



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 : 2900

To cite this document :

Malaval, Virginie (2009) [Comparaison de 6 montages combinés
clou-plaque chez le chien : étude mécanique en torsion](#) Thesis

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

COMPARAISON DE 6 MONTAGES COMBINES CLOU-PLAQUE CHEZ LE CHIEN : ETUDE MECANIQUE EXPERIMENTALE EN TORSION

THESE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement le 8 juin 2009
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse
par*

Virginie Nathalie MALAVAL

Née le 20 septembre 1983 à ROANNE (Loire, 42)

Directeur de thèse : M. le Professeur A. AUTEFAGE

PRESIDENT :

M. P. BONNEVIALE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :

M. A. AUTEFAGE

M. S. PALIERNE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRES INVITES :

M. P. SWIDER

Melle P. GOSSOT

Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Docteur vétérinaire

Ministère de l'Agriculture et de la Pêche
ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE 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. EECKHOUTTE	
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. TOUTAIN Pierre-Louis, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 1^o CLASSE

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

PROFESSEURS 2^o 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. CONCORDET Didier, *Mathématiques, Statistique, Modélisation*
M. DUCOS Alain, *Zootéchnie*
M. DUCOS DE LAHITTE Jacques, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
Mme GAYRARD-TROY Véronique, *Physiologie de la Réproduction, 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. PICALET Dominique, *Pathologie infectieuse*
M. SANS Pierre, *Productions animales*
Mme TRUMEL Catherine, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

INGENIEUR DE RECHERCHE

- M. TAMZALI Youssef, *Responsable Clinique Equine*
- M. REYNOLDS Brice, *Médecine, Ophtalmologie*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. JOUGLAR Jean-Yves, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

- M. 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*
- Mme BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle, *Biologie cellulaire et moléculaire*
- Mle BOULLIER Séverine, *Immunologie générale et médicale*
- Mme BOURGES-ABELLA Nathalie, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. BRUGERE Hubert, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- Mle CADIERGUES Marie-Christine, *Dermatologie*
- M. CORBIERE Fabien, *Pathologie des ruminants*
- Mle DIQUELOU Armelle, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
- M. DOSSIN Olivier, (DISPONIBILITE) *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
- M. FOUCRAS Gilles, *Pathologie du Bétail*
- M. GUERIN Jean-Luc, *Elevage et Santé avicoles et cunicoles*
- M. JACQUIET Philippe, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. JAEG Jean-Philippe, *Pharmacie et Toxicologie*
- Mle LACROUX Caroline, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*
- M. LYAZRHI Faouzi, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
- M. MATHON Didier, *Pathologie chirurgicale*
- M MEYER Gilles, *Pathologie des ruminants.*
- Mme MEYNAUD-COLLARD Patricia, *Pathologie Chirurgicale*
- M. MOGICATO Giovanni, *Anatomie, Imagerie médicale*
- M. MONNEREAU Laurent, *Anatomie, Embryologie*
- Mle PALIERNE Sophie, *Chirurgie des animaux de compagnie*
- Mme PRIYMENKO Nathalie, *Alimentation*
- Mme LETRON-RAYMOND Isabelle, *Anatomie pathologique*
- Mme TROGELER-MEYNADIER Annabelle, *Alimentation*
- M. VOLMER Romain, *Microbiologie et Infectiologie*
- M. VERWAERDE Patrick, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES CONTRACTUEL

- Mlle BUCK-ROUCH, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- M. CASSARD Hervé, *Pathologie du bétail*
- M. DOUET Jean-Yves, *Ophtalmologie*
- M. SEGUELA Jérôme, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- M VERSET Michaël, *Chirurgie des animaux de compagnie*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- Mle BIBBAL Delphine, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- M. CONCHOU Fabrice, *Imagerie médicale*
- M. GIN Thomas, *Production et pathologie porcine*
- M. LIENARD Emmanuel, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- M. NOUVEL Laurent, *Pathologie de la reproduction*
- M. RABOISSON Didier, *Productions animales*
- Mle TREVENNEC Karen, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*

A notre Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALE

Professeur des Universités

Praticien hospitalier

Chirurgie orthopédique et traumatologie

Qui nous a fait l'honneur de présider notre 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

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la direction de notre thèse et qui a entouré ce travail de ses précieux conseils.

Qu'il trouve ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

Mademoiselle le Docteur Sophie PALIERNE

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Pour sa bienveillance et l'aide précieuse qu'elle nous a apporté tout au long de la réalisation de ce projet.

Sincère reconnaissance

Aux membres du Jury invités,

Monsieur le Professeur Pascale SWIDER

Laboratoire de biomécanique EA3697-IRF30

UFR Médecine Purpan - Toulouse 3

Qui nous a aidé dans la réalisation de ce projet

Sincères remerciements

Mademoiselle le Docteur Pauline GOSSOT

Qui s'est particulièrement investie dans la réalisation de ce travail
Pour le plaisir que j'ai eu à travailler avec elle

Sincères remerciements

Mes plus sincères remerciements,

A ma famille,

Condamnée à me supporter du début à la fin, en passant par le milieu...

A mes amis,

Qui souffrent depuis moins longtemps, mais tout de même encore pour un petit moment.
Ils se reconnaîtront...enfin je l'espère !

Bref, à l'essentiel : pour tout et pour toujours

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....p11

PARTIE I : GENESE DE L'ETUDE.....p13

I Traitement des fractures diaphysaires fémorales comminutives.....p15

1- Modalités de la cicatrisation osseuse.....p15

1-1 Déroulement de la cicatrisation osseuse.....p15

1-1-1 Phase inflammatoire.....p15

1-1-2 Phase de réparation.....p17

1-1-3 Phase de remodelage.....p17

1-1-4 Cas particulier de la cicatrisation par première intention.....p19

1-2 Etude biomécanique de la cicatrisation osseuse.....p20

1-2-1 Evolution tissulaire du cal fracturaire.....p20

1-2-2 Notion de déformation interfragmentaire.....p20

1-2-3 Notion de section transversale du foyer de fracture.....p21

1-2-4 Cas particulier de la cicatrisation sous plaque :
notion de *stress protection*.....p22

2- Principes du traitement des fractures diaphysaires comminutives.....p23

2-1 Approche « mécanique » du traitement des fractures.....p23

2-2 Principes de l'ostéosynthèse biologique.....p26

2-2-1 Réduction et fixation.....p26

2-2-2 Stabilisation.....p27

2-2-3 Préservation de la vascularisation.....p28

2-2-4 Mobilisation active.....p29

II L'association clou/plaque.....p31

1- Propriétés mécaniques du montage clou-plaque.....p31

1-1 Comparaison d'un montage plaque vissée seule versus clou/plaque.....p31

1-2 Influence de la taille du clou sur la raideur du montage.....p32

2- Influence des vis sur la raideur d'un montage clou-plaque.....p36

2-1 Taille.....p36

2-2 Nombre.....p36

2-3 Position.....p37

2-4 Implantation.....p37

III	Biomécanique osseuse : la torsion.....	p39
1-	Notions générales et définitions.....	p39
2-	Importance clinique des forces de torsion	p43
3-	Paramètres biomécaniques d'une structure : courbe Moment d'un couple de forces/Angle unitaire de torsion.....	p44
3-1	Domaine élastique.....	p45
3-2	Domaine plastique.....	p45
4-	Nature des contraintes exercées par les forces de torsion.....	p47
5-	Paramètres biomécaniques d'un matériau : courbe Contrainte/Déformation..	p48
	<u>PARTIE II : ETUDE EXPERIMENTALE.....</u>	p53
I	Matériel et méthode.....	p55
1-	Echantillons.....	p55
1-1	Prélèvement et conservation des fémurs.....	p55
1-2	Critères d'inclusion des fémurs dans l'étude.....	p55
2-	Réalisation du modèle et du montage d'ostéosynthèse.....	p57
3-	Inclusion des fémurs dans la résine.....	p59
4-	Dispositifs de mesures.....	p61
4-1	Banc de torsion.....	p61
4-2	Mesures des rotations de section.....	p61
4-3	Mesures du moment du couple de forces.....	p62
4-4	Acquisition des données.....	p63
4-5	Calcul de la raideur de torsion.....	p64
5-	Essais préliminaires.....	p65
6-	Réalisation des tests mécaniques.....	p65
7-	Analyse statistique.....	p68
III	Résultats.....	p67
1-	Etalonnage du couplemètre.....	p67
2-	Courbe moment du couple de forces / angle unitaire de torsion.....	p67
3-	Calcul de la raideur.....	p68
4-	Calcul de la variance.....	p69
5-	Analyse statistique.....	p72

IV Discussion.....	p75
1- Justification de l'étude.....	p75
2- Limites de l'étude.....	p79
3- Interrogations.....	p83
CONCLUSION.....	p85
LISTE DES ILLUSTRATIONS.....	p87
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	p89

INTRODUCTION

Les fractures diaphysaires fémorales comminutives constituent une affection traumatique d'importance majeure en médecine humaine comme en médecine vétérinaire de par leur fréquence élevée, l'importance des lésions et la complexité du traitement.

Résultant d'un choc direct à haute énergie tel qu'un accident sur la voie publique, elles se caractérisent par la fragmentation du foyer de fracture et s'accompagnent de graves lésions de la vascularisation et des tissus mous environnants. Le processus de cicatrisation osseuse est alors fortement compromis par l'altération des deux conditions qui lui sont fondamentalement nécessaires : la vascularisation et la stabilité mécanique du foyer de fracture. Le traitement des fractures comminutives constitue donc un véritable défi pour le chirurgien orthopédiste.

Il y a quelques années, le traitement chirurgical classiquement décrit consistait en une reconstruction anatomique minutieuse de la colonne osseuse, associée à une fixation interne procurant une stabilité maximale au foyer de fracture afin d'obtenir une cicatrisation par première intention. Néanmoins, il est difficile de parvenir à réunir les conditions nécessaires à celle-ci, et tout particulièrement dans le cas de fractures comminutives pour lesquelles il est illusoire de chercher à rétablir une réduction anatomique parfaite. En outre les manipulations excessives du chirurgien amplifient les lésions préexistantes et rallongent la durée du temps opératoire. Ainsi de telles fractures traitées par reconstruction anatomique sont restées associées à un taux relativement élevé de complications.

Depuis une vingtaine d'années est apparu le concept d'ostéosynthèse biologique. Son objectif est de parvenir à un équilibre entre conditions biologiques et mécaniques afin d'établir un environnement optimal pour la cicatrisation du foyer de fracture. Ainsi, le chirurgien n'aborde plus directement le foyer de fracture, mais se contente de réaligner les principaux segments osseux. La colonne osseuse ne pouvant jouer aucun rôle mécanique, la totalité des contraintes est alors supportée par le montage d'ostéosynthèse. Le choix des implants devient alors primordial.

Actuellement, l'association d'un clou centro-médullaire et d'une plaque vissée constitue un des montages les plus recommandés en médecine vétérinaire. Cependant, même si celui-ci est largement utilisé, il n'existe encore aucune recommandation précise et justifiée concernant le nombre, la localisation et l'implantation des vis à employer.

