisser qu'axialement. Elle ne pouvait en aucun cas faire des mouvements de rotation. Ces deux études décrivent une méthode permettant d'appliquer aux spécimens testés une force de torsion uniquement.

La machine utilisée dans notre étude était, elle aussi, initialement conçue pour des tests en traction/compression. Le banc de torsion a été entièrement conçu et fabriqué par l'équipe de notre laboratoire. La première différence avec les machines décrites précédemment concernait la façon dont le mouvement vertical du verrin était converti en torsion, par le biais d'une barre de liaison en acier reliée à l'axe de torsion du banc (Figures 17 et 18 page 58). L'association d'une rotule et de liaisons glissières entre le verrin et la barre de liaison permettait le fonctionnement du banc de torsion sans endommagement de la liaison entre le verrin et la barre de liaison et également l'application d'un couple d'intensité constante sur la partie mobile du spécimen. La seconde différence résidait dans la présence d'un roulement combiné, autorisant un mouvement axial et radial entre la partie mobile du spécimen et la barre de liaison. La partie mobile du spécimen pouvait donc se déplacer sans restriction en translation axiale et en rotation, éliminant par le fait les forces de tension/compression appliquées sur les montages au cours des tests, alors que dans les autres machines, c'est la partie non mobile en rotation qui était dotée d'une possibilité de mouvement axial.

Le système de torsion ainsi conçu pour notre étude pouvait donc être qualifié d'isostatique car on limitait au maximum la suppression des degrés de liberté des pièces de l'assemblage constituant le banc de torsion.

Au cours des tests, les montages d'ostéosynthèse ont été successivement soumis à des torsions statiques avec une vitesse de déplacement vertical de 1 mm/min et à des torsions dynamiques lentes à la fréquence de 2 Hz.

Le choix de cette fréquence a été effectué à partir de données concernant la physiologie du déplacement du chien [17]. En effet, il a été démontré que la fréquence des cycles correspondant à la marche au pas chez le chien était égale à

1,25 – 2 Hz (soit 4500 à 7500 cycles/pas par heure de marche). Ainsi, le choix d'une fréquence de torsion de 2 Hz permettait de rester dans les conditions physiologiques. Par ailleurs, une étude de Page et al. 1993 [37] a montré, par évaluation des contraintes exercées sur l'os cortical, que lors de la marche, un couple de torsion de 1,6 N.m maximum s'appliquait sur la diaphyse fémorale. Ainsi, la mise en charge des montages d'ostéosynthèse testés a été choisie de sorte à ne pas dépasser la valeur seuil de 1,6 N.m.

II/ RESULTATS DE L'ETUDE

1/ Résultats de validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

L'étude préliminaire sur les éprouvettes cylindriques en aluminium a révélé un écart relatif entre la valeur théorique et la valeur expérimentale compris entre 4,53 et 13,98%, selon les essais.

Cette différence peut être attribuée à la qualité de l'aluminium qui compose les éprouvettes, qui ne permet pas de garantir une valeur théorique précise. En outre, la géométrie imparfaite des cylindres creux constituant les éprouvettes, ont entraîné des imprécisions dans le calcul du moment polaire d'inertie. L'imprécision de ces paramètres qui interviennent dans le calcul de la raideur en torsion théorique pourrait expliquer les faibles différences entre les raideurs théoriques et expérimentales.

L'utilisation d'éprouvettes cylindriques pleines, de géométrie plus précise et constituées d'un aluminium de meilleure qualité, aurait peut-être permis l'obtention de résultats plus proches des valeurs théoriques attendues.

Néanmoins, l'écart relatif entre les valeurs théoriques et expérimentales est faible, ce qui indique une bonne justesse ou exactitude des mesures et des calculs.

2/ Résultats des tests sur fémurs appareillés

Après validation de la méthodologie de sollicitation, de mesure et de calcul de la raideur en torsion sur des matériaux non biologiques, deux fémurs, soit six montages, ont été soumis à des torsions statiques et dynamiques.