Notre étude se propose donc de comparer en torsion plusieurs montages constitués par l'association d'une plaque vissée et d'un clou centro-médullaire différant par le nombre et l'implantation des vis. L'objectif de cette thèse est d'établir un ensemble de recommandations sur le montage à réaliser et s'intègre notamment à une étude plus large comportant également des tests en compression/flexion.

PARTIE 1:

GENESE DE L'ETUDE

-I- TRAITEMENT DES FRACTURES DIAPHYSAIRES FEMORALES COMMINUTIVES

1 Modalités de la cicatrisation osseuse

La connaissance et la compréhension des mécanismes de la cicatrisation osseuse et des différents facteurs qui la conditionnent sont indispensables à tout chirurgien orthopédiste afin de mettre en place un traitement chirurgical pertinent. C'est pourquoi nous nous proposons de les rappeler ici succinctement.

1-1 Déroulement de la cicatrisation osseuse

La cicatrisation osseuse est un processus complexe pouvant être arbitrairement subdivisé en trois grandes phases (*figure 1*) (3,7,18,64,67,68,71) :

1-1-1 Phase inflammatoire

Immédiatement après la fracture, se met en place une réaction inflammatoire qui se prolongera pendant deux à trois semaines (67). Au cours de celle-ci, plusieurs phénomènes coexistent dans le temps :

- Constitution d'un hématome fracturaire

Suite aux lésions vasculaires de l'os et des tissus mous environnants, de nombreux médiateurs de l'inflammation sont libérés et participent à la constitution d'un hématome fracturaire. Celui-ci apporte un support et une source de cellules qui contribueront à la formation d'un tissu cicatriciel de granulation. En outre, la coagulation active la cascade du complément entraînant un afflux de cellules inflammatoires qui libèrent des interleukines. Ces interleukines induisent elles-mêmes la production de prostaglandines et de TGFβ (*Transforming Growth Factor beta*) via l'intervention des plaquettes. Ces facteurs chimiques induisent alors la mitose et la différenciation des cellules mésenchymateuses ainsi que le phénomène d'angiogénèse (18,67,71).

➤ Nécrose osseuse

Elle résulte de la dévascularisation du tissu osseux consécutivement à la rupture des vaisseaux de Havers et de Volkmann à hauteur du trait de fracture, et éventuellement de celle des artères médullaires suite au déplacement des abouts osseux. Comme il n'existe quasiment pas d'anastomose entre les vaisseaux de Havers, chaque ostéon fonctionne comme un circuit en série. Une section vasculaire entraîne alors la nécrose du tissu osseux en amont. L'os ainsi nécrosé ne peut en aucun cas participer à la reconstruction osseuse. Pour cela, il doit auparavant être revascularisé et reconstitué, sinon il sera détruit par ostéoclasie.

➤ Réaction inflammatoire primitive

Les lésions tissulaires et nécrotiques induisent une réaction inflammatoire. Celle-ci se traduit par une vasodilatation, une exsudation plasmatique, une migration de leucocytes et d'ostéoclastes qui conduisent à la déformation du foyer de fracture et à la résorption des tissus nécrotiques.

1-1-2 Phase de réparation

La phase de réparation se scinde elle-même en trois grandes étapes.

➤ Phase de réparation conjonctive

Cette phase se traduit par la colonisation de l'hématome fracturaire par des cellules issues du périoste, de l'endoste, de la moelle osseuse et du sang. L'hématome fracturaire est alors progressivement remplacé par un tissu de granulation, puis par un tissu conjonctif qui contribuent progressivement à stabiliser la fracture. Ce tissu conjonctif est ensuite à son tour lui-même colonisé par des cellules mésenchymateuses qui, selon les conditions locales, synthétiseront un tissu fibrocartilagineux ou osseux.

➤ Phase de réparation cartilagineuse

S'il subsiste une instabilité au niveau du foyer de fracture, la néovascularisation est cisailée par les mouvements des abouts osseux. Il en résulte donc localement une diminution de la pression partielle tissulaire en oxygène. Or, les chondroblastes sont plus tolérants à l'hypoxie que les ostéoblastes. Ainsi, dans ces conditions, seuls les chondroblastes peuvent survivre. Les cellules mésenchymateuses se différencient donc en chondroblastes qui synthétisent par endroit un tissu cartilagineux. Un cal fibrocartilagineux succède ainsi au cal conjonctif.

➤ Phase de réparation osseuse

Le tissu cartilagineux est ensuite progressivement remplacé par un tissu osseux selon un processus similaire à celui de l'ossification endochondrale. Le front d'ossification progresse des abouts fracturaires vers l'espace inter-fragmentaire. La substance fondamentale synthétisée précédemment par les chondroblastes est minéralisée, consolidant ainsi le cal. Parallèlement, une néovascularisation se met en place faisant affluer des ostéoclastes qui résorbent le tissu cartilagineux. Les ostéoblastes synthétisent alors successivement un tissu osseux immature non lamellaire puis un tissu osseux mature lamellaire.

1-1-3 Phase de remodelage

La phase de réparation osseuse s'achève par le réarrangement du tissu osseux en réponse aux contraintes qui lui sont imposées et obéit ainsi à la loi de Wolf (15). Le cal osseux, via l'intervention de cônes de forage, subit un double phénomène d'ostéoclasie et d'ostéogénèse visant à restituer l'intégrité de l'os (*Figure 1*). Ce remodelage osseux se prolonge plusieurs mois à plusieurs années.

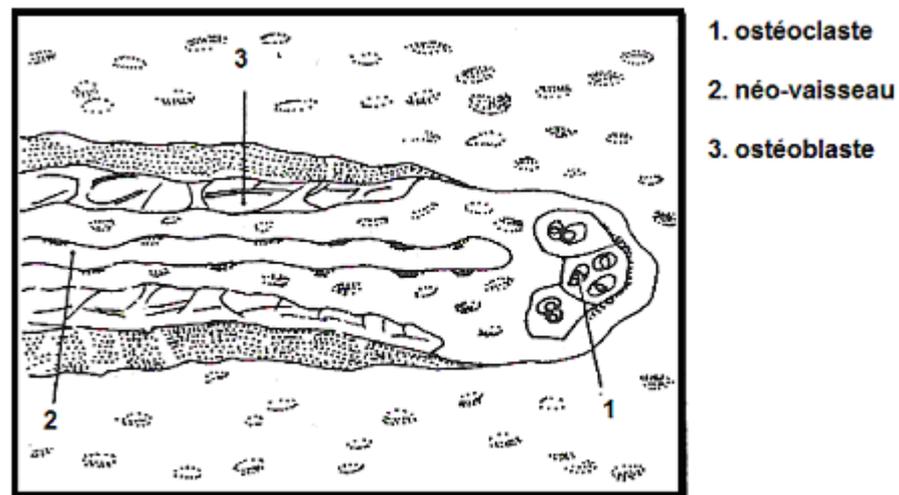


Figure 1 : Représentation schématique d'un cône de forage (7)

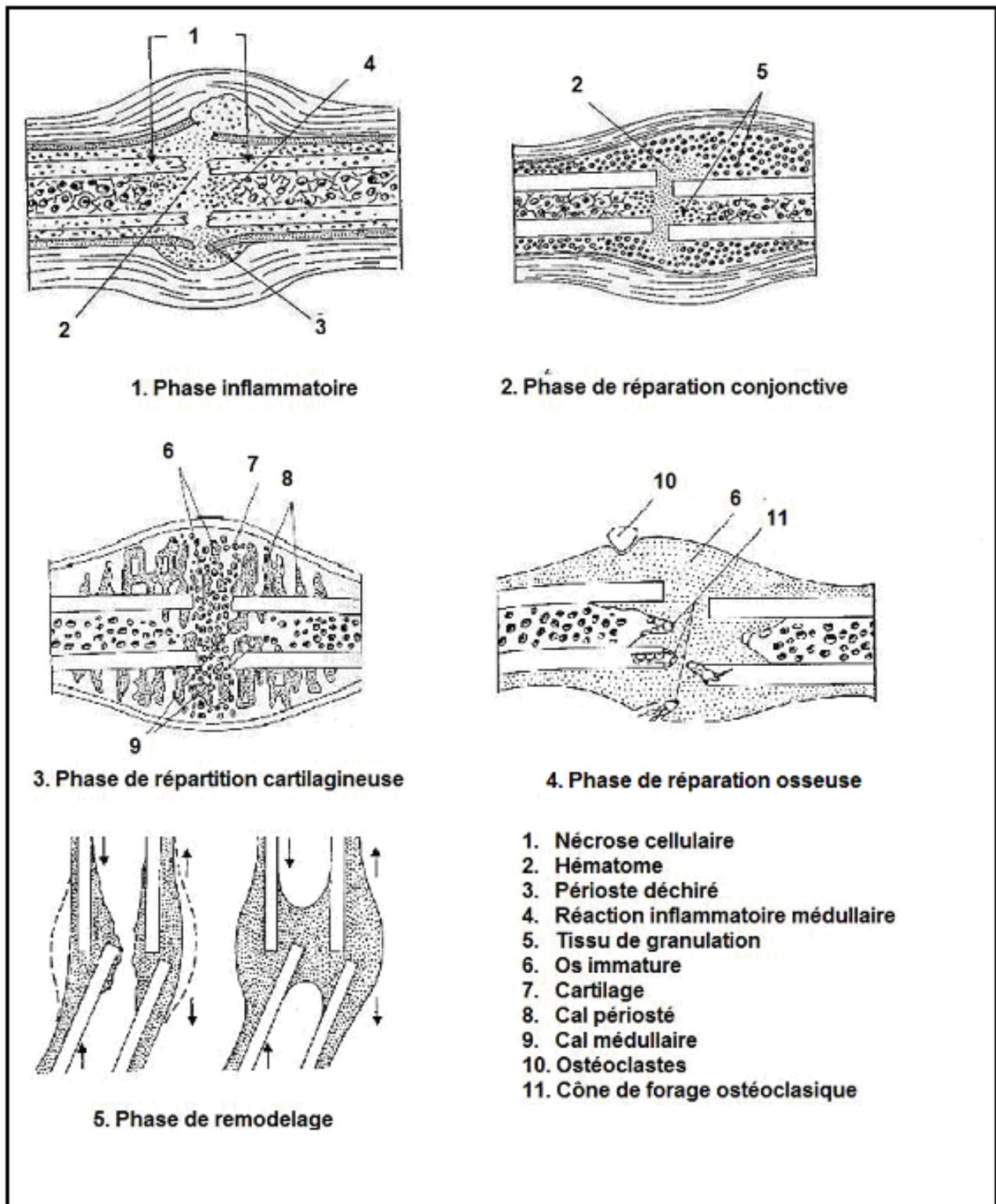


Figure 2 : Evolution de la cicatrisation osseuse (3)

Les différentes étapes de la cicatrisation osseuse n'interviennent pas isolément dans le temps les unes après les autres mais mettent en jeu des mécanismes pouvant coexister (Figure 3).

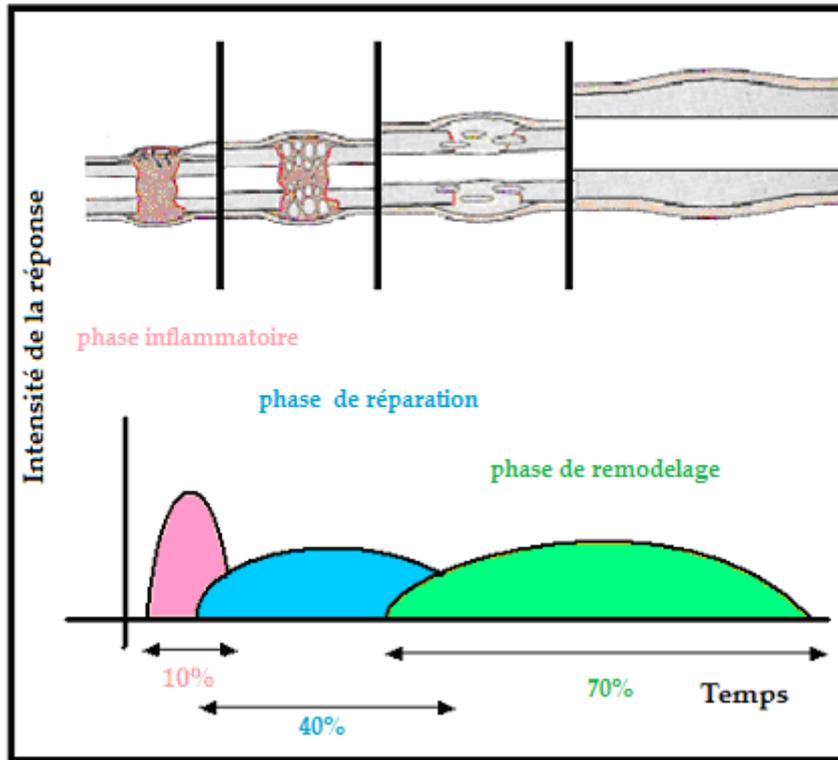


Figure 3 : Succession des différentes phases de la cicatrisation osseuse (30)

1-1-4 Cas particulier de la cicatrisation par première intention (*per primam*)

Une cicatrisation par première intention se caractérise par une ossification directe du cal conjonctif, sans passage par un cal fibrocartilagineux. Une telle cicatrisation ne peut se dérouler que dans des conditions bien particulières permettant la prolifération des ostéoblastes à un stade précoce. Elle nécessite notamment (3) :

- L'immobilisation absolue des abouts osseux
- Une réduction anatomique parfaite de la fracture afin de réduire au maximum les espaces inter-fragmentaires
- Une mise en compression des fragments osseux suffisante pour induire des forces de frottement qui s'opposent aux mouvements de cisaillement et de torsion et permettant d'augmenter ainsi considérablement la stabilité du foyer de fracture
- Un foyer de fracture aseptique
- La préservation de l'intégrité des tissus mous

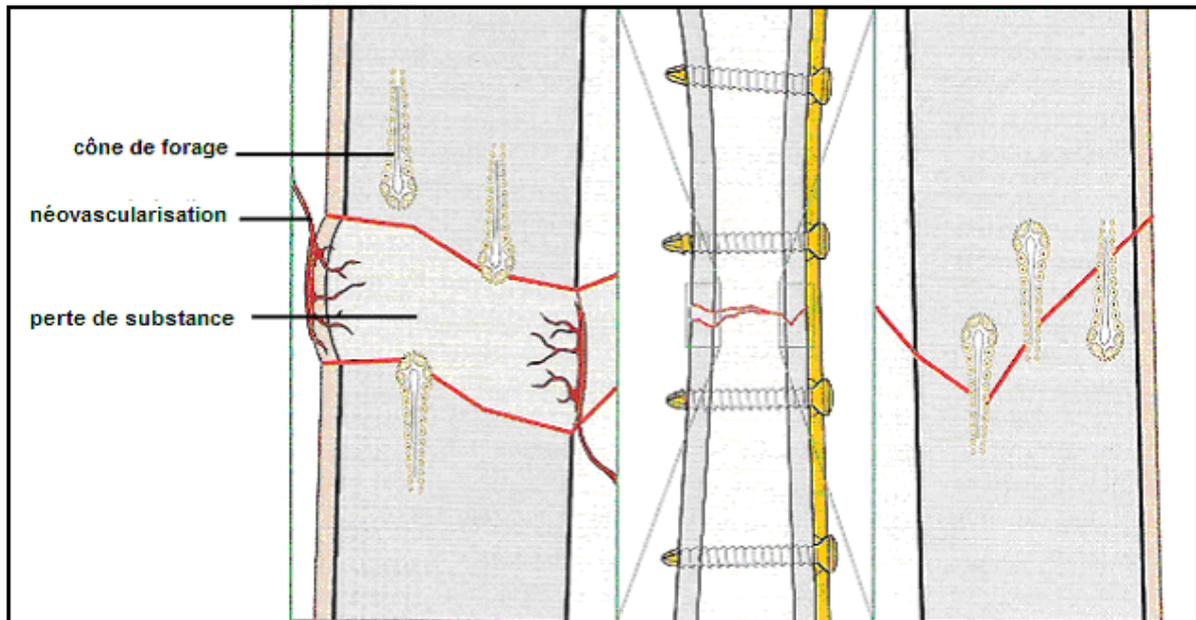


Figure 4 : Schéma des différentes modalités de la cicatrisation par première intention (30)

La cicatrisation par première intention peut survenir soit par remodelage direct du système de Havers en zone de contact ou bien par cicatrisation des écarts fragmentaires en deux étapes :

- dépôt d'un tissu osseux perpendiculairement à l'axe longitudinal de l'os
- puis remplacement par des ostéons orientés parallèlement suite à la progression de cônes de forage de part et d'autre du trait de fracture.

1-2 Etude biomécanique de la cicatrisation osseuse

1-2-1 Evolution de la composition tissulaire du cal fracturaire

La cicatrisation d'une fracture s'accompagne d'une diminution progressive de la mobilité des fragments osseux grâce à la mise en place de tissus dont la résistance mécanique est croissante. Ainsi, vont se succéder le tissu de granulation, le cartilage et finalement l'os. La solidité du cal croît progressivement au cours de sa maturation par augmentation de la raideur des tissus qui le constitue (*Tableau 1*).

	Elongation	Angulation
Tissu de granulation	100%	40°
Cartilage	10%	5°
Os	2%	0.5°

Tableau 1 : Capacité d'élongation et d'angulation des tissus composant le cal de fracture (61)

1-2-2 Notion de déformation inter-fragmentaire :

La déformation inter-fragmentaire est définie par le rapport :

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

Avec :

- ε : déformation inter-fragmentaire, sans unité
- ΔL : mobilité à hauteur du foyer de fracture, en m
- L : espace inter-fragmentaire, en m

Ce sont les contraintes inter-fragmentaires et les déformations qui en résultent qui déterminent le devenir des cellules mésenchymateuses pluripotentes au sein du foyer de fracture. En effet, différents types cellulaires prolifèrent selon leur seuil de tolérance à celles-ci. Ainsi, dans un environnement où les contraintes et les déformations sont élevées, les cellules mésenchymateuses se différencient en chondroblastes voire en fibroblastes. Les ostéoblastes n'apparaissent en revanche que lorsque la mobilité inter-fragmentaire est de faible intensité.

Pour une même force s'exerçant sur un os fracturé, plus l'espace inter-fragmentaire est étroit et plus les contraintes inter-fragmentaires s'exerçant localement sur chaque cellule sont élevées. Au contraire, plus l'espace inter-fragmentaire est grand et plus les contraintes sont réduites car elles se répartissent alors sur un volume plus important et donc entre un plus grand nombre de cellules. La contrainte unitaire devient alors plus faible. Par conséquent, au sein d'un espace inter-fragmentaire étroit, une stabilité absolue du foyer de fracture est nécessaire à la prolifération cellulaire et à la formation du cal osseux, tandis qu'un espace inter-fragmentaire de taille plus importante tolérera une stabilisation relative.

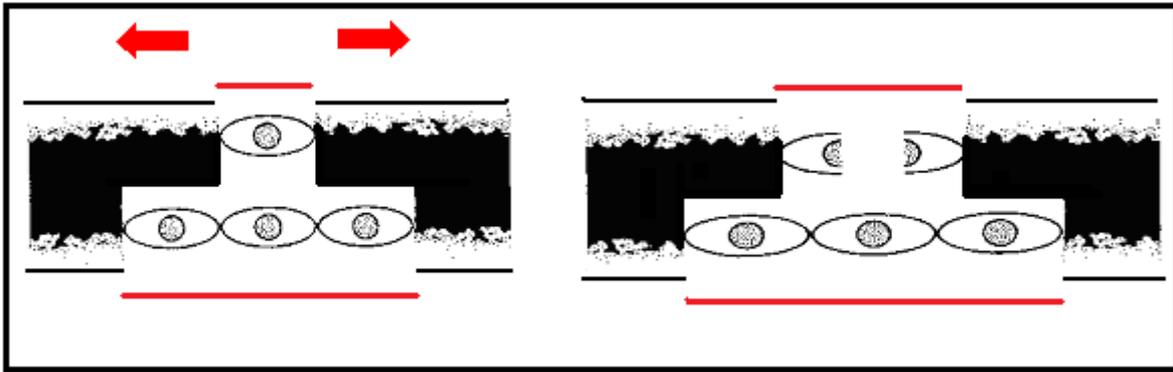


Figure 5 : Concept de déformation inter-fragmentaire dans un trait de fracture (18)

De la même manière, lorsque le foyer de fracture est instable et que les extrémités osseuses se résorbent, l'espace inter-fragmentaire s'agrandit et réduit alors localement les contraintes. Ainsi le phénomène de résorption osseuse participe non seulement au nettoyage du foyer de fracture mais aussi à la diminution de la déformation inter-fragmentaire.

1-2-3 Notion de section transversale du foyer de fracture

L'hématome fracturaire, l'œdème, le tissu de granulation et le cal de fracture permettent successivement d'augmenter le diamètre du foyer de fracture. Or le moment d'inertie du foyer de fracture croît proportionnellement à son diamètre ce qui augmente sa résistance mécanique. Ainsi Lee et al. ont montré dans une étude in vivo (49) que la résistance en torsion du foyer de fracture de fémurs ostéotomisés de chien suivait une évolution biphasique au cours du processus de cicatrisation. En effet, la résistance en torsion des fémurs augmentait simultanément à l'accroissement du diamètre externe du cal et diminuait autour de 13 semaines lorsque son diamètre régressait.

1-2-4 Cas particulier de la cicatrisation sous plaque : notion de « stress protection »

Lorsque la raideur du montage d'ostéosynthèse est excessive, les contraintes s'exerçant au niveau du foyer de fracture peuvent être réduites au point d'induire un phénomène de résorption osseuse sous la plaque vissée. En effet, en réponse à la loi de Wolf, et obéissant à une réduction des contraintes, l'os se déminéralise localement (7,57,64). De plus, la présence d'une plaque vissée altère la vascularisation périostée et provoque par conséquent la nécrose et la résorption de la corticale osseuse située directement sous la plaque. Ces deux phénomènes se superposant, la part relative de chacun est donc difficile à déterminer (7, 28). Toutefois selon certains auteurs, les facteurs mécaniques joueraient un rôle négligeable (14, 23, 61, 62).