Analyse des courbes de couple en fonction de l'angle de torsion

Au cours des essais, que ce soit sur les éprouvettes en aluminium ou les fémurs appareillés, les deux phases de charge et de décharge ont été étudiées. Le caractère linéaire des courbes de couple en fonction de l'angle de torsion, en charge et en décharge, a montré que les tests demeuraient dans le domaine élastique des matériaux. Ceci signifie que les spécimens, os et éprouvettes, ont retrouvé leur état initial après chaque mise en charge, sans affecter les tests suivants.

Les paliers observés sur la courbe pourraient correspondre au phénomène de conversion du signal analogique émanant de l'inclinomètre en signal numérique par le système d'acquisition. Ce phénomène n'empêche pas d'avoir une régression linéaire de bonne qualité (r^2 très proche de 1 dans tous les cas). Il serait nécessaire d'améliorer la qualité du signal et/ou de l'amplifier afin de diminuer ce phénomène.

Influence du type de montage sur les propriétés mécaniques

Du montage n°1 (4 vis bicorticales et 2 vis monocorticales) au montage n°3 (6 vis monocorticales), les raideurs de torsion diminuent. Néanmoins, pour un des deux fémurs (fémur n°1), des valeurs très proches sont obtenues sur les montages n°1 et n°2. Il est cohérent d'attendre qu'un montage à 4 vis bicorticales et 2 vis monocorticales soit plus raide qu'un montage à 6 vis monocorticales. C'est ce que tendent à montrer les résultats obtenus à partir de ces deux premiers fémurs. L'absence de différence nette, pour un des deux fémurs, entre les montages n°1 et n°2 (respectivement 4 vis bicorticales et 2 vis bicorticales) pourrait révéler le rôle majeur de la vis bicorticale placée en position la plus extrême. Il faudrait confirmer ce résultat sur un plus grand nombre de fémurs appareillés.

Cette importance de l'implantation mono- ou bicorticale des vis les plus périphériques a déjà été mise en évidence par Davenport *et al* [54]. Son équipe a mené une étude comparative in vitro sur des paires de fémurs canins appareillés par des plaques DCP de même modèle. La seule différence résidait dans l'implantation monocorticale des vis périphériques sur un des fémurs de chaque paire et bicorticale sur le fémur controlatéral. Dans le premier groupe, les fémurs étaient intacts et dans le second groupe, les fémurs avaient subi une ostéotomie. Tous les spécimens ont été testés en torsion jusqu'à rupture. Les résultats ont révélé une énergie à la rupture, une raideur en torsion et un angle de torsion à rupture significativement supérieurs

lorsque les montages présentaient des vis périphériques bicorticales par rapport aux montages dotés de vis périphériques monocorticales, pour le second groupe.

La valeur moyenne des raideurs en torsion obtenue au cours des tests se situe autour de 3 N.m/rad (de 2,27 N.m/rad à 3,59 N.m/rad).

Une étude biomécanique préalable a été réalisée en 2007 [20]. Des tests en torsion quasi statique discontinue, réalisés sur différents montages clou – plaque appareillant des fémurs de chiens, avaient permis d’obtenir des courbes couple en fonction de l’angle unitaire de torsion ($^{\circ}/\text{mm}$). Le format des fémurs, prélevés sur des Beagles, était identique à celui de notre étude. Les résultats donnaient, pour l’équivalent de notre montage 3, une raideur en torsion de 2,12 à 7,41 (N.m)/($^{\circ}/\text{mm}$) et, pour l’équivalent de notre montage 1, une raideur en torsion de 2,50 à 10,08 (N.m)/($^{\circ}/\text{mm}$), sans pouvoir mettre en évidence de différence significative de raideur entre ces 2 montages. Etant donné la dispersion de ces résultats, il est difficile de comparer nos résultats avec ces derniers. Néanmoins, il est à noter que les raideurs en torsion, obtenues dans notre étude, se situent dans la moyenne de celles de cette étude de 2007.