2 Principes de traitement des fractures

Jusque dans les années cinquante, il était fréquent que les fractures des os longs chez l'Homme, particulièrement si elles concernaient une articulation, aboutissent à un handicap permanent du membre (37,56,69,76). En effet, les chirurgiens n'avaient recours aux techniques de fixation interne qu'en dernier ressort et le taux élevé de complications (retard de cicatrisation, ostéomyélite, non-union, mal-union...) témoigne de l'insuffisance des techniques, des implants et des instruments alors employés.

Depuis sa création en 1958 « das Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen » ou « The Association for the Study of Internal Fixation » (A.O./A.S.I.F) a apporté une contribution majeure au développement ainsi qu'à l'application correcte des principes de fixation interne (7,10,36,52,62,69,76). Cette organisation suisse reconnue mondialement dont la devise est « *la vie est mouvement et le mouvement est vie* », regroupe un ensemble de chirurgiens orthopédistes et généralistes ainsi que des chercheurs en sciences fondamentales ayant pour objectif d'émettre un ensemble de recommandations en accord avec les connaissances actuelles acquises au cours d'études scientifiques et d'observations cliniques.

Longtemps, le traitement des fractures s'est focalisé sur la nécessité d'obtenir une stabilité mécanique du foyer de fracture au détriment des conditions biologiques. Aujourd'hui, il est néanmoins communément admis que la formation du tissu osseux nécessite fondamentalement deux conditions préalables :

- un foyer de fracture mécaniquement stable
- un apport sanguin conséquent

Le traitement des fractures nécessite donc de la part du chirurgien non seulement les compétences d'un charpentier, capable d'apporter une stabilité suffisante à la colonne osseuse ; mais également celles d'un jardinier, sachant entretenir un terrain favorable à la croissance du nouveau tissu osseux (52,59,62).

2-1 Approche « mécanique » du traitement des fractures

Classiquement, il était préconisé de traiter les fractures diaphysaires de manière à réunir les conditions nécessaires à une cicatrisation par première intention. Cela consiste à réaliser une reconstruction anatomique minutieuse de la colonne osseuse associée à une ostéosynthèse rigide par plaque apportant une stabilité absolue au foyer de fracture. Pour ce faire, le chirurgien peut recourir à différents implants. Les plaques vissées sont les plus couramment utilisées et peuvent être employées de différentes manières.

➤ *Plaque vissée utilisée en compression*

Une plaque posée en compression a pour but de comprimer les fragments entre eux selon une direction axiale. Cette action en compression résulte de trois principaux mécanismes (7,46) :

- la mise en tension de la plaque en raison de l'architecture particulière de ses trous et des têtes de vis.
- un effet de hauban lorsque la plaque est posée sur la face en tension de l'os
- la répartition harmonieuse des forces par la réalisation d'une pré-contrainte d'implant.

Dans ces conditions, l'os supporte la grande majorité des contraintes mécaniques auxquelles il est soumis lors de la mise en charge et la plaque est très peu sollicitée.

Les plaques D.C.P. (*Dynamic Compression Plate*) ont été conçues pour cette utilisation.

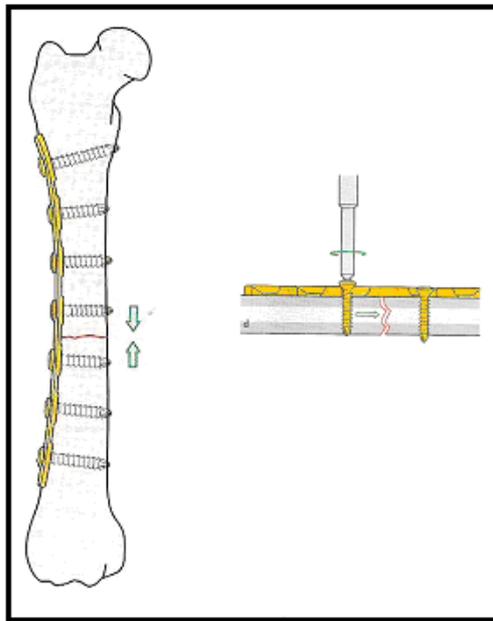


Figure 6 : Plaque utilisée en compression (46)

➤ *Plaque vissée utilisée en neutralisation*

La plaque est fixée à l'os afin de neutraliser ou surmonter les forces auxquelles l'os fracturé peut être soumis au cours du processus de cicatrisation. Elle est simplement posée au contact de l'os et joue principalement un rôle de tuteur. La mise en compression des fragments osseux est réalisée par des vis de traction. La plaque et la colonne osseuse ainsi reconstituées se répartissent alors les contraintes liées à la mise en charge du foyer de fracture (7,46).

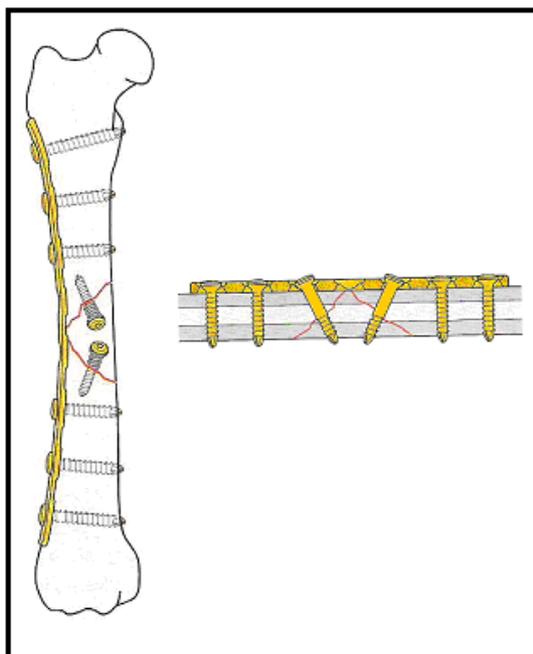


Figure 7 : Plaque utilisée en neutralisation (46)

Néanmoins, comme nous l'avons décrit précédemment, une cicatrisation par première intention ne peut survenir que lorsqu'un ensemble de conditions bien particulières est réuni. Ainsi si une fracture simple transverse diaphysaire constitue une indication de choix pour cette méthode, il n'en est pas de même pour un grand nombre de fractures et tout particulièrement concernant les fractures comminutives. En effet, leurs caractéristiques sont telles qu'elles ne peuvent jamais satisfaire aux conditions d'une cicatrisation par première intention en raison :

- de la fragmentation et des pertes de substance importantes au niveau du foyer de fracture
- des lésions sévères des tissus mous et de la vascularisation environnant le foyer de fracture

Ainsi, il est quasi impossible de parvenir à une reconstruction anatomique parfaite du foyer de fracture. De plus pour réaliser une réduction anatomique, le chirurgien doit détruire l'hématome fracturaire qui favorise la formation du cal osseux. La manipulation excessive des fragments osseux et des tissus mous provoque leur dévascularisation. Les lésions tissulaires déjà conséquentes sont alors aggravées par l'intervention du chirurgien. En outre, l'allongement du temps opératoire conduit à un retard notable du délai de cicatrisation et augmente la durée de l'anesthésie chez des animaux souvent polytraumatisés (33,39,69). Finalement on observe une augmentation du temps de cicatrisation et du risque de complications post-opératoires telles que lâchage, migration ou rupture d'implant, non-union, mal-union, infection ... (7,37,39,47,57,59).

Par conséquent le traitement d'une fracture comminutive diaphysaire ne peut se limiter à la prise en compte des contraintes mécaniques seules (52). Leurs besoins spécifiques sont notamment pris en compte à travers le concept d'ostéosynthèse biologique.

2-2 Principes de l'ostéosynthèse biologique

Bien que ce concept soit plus ancien, le terme « *d'ostéosynthèse biologique* », a été employé la première fois par Ganz en 1985 (24,27). L'objectif de l'ostéosynthèse biologique est d'optimiser le déroulement physiologique de la guérison osseuse par la mise en place de mesures opératoires préservant un environnement optimal pour la cicatrisation du foyer de fracture. L'acquisition de nouvelles connaissances a permis une meilleure compréhension des mécanismes de cicatrisation osseuse aboutissant à une nouvelle approche de l'ostéosynthèse par plaque visant à trouver un équilibre entre conditions mécaniques et biologiques.

Il est possible de retrouver le concept d'ostéosynthèse biologique à travers les quatre grands principes du traitement des fractures formulés par l'A.O. il y a déjà plus de trente ans (24,54,59,62,69) :

- réduction et fixation de la fracture respectant les relations anatomiques
- stabilisation par fixation ou enclouage selon le type de fracture
- préservation de la vascularisation des tissus mous et osseux grâce à une manipulation atraumatique et des techniques de réduction « douce »
- mobilisation précoce et mise en charge complète du membre traumatisé

2-2-1 Réduction et fixation de la fracture

A la lumière des connaissances actuelles concernant les mécanismes de cicatrisation osseuse, il est aujourd'hui communément admis qu'il est indispensable d'effectuer la réduction la moins traumatisante possible. Ainsi est né le principe de l'ostéosynthèse d'alignement.

Afin de préserver le foyer de fracture et son environnement, les objectifs sont limités à :

- assurer le réalignement spatial de l'os
- rétablir la longueur normale du membre
- ajuster les deux principaux segments osseux en tolérant un écart maximum de 5° en rotation, 5° d'angulation dans toutes les directions et 50% de chevauchement en mobilisation (1, 3,42,45,52,59,62)

2-2-2 Stabilisation de la fracture

Le cal périosté doit rapidement soulager le montage d'ostéosynthèse. En effet, la colonne osseuse ne pouvant assurer son rôle mécanique, la totalité des efforts résultant de la mise en charge s'exerce sur le montage d'ostéosynthèse. Par ailleurs, en médecine vétérinaire, la reprise d'activité est non seulement précoce, mais également difficilement contrôlable. Plus la cicatrisation est rapide et plus on écourte la durée pendant laquelle les implants seront sollicités, et par conséquent leur risque de rupture en fatigue est minimisé. Les implants doivent donc être suffisamment raides pour établir une stabilité suffisante à la mise en place d'une cicatrisation rapide par seconde intention.

Toutefois, un foyer de fracture comminutif tolère une légère instabilité beaucoup mieux qu'une fracture associée à une perte de substance moins importante. En effet, comme nous l'avons expliqué précédemment, dans le cas d'une fracture comminutive, les contraintes inter-fragmentaires sont de faible intensité puisque la contrainte globale se répartit entre les différents fragments. La contrainte relative associée à chaque fragment est donc d'autant plus faible que le nombre de fragments est important. Par la même, les micromouvements qui en découlent en sont considérablement atténués au point de ne pas compromettre le processus de cicatrisation osseuse et au contraire le stimule (38). Un cal périosté peut alors rapidement se mettre en place et stabiliser le foyer de fracture. A l'inverse, une raideur trop importante de l'implant sera à l'origine d'une stimulation insuffisante et retardera la cicatrisation (25,34, 70).

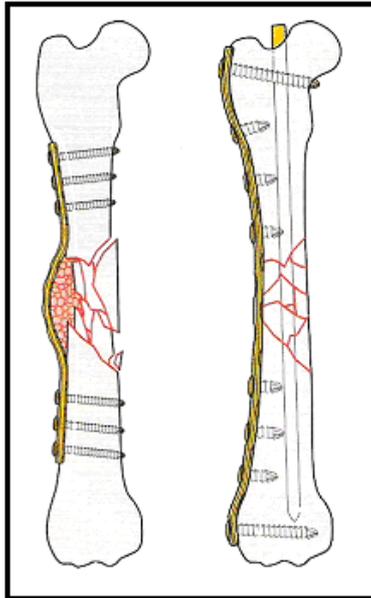


Figure 8 : Fracture comminutive stabilisée par une plaque en soutien seule ou associée à un clou centro-médullaire (46)

2-2-3 Préservation de la vascularisation

La préservation de la vascularisation des fragments osseux et des tissus mous est nécessaire à la formation du cal périosté qui doit venir rapidement soulager le montage. Elle repose sur une manipulation atraumatique et des techniques de réduction douce. Pour cela, le chirurgien peut recourir à une technique dite « mini-invasive » qui consiste en une réduction à foyer fermé au cours de laquelle les deux principaux segments osseux sont réduits à distance du foyer de fracture, puis la plaque d'ostéosynthèse est directement glissée sous les plans musculaires (47, 48). Comme la plaque joue ici essentiellement un rôle de « tuteur », on peut tolérer qu'elle ne s'adapte pas parfaitement à la surface de l'os. Différentes techniques ont été décrites parmi lesquelles celle de Wenda et al. consistant à insérer la plaque sur la face latérale du fémur en la glissant sous les plans musculaires à l'aide de deux incisions de part et d'autre du foyer de fracture (77).

Si réaliser une réduction à foyer fermé est impossible, l'abord chirurgical se fera par le principe de l'OBDNT (*Open But Do Not Touch*). Cette technique autorise la visualisation des principaux segments osseux lors de la réduction et la mise en place du matériel d'ostéosynthèse sans manipulation du foyer de fracture. La réalisation de la technique OBDNT peut être facilitée par l'utilisation d'un « clou d'alignement ». On utilise alors un clou centro-médullaire de Steinman qui permet de maintenir l'alignement axial de l'os ce qui facilite la réduction, tout en évitant une manipulation excessive des abouts osseux et des tissus adjacents. Le clou peut ensuite être retiré ou bien laissé en place et participer au montage (52,59).

Le rapprochement ou la réorientation des esquilles osseuses dans le but de limiter le développement d'un cal trop irrégulier pouvant gêner le glissement des masses musculaires, de même que le recours dans certains cas à une greffe d'os spongieux restent encore discutés à l'heure actuelle (10,12,59,69).

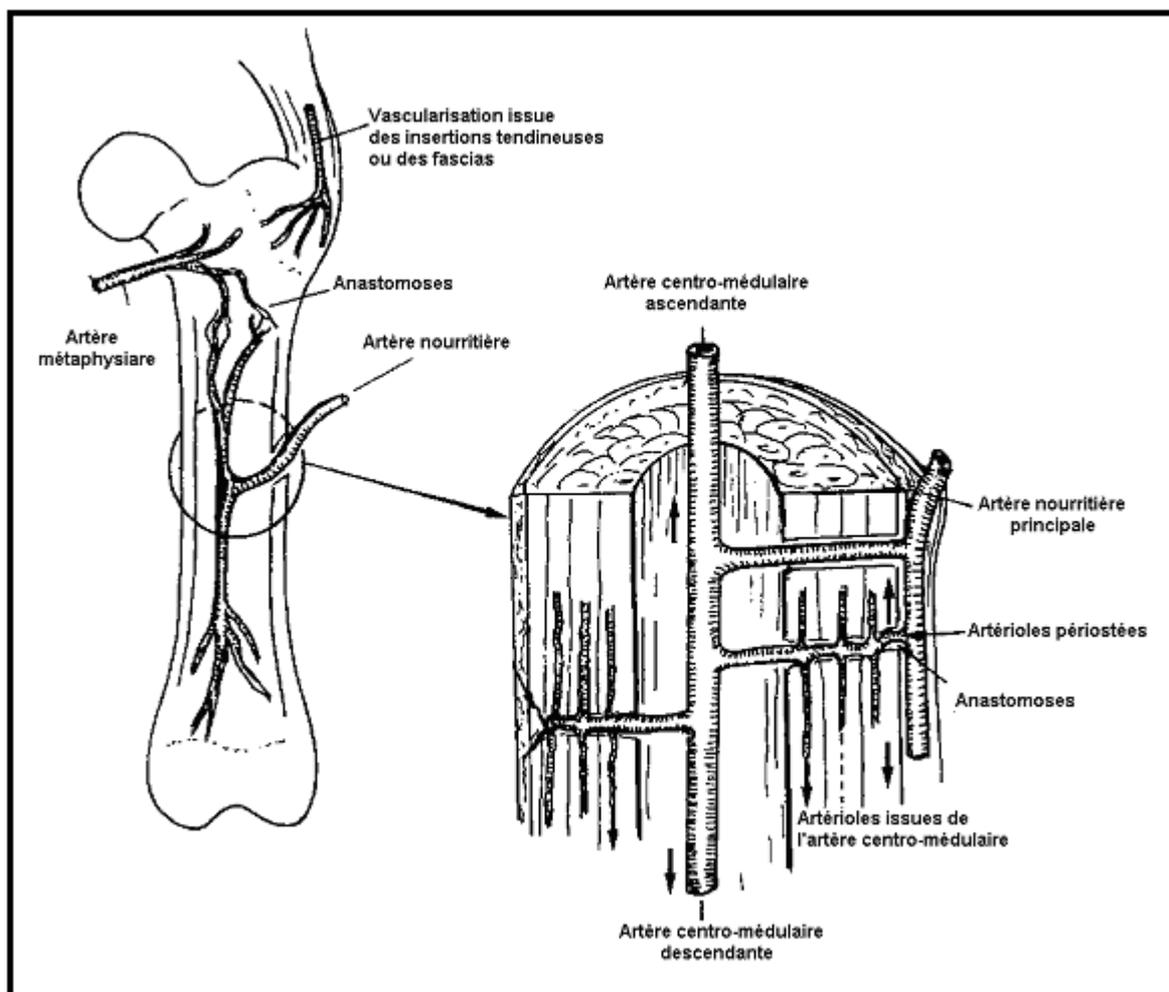


Figure 9 : Vascularisation d'un os adulte (18)

2-2-4 Mobilisation active

La mobilisation précoce du membre permet de prévenir certaines complications dont la maladie fracturaire. L'exercice post-opératoire doit cependant être modéré pendant la période de consolidation osseuse afin de ménager la sollicitation des implants.

De nombreuses études évoquent la supériorité de l'ostéosynthèse biologique face à une ostéosynthèse rigide par plaque dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires comminutives (1,13,20,24,25,33,39,45,53,59,60,62,65,77).

Ainsi, le traitement des fractures fémorales diaphysaires hautement comminutives repose sur un compromis entre les conditions mécaniques et biologiques nécessaires au processus de cicatrisation osseuse se traduisant aujourd'hui à travers la démarche de l'ostéosynthèse biologique. En effet, elle permet de répondre aux deux grandes conditions fondamentales à la cicatrisation osseuse : des contraintes mécaniques tolérables et une vascularisation suffisante. L'ensemble de ces contraintes doit donc être respecté à la fois par le chirurgien orthopédiste *via* les différents gestes techniques réalisés, mais également par les implants qu'il utilise.

Aujourd'hui, différents montages sont recommandés en chirurgie vétérinaire pour le traitement des fractures comminutives fémorales diaphysaires dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique parmi lesquels (4,5,6,7,8,29,35,36,52,58,69) :

- une plaque vissée seule
- une plaque vissée associée à un clou centro-médullaire
- un fixateur externe associé ou non à un clou centro-médullaire
- un clou verrouillé

Néanmoins, le montage associant une plaque vissée et un clou centromédullaire reste avec le clou verrouillé, un des plus utilisé actuellement pour ce genre de fractures. Plusieurs études ont cependant montré qu'un montage associant un clou centro-médullaire et une plaque vissée possède des propriétés biomécaniques supérieures à celles d'un clou verrouillé notamment en compression et en torsion (11,76).

-II- L'ASSOCIATION CLOU/PLAQUE

1 Propriétés mécaniques du montage clou/plaque

Les propriétés mécaniques du montage clou/plaque ont été étudiées par Don Hulse et al au cours de deux études successives.

1-1 Comparaison d'un montage plaque seule versus clou/ plaque

La première étude publiée en 1997 a pour but de comparer les efforts s'exerçant sur un montage constitué d'une plaque vissée seule ou bien d'une plaque vissée associée à un clou centro-médullaire (35). Ces travaux comportent une étude mécanique in vitro associée à une analyse mathématique. Pour cela, cinq paires de fémurs de chien sont employées. Les deux fémurs de chaque paire sont équipés avec un montage différent pontant une perte osseuse diaphysaire de 60 mm mimant une fracture comminutive:

- 1^{er} montage : plaque DCP 3.5 mm de 12 trous, fixée à l'aide de 8 vis bicorticales placées dans les trous n°1,2,3, 4 et 9, 10, 11,12.
- 2^{ème} montage : plaque DCP 3.5 mm de 12 trous, fixée à l'aide de 2 vis bicorticales placées dans les trous n°1 et 12 et de 6 vis monocorticales placées dans les trous n°2,3,4 et 9,10,11. La plaque est associée à un clou de Steinmann occupant 50% de la cavité médullaire.

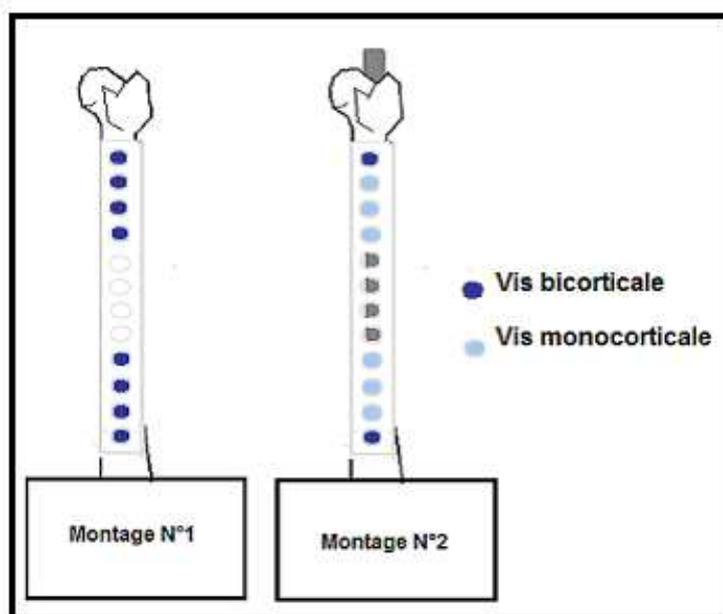


Figure 10 : Schéma des 2 montages testés par Don Hulse

Deux jauges d'extensométrie sont ensuite placées sur la plaque de chaque montage afin de mesurer en continu les déformations qu'elles subissent. L'une de ces jauges est placée entre les deux trous entourant la partie solide de la plaque et l'autre adjacente à un trou de plaque. Chaque montage est ensuite soumis à un test en compression continue à l'aide d'une machine servohydraulique.