Dans une étude de Dueland et al. [16] réalisée sur des fémurs de chien de 23 kg (soit environ le double du poids des chiens utilisés dans notre étude), les valeurs obtenues étaient nettement plus élevées. Cette étude avait permis de déterminer une raideur en torsion, sur des fémurs intacts, de 90 ± 25 N.m/rad. Sur des fémurs ayant subi une ostectomie de 3 mm et appareillés par un clou verrouillé, les raideurs variaient de 12,6 à 36,7 N.m/rad, selon la taille du clou et le nombre de vis. Ces valeurs indiquent une raideur en torsion nettement supérieure pour le clou verrouillé comparativement à celles obtenues pour les montages clou – plaque de notre étude. Il serait intéressant de comparer ces deux types de montages de façon plus rigoureuse, par des essais *in vitro* dans des conditions expérimentales similaires, sur des paires de fémurs identiques.

Influence des sollicitations dynamiques sur les propriétés mécaniques

Au cours d’un essai, l’alternance torsion statique, torsion dynamique, ne semble quasiment pas modifier la raideur en torsion d’un montage. En outre, aucun

desserrage de vis n'a été observé. Cela indique une absence de lâchage des d'implants, jusqu'à 6100 cycles de sollicitations dynamiques.

Néanmoins, seuls deux fémurs ont été testés, ce qui interdit tout traitement statistique des données. Des essais supplémentaires sont nécessaires pour confirmer (ou infirmer) ces premiers constats. De plus, il est estimé que chaque membre d'un chien, marchant au pas, est soumis à 4500 cycles par heure. Le membre d'un animal en convalescence, marchant au pas une heure par jour, serait donc soumis au minimum à 31500 cycles par semaine. Les sollicitations dynamiques à 6100 cycles sont insuffisantes pour évaluer la solidité du montage dans le temps. Un protocole comprenant un nombre de cycles plus important conduisant à la rupture des montages, permettrait de déterminer le niveau minimal de contraintes ou le nombre minimal de cycles associé au lâchage des implants.

III/ BIAIS POTENTIELS DE L'ETUDE

L'étude préliminaire et les premiers tests réalisés sur les fémurs appareillés ont permis de mettre au point et de tester la faisabilité du protocole. Ces tests ont également mis en évidence un certain nombre de biais ou de paramètres à prendre en compte pour améliorer la pertinence du protocole.

1/ Incidence du mode de conservation des échantillons

Pour des raisons pratiques, le protocole impose l'utilisation de fémurs de chien, conservés par congélation. Or, il a été montré que la congélation altérait de façon non négligeable la microstructure du tissu osseux, et donc, modifiait les propriétés mécaniques des os testés [46].

Cet effet a été limité en optant pour une congélation dans un environnement humide et en maintenant de façon permanente l'hydratation de l'os lors des tests [21]. Par ailleurs, l'étude consistait en une comparaison de divers montages. La standardisation de la procédure a donc permis de travailler dans des conditions uniformes, et de s'affranchir du biais lié au mode de conservation des échantillons.

2/ Influence de l'intensité de serrage des vis sur la plaque

Toutes les vis ont été serrées de façon identique, au moyen d'un tournevis équipé d'un limiteur de couple à 0,3 N.m. Cette méthode a permis de standardiser le serrage des vis et d'améliorer la fiabilité de la comparaison des montages entre eux. En effet, sans ce contrôle, les vis pourraient être serrées avec des couples de serrage variables modifiant l'intensité des phénomènes de friction entre la plaque et l'os.