Les résultats obtenus montrent que:

- Les contraintes s'exerçant sur la plaque sont deux fois plus faibles sur le montage clou/plaque que sur le montage plaque seule.
- L'espérance de vie du montage en fatigue, déduite par calcul, est 10 fois plus grande pour le montage clou/plaque que pour le montage plaque seule
- La diminution des contraintes obtenue avec le montage clou/plaque s'exerce sur l'ensemble de la plaque et notamment sur les zones adjacentes aux trous, zones de moindre résistance où survient le plus souvent la rupture du montage.

Les résultats de cette étude sont similaires à ceux obtenus à l'aide d'une analyse mathématique s'appuyant sur la théorie des poutres parallèles. Les auteurs en déduisent donc que le montage clou/plaque se rapproche de la structure d'une double poutre et non pas d'une poutre unique, ce qui signifie par ailleurs que le clou centro-médullaire est soumis à de légers mouvements à l'intérieur de la cavité médullaire.

1-2 Influence de la taille du clou centro-médullaire

Don Hulse et al. ont par la suite étudié l'influence de la taille du clou centro-médullaire sur la raideur du montage clou/plaque (36). Une seconde étude a été publiée en 2000. Elle est construite de la même manière que la précédente et compare toujours plusieurs montages soumis à un test en compression. Cette fois les différents montages étudiés sont :

- une plaque (DCP 3.5 mm de 10 trous)
- une plaque + clou centromédullaire occupant 30% de la cavité médullaire
- une plaque + clou centromédullaire occupant 40% de la cavité médullaire
- une plaque + clou centromédullaire occupant 50% de la cavité médullaire

Contrairement à l'étude précédente, 8 vis mono-corticales sont placées de part et d'autre d'une perte de substance de 20 mm mimant une fracture comminutive diaphysaire sur les quatre montages. Les vis sont situées aux trous 1, 2, 3, 4 et 7, 8, 9 et 10.

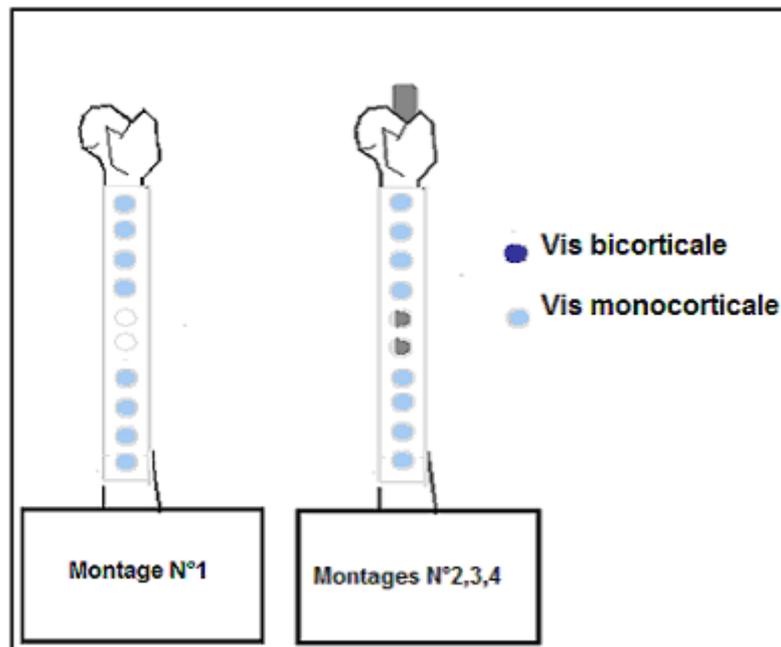


Figure 11: Configuration des montages testés par Don Hulse

Les résultats obtenus montrent que:

- L'association clou/plaque permet de diminuer les contraintes s'exerçant sur la plaque, d'augmenter la rigidité et l'espérance de vie du montage en fatigue par rapport à une plaque seule. Cela confirme donc l'étude précédente de 1997.
- Plus le clou occupe un pourcentage important de la cavité médullaire et les déformations subies par la plaque sont faibles comme le montre la figure 12 :

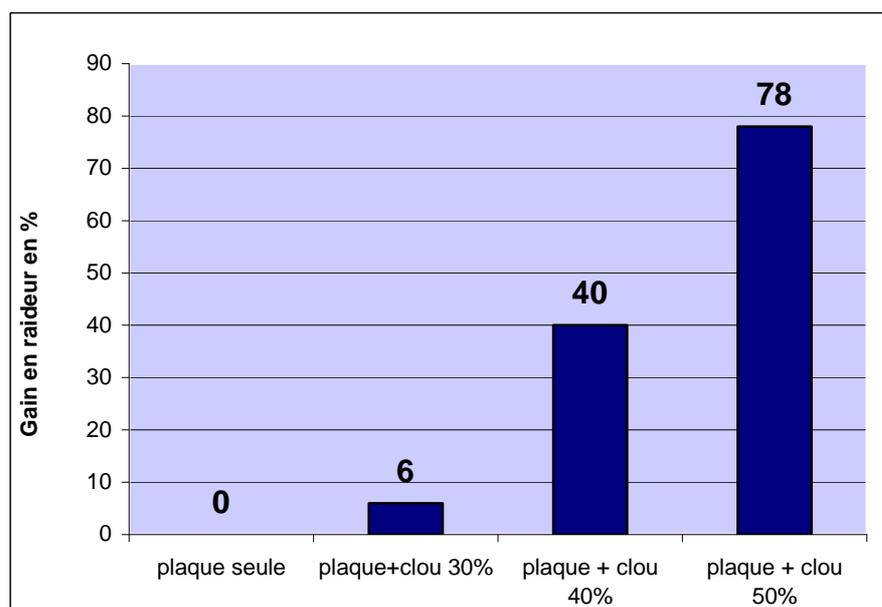


Figure 12 : Gain en raideur du montage selon la taille du clou centro-médullaire utilisé

- Plus la taille du clou augmente et plus la durée de vie du montage en fatigue augmente :

Forces appliquées	Plaque seule	Plaque + clou 30%	Plaque + clou 40%	Plaque +clou 50%
1200 N	98 000	infini	Infini	Infini
1500 N	28 000	60 000	Infini	Infini
2000 N	14 000	20 000	40 000	Infini
2500 N	Immédiate	10 000	30 000	Infini

Tableau 2 : Estimation du nombre de cycles avant rupture du montage

Le nombre de cycles subis par un montage est très variable d'un animal à l'autre. Ainsi par exemple on estime qu'en 6 semaines un chien réalise environ 378 000 cycles au pas (36). En outre, chez un animal dont l'activité post-opératoire est normalement contrôlée, les auteurs estiment que les efforts subis par les implants ne devraient pas atteindre des valeurs aussi élevées que celles qui ont été testées (entre 1500 et 2500 N). Néanmoins, ces valeurs peuvent être dépassées si les consignes post-opératoires ne sont pas respectées.

Dans le cadre de leur étude, les auteurs émettent différentes recommandations :

- L'utilisation d'une plaque DCP 3.5mm et d'un clou centro-médullaire occupant 35-40% de la taille de la cavité médullaire était de taille suffisante pour assurer une réduction des contraintes et une durée de vie du montage en fatigue satisfaisantes.
- L'utilisation d'un clou centromédullaire de taille plus importante, tel qu'un clou occupant 50 % de la cavité médullaire aurait pu être réservé aux cas où le chirurgien aurait utilisé une plaque moins raide qu'une plaque DCP telle qu'une plaque VCP ou bien si la surveillance de l'animal avait été insuffisante.

Confrontés dans leur étude clinique à un cas de retard de cicatrisation et deux cas de non-union, les auteurs ont émis l'hypothèse que leur montage pouvait être trop raide. Dans le but de modérer la raideur de leur montage, les auteurs ont été amené à réduire la taille du clou centro-médullaire utilisé. Toutefois, leur montage comportait une plaque DCP de 3.5 mm, beaucoup plus raide qu'une plaque VCP (31, 48).

Ainsi, dans le cadre d'un montage clou/plaque utilisant une seule plaque VCP de 2.0/2.7 mm, il est nécessaire qu'une part beaucoup plus importante des efforts mécaniques soit prise en charge par le clou centro-médullaire. Toutefois, en augmentant la taille du clou se pose le problème de l'encombrement de la cavité médullaire qui peut empêcher la mise en place de vis bicorticales.

2- Influence des vis sur la raideur du montage

2-1 Taille des vis

Le choix de la taille des vis est corrélé au choix de la plaque qui lui-même dépend de nombreux facteurs : la localisation de la fracture, l'état des tissus mous, l'âge, l'activité et la taille des os du patient...(7)

Néanmoins, le facteur le plus important dans le respect des règles fondamentales d'utilisation reste le poids du patient en fonction duquel un certain nombre de recommandations ont été émises.

2-2 Nombre de vis

Un nombre suffisant de vis est nécessaire pour assurer une raideur et une tenue en fatigue suffisantes au montage et ainsi éviter le lâchage d'implant. Cependant, selon la localisation de la fracture et la place dont il dispose sur les deux segments osseux, le chirurgien peut placer un nombre plus ou moins important de vis.

En outre, réduire le nombre de vis permet de limiter les lésions tissulaires occasionnées, et d'augmenter les contraintes à distance du foyer de fracture. Cette démarche visant à favoriser le potentiel cicatriciel de l'os s'inscrit dans le concept de l'ostéosynthèse biologique (22,23).

Par ailleurs, lorsque les vis doivent être retirées, il subsiste dans l'os une perte de matériau où se concentrent les contraintes, majorant le risque de fracture au contact du trou de vis laissé libre et notamment en torsion (8). Cet effet diminue progressivement avec le temps au fur et à mesure que le trou se comble de tissu osseux immature puis mature. Burstein et al. (9) ont notamment montré que cet effet de concentration des contraintes persistait huit semaines chez le lapin, justifiant une mise en charge modérée après le retrait du matériel d'ostéosynthèse.

Le nombre minimum de vis à utiliser pour un montage clou/plaque n'a pas encore été clairement établi. Toutefois certains auteurs ont émis différentes recommandations. Ainsi Don Hulse recommande d'employer 5 vis monocorticales voir 4 vis de part et d'autre du foyer de fracture si on utilise une vis bicorticale (7,30,36). D'autres recommandent d'employer 3 (6) ou 4 (75) vis sur chacun des 2 principaux segments osseux.