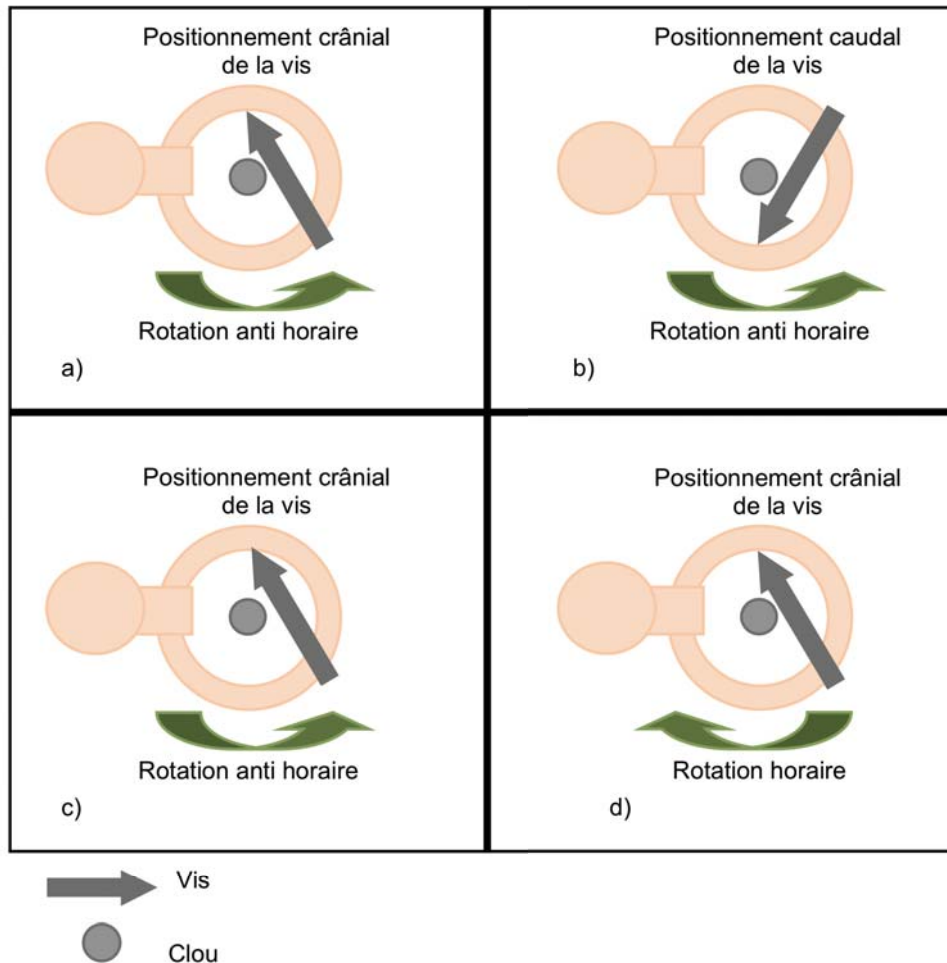
3/ Influence du positionnement des vis par rapport au clou et du sens de torsion

Toutes les vis ont été placées dans l'os caudalement au clou, de façon à pouvoir comparer les montages entre eux, en s'affranchissant de la variation du paramètre du positionnement des vis par rapport au clou. De même, les spécimens utilisés sont tous des fémurs droits et toutes les torsions ont été effectuées selon un sens horaire, de façon à pouvoir comparer les montages selon des modes de mise en charge identiques.

En effet, le positionnement des vis par rapport au clou pourrait potentiellement avoir une influence sur la raideur du montage, en fonction du sens de torsion appliquée au montage (Figure 29). Ce phénomène a été observé dans une étude en torsion statique sur des fémurs canins appareillés [20].

L'étude de Déjardin et al [13] a montré une rupture de pente sur des courbes représentant le couple en fonction de l'angle de rotation d'un clou verrouillé, lors de tests en torsion. Cette équipe a mis en évidence un mouvement de la vis dans le trou du clou, créant une raideur avant butée et une raideur après butée.

La constance des pentes obtenues sur les courbes de raideur en fonction de l'angle de rotation sur les fémurs testés, semble exclure un conflit éventuel entre les vis de la plaque et le clou centro-médullaire.



- a) Butée de la vis sur le clou : raideur à priori supérieure
- b) Absence de butée de la vis sur le clou : raideur à priori inférieure
- c) Butée de la vis sur le clou : raideur à priori supérieure
- d) Absence de butée sur le clou : raideur à priori inférieure

Figure 30 : Schémas en coupe transversale illustrant l'influence potentielle :

- **Du positionnement de la vis par rapport au clou centromédullaire dans la diaphyse fémorale (a et b)**
- **Du sens de torsion (c et d)**

4/ Influence de l'utilisation d'un même os pour les essais de plusieurs montages

Il pourrait être critiquable de tester plusieurs montages sur un même os. En effet, cela implique de réutiliser des trous de vis, qui ont déjà subi des sollicitations

dynamiques. Le filetage dans l'os, créé par le taraudage lors de la mise en place de la vis, subit-il des micro-lésions lors des essais dynamiques ?

Les mesures de raideur avant et après sollicitations dynamiques ne semblent pas varier. Cela tend à prouver que le pas de vis ne subit pas de dommage macroscopiquement détectable.

En outre, les montages testés en premier sont ceux avec le maximum de vis bicorticales. Les os sont donc percés de manière à recevoir le maximum de vis bicorticales, ce qui évite d'abimer le filetage osseux lors du perçage d'une seconde corticale en repassant au travers de la première.

5/ Influence de la géométrie de l'os

Les os retenus pour l'étude ont été standardisés au maximum, créant un échantillonnage homogène tant pour la longueur du fémur que pour son diamètre médullaire au niveau de l'isthme. Ces tests ne peuvent être réalisés selon des sollicitations de torsion pure car l'os n'est pas un cylindre parfait. De plus, même si l'axe de rotation du montage est confondu avec celui du clou centromédullaire, il est impossible de garantir le positionnement parfait de ce clou au centre de l'os. Par conséquent, l'axe de rotation ne correspond pas exactement à l'axe neutre du fémur testé et demeure un paramètre difficile à standardiser.

CONCLUSION

Cette étude entre dans le cadre d'une investigation plus vaste qui tente de répondre à 2 questions qui se posent fréquemment en orthopédie vétérinaire. Quelle est l'influence de l'implantation des vis d'un montage clou-plaque sur sa raideur en torsion et quelle est l'influence sur le montage des sollicitations mécaniques dynamiques associées la marche?

Préalablement à la réalisation des tests visant à répondre à ces questions, la mise au point du banc de torsion et du système de mesure ainsi que sa validation ont été nécessaires.

Les résultats de validation, obtenus sur matériaux non biologiques (éprouvettes en aluminium), ont montré une bonne justesse, avec environ 10% d'écart relatif entre les valeurs théoriques et expérimentales.

Par ailleurs, à l'occasion des premiers tests, les résultats sur fémurs appareillés, bien que partiels à ce jour, ont montré des raideurs en torsion variables d'un montage à l'autre. Pour l'un des deux fémurs, la raideur en torsion était décroissante du montage comprenant 4 vis bicorticales et 2 vis monocorticales, au montage comprenant 2 vis bicorticales et 4 vis monocorticales puis au montage comprenant 6 vis monocorticales. Pour l'autre fémur, les raideurs en torsion des deux montages comprenant des vis bicorticales étaient équivalentes entre elles, mais dans tous les cas supérieures aux raideurs du montage comprenant exclusivement des vis monocorticales.

Les différentes raideurs en torsion d'un montage lors des 4 mesures effectuées au cours d'un essai ont été équivalentes et nous n'avons pas observé de desserrage des vis à l'issue des tests, indiquant une absence de lâchage des implants, jusqu'à 6100 cycles de sollicitation dynamique.

Néanmoins, ces résultats ne sont, pour l'instant, que des tendances et des essais supplémentaires, plus poussés, vont être nécessaires afin de pouvoir dégager des conclusions. De même, il serait intéressant d'utiliser un nombre de cycles plus

important, jusqu'à la rupture du montage pour déterminer le niveau minimal de contraintes ou le nombre minimal de cycles associé aux risques de lâchage d'implants.

Jusqu'alors, peu d'études de ce type, faisant appel à de la torsion dynamique, ont été décrites ou réalisées. Ainsi, le travail présenté par cette thèse a permis de valider un protocole d'étude en torsion dynamique qui sera utilisable dans le cadre de tests sur d'autres configurations de montages ou d'autres types de sollicitations.

L'objectif final de l'ensemble des travaux est de pouvoir en utiliser les résultats afin d'établir des recommandations quant à l'implantation mono ou bicorticale des vis et éventuellement de prévoir les conditions limites au delà desquelles les montages peuvent présenter des altérations en fatigue.

Bibliographie

1. AUTEFAGE A.

The point of view of the veterinary surgeon : Bone and fracture.
Injury. 2000 ; 31 : 50-55.

2. BEALE B.

Othopedic clinical techniques femur fracture repair.
Clin Tech Small Anim Pract. 2004 ; 19(3) : 134-150.