2-3 Position des vis

Field et al. (22) ont montré sur un montage constitué d'une plaque pontant une perte de substance médiodiaphysaire que l'emplacement des vis pouvait jouer un rôle plus important en torsion et en flexion que le nombre de vis lui-même. Cette étude montre que la réduction du nombre de vis utilisées n'aboutit pas toujours à une perte de raideur. Un positionnement pertinent permet de limiter ainsi le nombre de vis à implanter.

Les vis les plus sollicitées sont celles qui sont localisées le plus près du foyer de fracture et elles le sont d'autant plus que la perte de substance est importante. Les vis localisées à l'extrémité de la plaque sont également très sollicitées (22).

2-4 Implantation des vis : vis mono ou bi-corticales

Dans son étude de 1997 concernant le montage clou/plaque, Don Hulse recommande empiriquement d'utiliser au minimum 3 vis monocorticales et une vis bicorticale de part et d'autre du foyer de fracture ou bien 5 vis monocorticales lorsqu'il est impossible d'utiliser des bicorticales.

Toutefois, Reems et al. (64) ont obtenu des temps de cicatrisation similaires et une absence de complications majeures en ayant recours à des montages comportant 2, 1 ou 0 vis bicorticales. Le nombre de vis monocorticale employées n'étant pas précisé dans l'étude.

Davenport et al (17) ont comparé l'utilisation de vis monocorticales ou bicorticales aux extrémités distales d'une plaque sur des fémurs intacts ou bien ostéotomisés en torsion. Les résultats obtenus montrent que :

- la raideur du montage est identique que l'on emploie des vis mono ou bicorticales lorsque les fémurs sont intacts.
- la raideur du montage est supérieure avec des vis bicorticales quand les fémurs sont ostéotomisés.
- les fractures en torsion sont moins fréquentes et de plus faible intensité avec des vis mono corticales.

Ainsi, même s'il existe quelques études relatives au nombre, à la position et à l'implantation des vis, l'influence des vis sur la raideur du montage reste un sujet peu documenté. Il n'existe actuellement aucune recommandation précise et argumentée concernant le nombre, l'emplacement et l'implantation des vis à utiliser dans le cadre d'un montage clou/plaque.

-III- BIOMECHANIQUE OSSEUSE : LA TORSION

1 Notions générales et définitions :

Les forces de torsion tendent à tordre une tige autour de son axe longitudinal, appelé également axe neutre (2,8,15,16,34,56). L'étude des forces de torsion fait intervenir certaines notions générales de mécanique que nous nous proposons de rappeler brièvement.

➤ Moment d'une force :

On appelle le **moment** par rapport au point A de la force \vec{F} appliquée au point M le vecteur d'origine A défini par la relation :

$$\vec{M}_A(\vec{F}) = \vec{AM} \wedge \vec{F}$$

$\vec{M}_A(\vec{F})$: moment de la force \vec{F} appliquée au point M par rapport au point A, en N.m

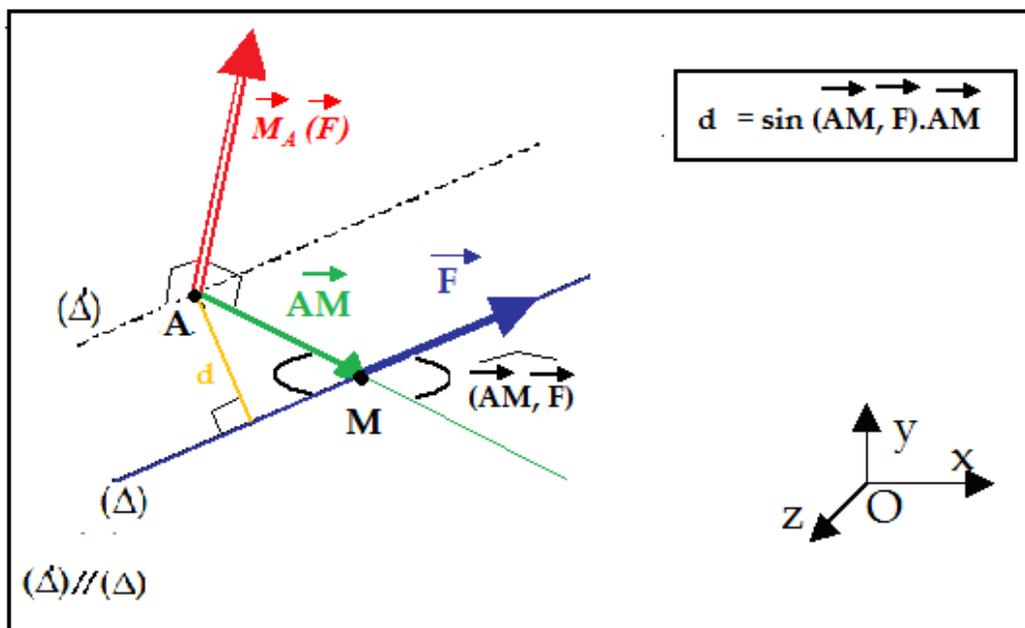


Figure 13 : Schéma d'un moment de forces

Un moment de force est caractérisé par :

- son origine : le point A
- sa direction : perpendiculaire au plan défini par les vecteurs \overrightarrow{AM} et \vec{F} .
- son sens : le trièdre $(\overrightarrow{AM}, \vec{F}, \overrightarrow{M_A}(\vec{F}))$ est direct
- sa norme : $\|\overrightarrow{M_A}(\vec{F})\| = \|\overrightarrow{AM}\| \cdot \|\vec{F}\| \cdot \sin(\overrightarrow{AM}, \vec{F}) = d \cdot F$

➤ *Couple de forces :*

Un ***couple de forces*** est un ensemble de deux forces parallèles, de sens opposé et de même intensité. Il tend à faire tourner le système auquel il est appliqué.

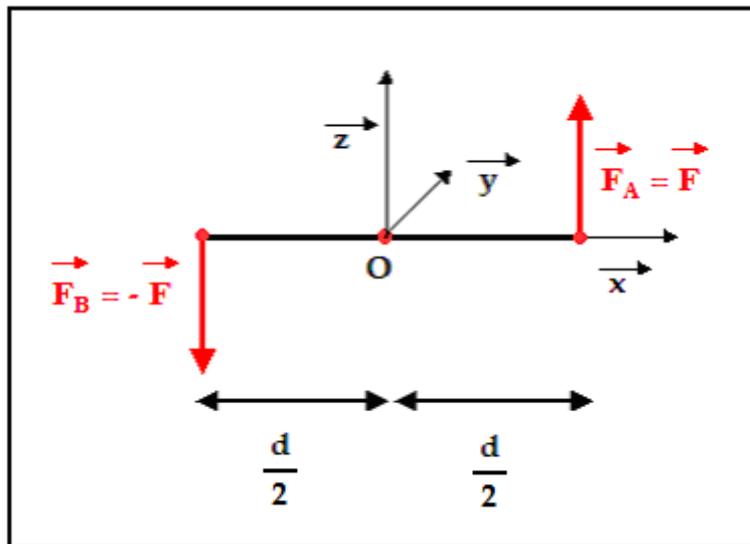


Figure 14 : Schéma d'un couple de forces

Un couple de forces est caractérisé par :

- une résultante des forces telle que : $\vec{F}_U = \vec{F}_A + \vec{F}_B = F \cdot \vec{z} - F \cdot \vec{z} = \vec{0}$
- un moment résultant par rapport au point O non nul avec dans cet exemple :

$$\overrightarrow{M}_O(\vec{F}_U) = \overrightarrow{M}_O(\vec{F}_A) + \overrightarrow{M}_O(\vec{F}_B) = -F \cdot d \cdot \vec{y} \neq 0$$

➤ *Bras de levier d'un couple de forces :*

Le ***bras de levier*** d'un couple de forces appelé ***d*** est défini comme la distance comprise perpendiculairement à la ligne d'action des deux forces au point où agit le moment de torsion. Plus celui-ci est grand et plus le moment de forces associé est important.

➤ Torseur associé à une action mécanique :

Une action mécanique est complètement définie lorsque les deux vecteurs \vec{F} et $\vec{M}_A(\vec{F})$ sont connus. Ces deux vecteurs sont regroupés au sein d'une même entité mathématique appelée *torseur*. Ainsi, le torseur associé à l'action mécanique en A d'un solide 1 sur un solide 2 est noté :

$$\{\tau_{(2 \rightarrow 1)}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{R}_{(2 \rightarrow 1)} \\ \vec{M}_A^{(2 \rightarrow 1)} \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{c|c} X_{21} & L_{21} \\ Y_{21} & M_{21} \\ Z_{21} & N_{21} \end{array} \right\}_{(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})}$$

Composantes de la résultante
 Composantes du moment résultant en A
 Base de projection des vecteurs
 Centre de la réduction

$\vec{R}_{(2 \rightarrow 1)}$ et $\vec{M}_A^{(2 \rightarrow 1)}$ sont appelés éléments de réduction au point A du torseur $\{\tau_{(2 \rightarrow 1)}\}$.

➤ Torsion simple :

Soit un solide (E) de section (S) et de centre de surface G. La section droite est sollicitée en *torsion simple* si dans R les éléments de réduction du torseur de cohésion s'expriment par :

$$\{\mathbf{T}_{\text{coh}}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{R} = \vec{0} \\ \vec{M}_G = M_t \cdot \vec{X} \end{array} \right\}_{(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})}$$

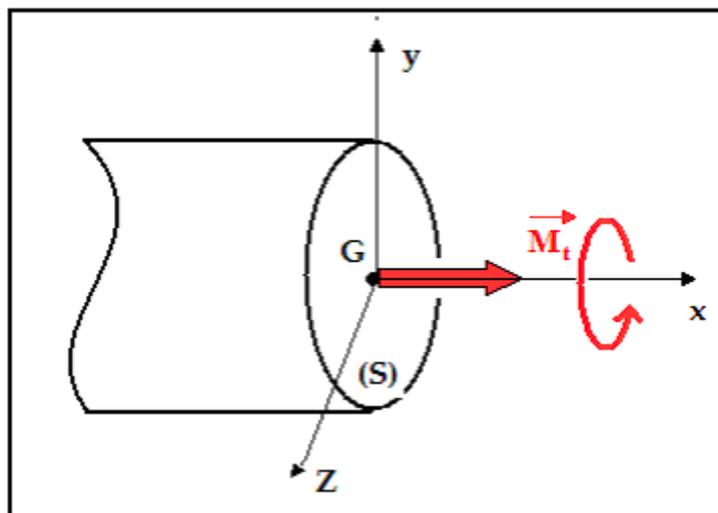


Figure 15 : Torsion d'une poutre circulaire

Une poutre est sollicitée en torsion simple lorsque celle-ci est soumise aux deux extrémités à des liaisons dont les torseurs associés se réduisent à deux torseurs couples opposés dont les moments sont parallèles à l'axe du cylindre.