3. BEALE B.S.

Practical treatment of comminuted fractures for the general practitioner.
Proceed NAVC Conference, Orlando. 2007 ; pp. 869-872.

4. BOULET T.

Montage combiné plaque et enclouage centromédullaire.
Le Point Vétérinaire. 2004 ; 249 : 64-67.

5. BRINKER W.O.,OLMSTEAD M.L.,SUMNER-SMITH G.,PRIEUR W.D.

Manual of internal fixation in small animals.
Springer. 1998 ; 2nd edition.

6. BRINKER W.O.,PIERMATTEI D.L.,FLO G.L.

Handbook of small animal orthopedics and fracture treatment.
Saunders. 1990 ; 2nd édition.

7. BURSTEIN A.H.,CURREY J.,FRANKEL V.H.,LUNSET P.,VESSELY J.C.

The effect of screw holes.
J Bone Joint Surg Am. 1972 ; 6 : 1143-1156.

8. CHAMBON M.J.E.

Etude mécanique comparative de 2 montages d'ostéosynthèse en soutien :
Association clou centromédullaire et plaque sécable VCP vs clou verrouillé.
Th. Méd. Vet., Toulouse. 2003-TOU3-4089.

9. CHANOIT G.,MATHON D.H.,AUTEFAGE A.

Aspects fondamentaux de la cicatrisation osseuse et de sa pathologie : Application
aux pertes de substances osseuses diaphysaires.
Revue Méd Vét. 1999 ; 150(11) : 851-868.

10. CORDEY J. Introduction : Basic concepts and definitions in mechanics.

Injury. 2000 ; 31(Suppl. 3) : B1-13.

11. CORDEY J., GRÜTTER R., JOHNER R.

The mechanical strength of bones in torsion : application to human tibiae

Injury. 2000 ; 31(suppl. 3) : C68-71.

12. COUGHLAN A., MILLER A.

Manual of small animal fracture repair and management.

BSAVA. 2006 ; Revised reprint.

13. DEJARDIN L.M., LANSDOWNE J.L., SINNOTT M.T., SIDEBOTHAM C.G., HAUT R.G.

In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self tapping tapered locking design.

Am J Vet Res. 2006 ; 67(4) : 678-685.

14. DE KEYSER R., GEYSEN, LUYCKX F., SCHEPMANS M., VANDEKERCKHOVE P., VAN TILBURG J., VERHOEVEN G., VRANCKX R.

The use of plate and rod for the repair of complex and unstable fractures of femur, tibia and humerus.

Proceed ESVOT Congress, Munich. 2000 ; p.75.

15. DENNY H.R.

A guide to canine and feline orthopaedic surgery.

Blackwell Science. 1993 ; 3rd édition.

16. DUELAND R.T., BERGLUND L., VANDERBY R., CHAO E.Y.S.

Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur interlocking nail constructs.

Vet Surg. 1996 ; 25(5) : 386-396.

17. DUELAND R.T., VANDERBY R., MCCABE R.P.

Fatigue study of six and eight mm diameter interlocking nails with screw holes of variable size and number.

Vet Comp Orthop Trauma. 1997 ; 10 : 194-199.

18. FIELD J.R., TÖRNKVIST H., HEARN T.C., SUMNER-SMITH G., WOODSIDE T.D.

The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone.

Injury. 1999 ; 30(9) : 591-598.

19. GENTRY S.J., TAYLOR R.A., DEE J.F.

The use of veterinary cuttable plates : 21 cases.

J Am Anim Hosp Assoc. 1993 ; 29 : 455-459.

20. GOSSOT P.

Etude biomécanique in vitro en torsion d'un montage clou/plaque pontant une perte de substance médio diaphysaire fémorale ; influence du nombre de vis et de leur implantation mono ou bicorticale.

Mémoire Master Recherche. Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers. Paris. 2007 : 27.

21. GRIFFON D.J., WALLACE L.J., BECHTOLD J.E.

Biomechanical properties of canine corticocancellous bon frozen in normal saline solution.

Am J Vet Res. 1995 ; 56(6) : 822-825.

22. GUILLEMOT A., ASIMUS E., GILLES F., VACHER J.F.

Biological osteosynthesis of a comminuted femoral fracture in a cat using Pin- VCP plate combination.

Prat Méd Chir Anim Comp. 2003 ; 37 : 211-214.

23. HORSTMAN C.L., BEALE B.S, CONZEMIUS M.G., EVAN R.

Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail.

Vet Surg. 2004 ; 33(3) : 232-237.

24. HUBBARD M.J.S.

The fixation of experimental femoral shaft troque fractures.

Acta Orthop Scand. 1973 ; 44 : 55-61.

25. HULSE D., HYMAN B.

Biomechanics of fracture fixation failure.

Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1991 ; 21(4) : 647-667.

26. HULSE D., HYMAN W., NORI M., SLATER M.

Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin.

Vet Surg. 1997 ; 26(6) : 451-459.

27. HULSE D., FERRY K., FAWCETT A., GENTRY D., HYMAN W., GELLER S., SLATTER M.

Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain.

Vet Comp Orthop Traumatol. 2000 ; 13(4) : 185-190.

28. JOHNSON A.L., SMITH C.W., SCHAEFFER D.J.

Fragment reconstruction and bone plate fixation vs bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs : 35 cases (1987-1997).

J Am Med Vet Assoc. 1998 ; 213(8) : 1157-1161.

29. JONSSON U., STRÖMBERG L.

Uniformity in mechanics of long bones at torque : A dog experiment.

Acta Orthop Scand. 1984 ; 55(3) : 347-348.

30. JOURDAN G.H.T.

Etude biomécanique comparative de 2 montages d'ostéosynthèse dans le cadre du traitement d'une fracture fémorale diaphysaire comminutive : Une plaque DCP 2.7mm vs association d'un clou centromédullaire et 2 plaques VCP 2.0-2.7mm sandwichées.

Th. Méd. Vet., Toulouse. 2001-TOU3-4049.

31. MALAVAL V.N.

Comparaison de 6 montages combinés clou-plaque chez le chien : Etude mécanique expérimentale en torsion.

Th. Méd. Vet., Toulouse. 2009-TOU3-4047.

32. MATHON D.H., MATHON V., BERNARDI S.

Ostéosynthèse d'alignement et montage combiné chez un chien : à propos d'un cas.

Revue Méd Vét. 2000 ; 151 (8-9) : 821-828.

33. MC KIBBIN B.

The biology of fracture healing in long bones.

J Bone Joint Surgery. 1978 ; 60-B(2) : 150-162.

34. MC LAUGHLIN R.

Internal fixation : Intramedullary pins, cerclage wires, and interlocking nails.

Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1999 ; 29(5) : 1097-1116.

35. NETZ P., ERIKSSON K., STRÖMBERG L.

Torsional strenght and geometry of diaphyseal bone : An experimental study on dogs.

Acta Orthop Scand. 1978 ; 49(5) : 430-434.

36. NETZ P., ERIKSSON K., STRÖMBERG L.

Material reaction of diaphyseal bone under torsion : An experimental study on dogs.

Acta Orthop Scand. 1980 ; 51(1) : 223-229.

37. PAGE E.A., ALLAN C., JASTY M., HARRIGAN T.P., BRAGDON C.R., HARRIS W.H.

Determiation of loading parameters in the canine hip in vivo.

J Biomechanics. 1993 ; 26(4/5) : 571-579.

38. PALISSIER F.M.

Comparaison de 6 montages combinés clou-plaque chez le chien : Etude mécanique expérimentale.

Th. Méd. Vet., Toulouse. 2008-TOU3-4009.

39. PALMER R.H.

Biological osteosynthesis.

Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1999 ; 29(5) : 1171-1185.

40. PROVENZANIS S., PERETTI R., GIORDANO P., BOILEAU P., ARGENSON C.

Recouvrement par lambeau des fractures ouvertes du segment jambier par haute énergie.

Rev Chir Orthop. 1993 ; 78 : 99-110

41. RADASH R.M.

Biomechanics of bone and fractures.

Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1999 ; 29(5) : 1045-1081.

42. REEMS M.R., BEALE B.S., HULSE D.A.

Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats : 47 cases (1997-2001).

J Am Vet Med Assoc. 2003 ; 223(3) : 330-335.

43. REMEDIOS A.

Bone and bone healing.

Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1999 ; 29(5) : 1029-1043.

44. ROUL S.

Ostéosynthèse biologique et utilisation des plaques de soutien.

L'Action Vétérinaire. 1998 ; 1444 : 29-33.

45. STRÖMBERG L., DALÉN N.

Experimental measurement of maximum torque capacity of long bones.

Acta Orthop Scand. 1976 ; 47(3) : 257-263.

46. STRÖMBERG L., DALÉN N.

The influence of freezing on the maximum torque capacity of long bones : An experimental study on dogs.

Acta Orthop Scand. 1976 ; 47(3) : 254-256.

47. TYLER J.M., LARINDE W., ELDER S.H.

A device for performing whole bone torsional testing in a single axis linear motion testing machine.

- Vet Comp Orthop Trauma. 2008 ; 21 : 478-480.
48. VANNINI R. The plate/rod technique to stabilize comminuted fractures in cats.
Proceed ESVOT Congress, Munich. 2004 ; p.142.
49. VON PFIEL D.J.F., DÉJARDIN L.M., DECAMP C.E., MEYER E.G.,
LANSLOWNE J.L., WEERTS R.J.H., HAUT R.C.
In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an
interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae.
Am J Vet Res. 2000 ; 66(9) : 1536-1543.
50. POZZI A., LEWIS D.D.
Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dog.
Vet Comp Orthop Trauma. 2009 ; 22 : 316-320.
51. LATTE Y., MEYNARD J.A.
Manuel de fixation externe.
Edition PMCAC. 1997.
52. VERSET M.
Etude en torsion dynamique d'un montage clou-plaque sur fémur canin.
Mémoire Master Recherche. Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers. Paris.
2009 : 32
53. TAYLOR D., O'REILLY P., VALLET L., LEE T.C.
The fatigue strength of compact bone in torsion
J Biomech. 2003 ; 36 : 1103-1109
54. DAVENPORT S.R., LINDSEY R.W., LEGGON R., MICLAU T., PANJABI M.
Dynamic compression plate fixation : a biomechanical comparison of unicortical vs
bicortical distal screw fixation.
J Orthop Trauma. 1988 ; 2(2) : 146-50

Toulouse, 2010

NOM : MAISONOBE

Prénom : Aurore

TITRE : Mise au point d'un dispositif et d'un protocole de torsion dynamique pour l'étude du comportement en torsion de montages clou plaque sur fémurs canins.

RESUME : Cette étude se place dans le cadre de l'étude de montages d'ostéosynthèse combinés clou-plaque, appliqués à des fractures fémorales comminutives chez le chien. L'auteur se propose de mettre au point un dispositif et un protocole de torsion dynamique afin d'étudier le comportement en torsion des montages clou-plaque VCP 2.0 mm – 2.7 mm, ces derniers variant entre eux par le type de vis servant à fixer la plaque (mono ou bicorticale). Des essais préliminaires sur des poutres en aluminium ont démontré une bonne justesse des résultats et les premiers tests sur 2 fémurs appareillés tendent à mettre en évidence le rôle majeur des vis bicorticales les plus périphériques.

MOTS-CLES : BIOMECHANIQUE – FÉMUR – CHIEN – OSTÉOSYNTHÈSE - FRACTURE

ENGLISH TITLE : Developing a device and a dynamic torsion protocol for the study of torsional behaviour of plate-rod constructs on canine femurs.

ABSTRACT : The framework of this work was the study of plate-rod constructs on comminuted femoral fractures in a dog. The author intends to develop a device and a dynamic torsion protocol for the study of torsional behaviour of plate-rod constructs using 2.0-2.7 VCP. The variation of the construct was obtained by modifying the type (mono or bicortical) of screws used through the plate. Preliminary trials on aluminium beams showed good trueness and the first tests on 2 femurs tend to highlight the role of the most peripheral bicortical screws.

KEYWORDS : BIOMECHANICAL – FEMUR – DOG – OSTEOSYNTHESIS - FRACTURE