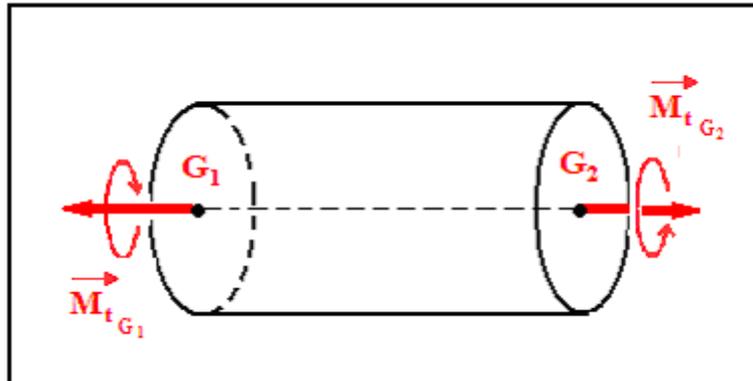


Figure 16 : Schéma d'une poutre en torsion simple

L'étude d'un solide en torsion nécessite d'établir un ensemble d'hypothèses parmi lesquelles :

- le solide est une poutre cylindrique à section circulaire
- le diamètre de la section est constant
- le poids de la poutre est négligé
- les déformations sont limitées dans le domaine élastique

➤ *Le moment polaire d'inertie :*

Le **moment polaire d'inertie J** reflète la distribution d'une structure autour de son axe central de rotation. Il influence la résistance en torsion d'une structure. Plus la masse de matériau est importante et plus il est éloigné de l'axe central de rotation, plus le moment polaire d'inertie augmente. Ainsi il a été démontré que la résistance en torsion des fémurs et des tibias de jeunes chiens augmente jusqu'à la fin de leur croissance, ce que l'on peut attribuer à l'augmentation du diamètre des os et donc de leur moment polaire d'inertie. De même à masse égale, les structures tubulaires, telles que la diaphyse des os longs ont un moment polaire d'inertie supérieur aux structures cylindriques et donc une meilleure résistance en torsion (15,67,69).

Le moment polaire d'inertie J est défini par l'égalité suivante :

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

Avec :

- J : moment polaire d'inertie, en m^4
- r : rayon du cylindre, en m
- S : section droite du cylindre, en m^2
- pour un cylindre plein : $J = \pi d^4/32$, avec d : diamètre du cylindre plein
- pour un tube : $J = \pi (D^4 - d^4) / 32$, avec D : diamètre externe et d : diamètre interne du tube

2 Importance clinique des forces de torsion:

Les os sont soumis à des contraintes en torsion à de nombreuses occasions (34,64). Elles peuvent par exemple survenir lorsque le corps se tord alors que le pied est fermement ancré au sol. Les muscles sont également responsables de torsions car leurs points d'attache sont perpendiculaires à l'axe de rotation de l'os qui correspond généralement au centre de la cavité médullaire. Les contractions musculaires surviennent alors avec un bras de levier égal à la distance comprise entre le centre de la cavité médullaire et le point d'attache musculaire à la surface de la corticale. Le moment de torsion qui en résulte entraîne la rotation de la colonne osseuse. Cela est d'autant plus important que la ligne des forces musculaires est orientée perpendiculairement à l'axe longitudinal de l'os. C'est notamment le cas avec les muscles ilio-psoas et rotateur externe de la hanche qui en se contractant induisent une rotation externe de la hanche pouvant provoquer une fracture proximale du fémur. Le tibia et l'humérus sont les os les plus fréquemment touchés. Par ailleurs, les contraintes en cisaillement induites par les forces de torsion nuisent fortement au processus de cicatrisation osseuse .

Afin de traiter avec pertinence une fracture, il convient donc de ne pas négliger les forces de torsion auquel le foyer de fracture et les implants sont soumis.

3 Paramètres biomécaniques d'une structure :

Courbe Moment du couple de Forces/Angle unitaire de torsion

Lorsqu'une structure est soumise à une force, celle-ci se déforme dans un premier temps avant de se rompre. Ainsi il est possible de tracer une courbe Moment du couple de forces/Angle unitaire de torsion dont l'étude permet de définir différents paramètres biomécaniques propres à la structure envisagée, qu'il s'agisse par exemple d'un os seul ou bien associé à un montage d'ostéosynthèse. Tous les paramètres qui en découlent seront donc spécifiques à chaque structure étudiée même si celles-ci sont composées d'un même matériau (2,7,15,34,40,52,53,55,70,75). Cette courbe se subdivise en deux parties représentant :

- un domaine élastique
- un domaine plastique

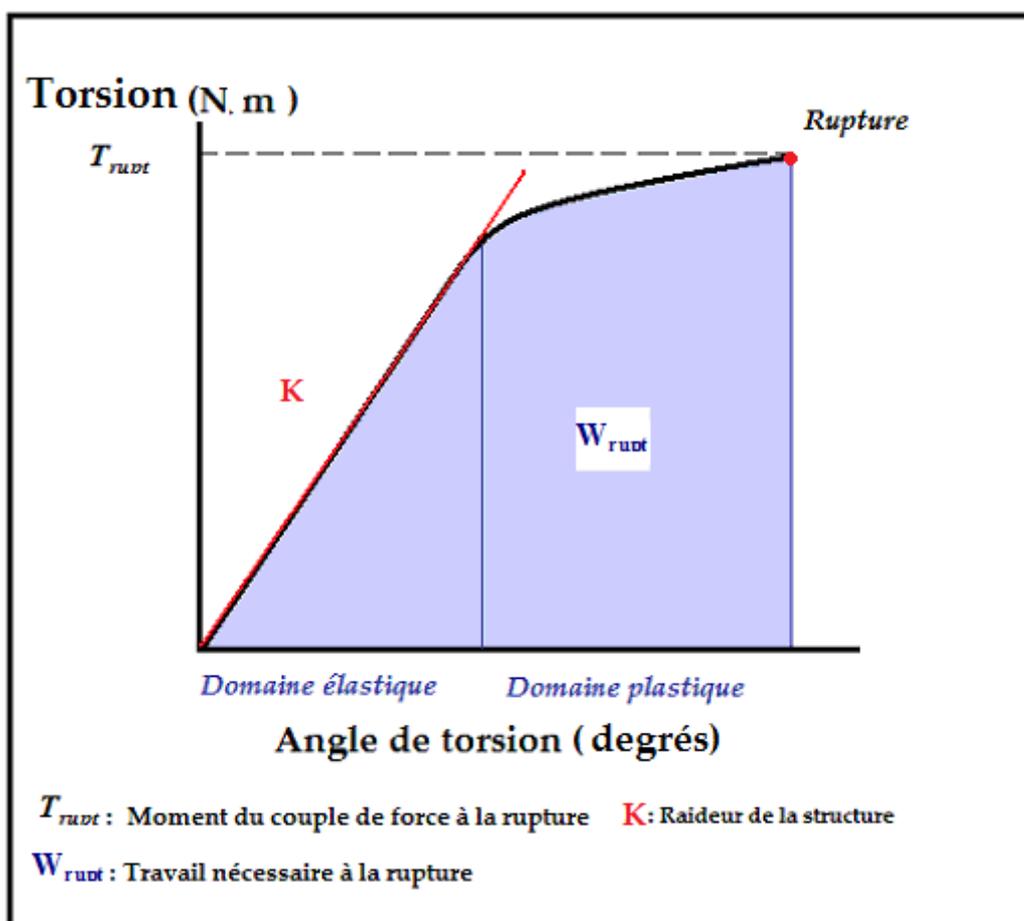


Figure 17: Courbe Moment du couple de force/Angle unitaire de torsion (2)

3-1 Domaine élastique

Le domaine élastique est représenté par la première partie de la courbe Moment du couple de forces/Angle unitaire de torsion. Les forces appliquées entraînent une déformation globale de la structure qui est totalement réversible. En effet lorsque les forces cessent de lui être appliquée, elle reprend sa forme initiale et cela un nombre illimité de fois. Dans ces conditions, la structure se comporte comme un ressort. Le domaine est dit élastique.

➤ *Raideur de la structure : K*

La courbe tracée dans le domaine élastique est linéaire. La pente de cette courbe représente la **raideur K** de la structure. Elle correspond à la force nécessaire à la déformation de la structure. L'angle unitaire de torsion est alors proportionnel au moment du couple de forces qui lui est appliqué et la relation entre le couple de forces et l'angle de torsion peut être caractérisée par une équation de type :

$$\mathbf{T} = \mathbf{K} \Delta\theta/\Delta x$$

Avec:

- **T** : la torsion appliquée à la structure, en Nm
- **K** : la raideur de la structure, en Nm²
- $\Delta\theta/\Delta x$: l'angle unitaire de torsion, en m⁻¹

3-2 Domaine plastique

Si la force dépasse une certaine intensité, la courbe perd sa linéarité. Lorsque la force n'est plus appliquée à la structure, celle-ci est dans l'impossibilité de retrouver ses caractéristiques initiales. Il persiste une déformation résiduelle permanente. Le domaine est alors dit plastique.

➤ *Torsion à la rupture : T_{rupt}*

La **torsion à la rupture (T_{rupt})** correspond au moment du couple de forces dont l'intensité est telle que tout moment d'intensité égale ou supérieure provoque des modifications de la structure osseuse telles que l'os se rompt. Il est spécifique à l'intégrité générale de la structure osseuse testée. En torsion, le moment du couple de force qui produit la rupture d'un tube peut être estimé à l'aide de la formule suivante (16) :

$$T_{rupt} = 2 * J_p / D * \tau_{rupt}$$

Avec :

- T_{rupt} : torsion maximale pouvant être appliquée, en Nm²
- J_p : moment polaire d'inertie, en m⁴
- τ_{rupt} : contrainte maximale en torsion, en N/m² ou Pa

Or, pour l'os cortical fémoral, $\tau_{rupt} = 68$ N/m² d'après Reilly et Burstein (66). Il est donc possible d'estimer le moment du couple de forces qui induit une fracture. Le moment du couple de forces maximal a pu être calculé pour des os tubulaires dont le diamètre interne est estimé à environ 2/3 du diamètre externe. La résistance aux forces de torsion augmente de manière importante avec le diamètre de l'os, l'aire de section et le moment polaire d'inertie.

➤ *L'angle de torsion à la rupture* : $\Delta\theta / \Delta x_{rupt}$

L'angle de torsion à la rupture ($\Delta\theta / \Delta x_{rupt}$) représente le plus petit angle de torsion pour lequel la structure se rompt. Il caractérise la notion de fragilité de la structure

➤ *Travail nécessaire à la rupture* : W_{rupt}

Le *travail nécessaire à la rupture* W_{rupt} correspond à l'aire sous la courbe Moment du couple de forces/Angle unitaire de torsion. Il représente l'énergie nécessaire à la rupture de la structure testée.

Lorsqu'un os est soumis à une déformation, il absorbe de l'énergie puis la restitue en recouvrant sa configuration initiale. Si l'énergie qui lui est appliquée dépasse un certain seuil, l'os la restitue brutalement et se fracture. Cette restitution aboutit à la formation d'un ou de plusieurs traits de fracture. Le nombre et la forme de ces traits dépendent notamment de l'intensité et de la vitesse avec laquelle les forces lui ont été appliquées. En effet compte tenu des propriétés viscoélastiques du tissu osseux, plus l'énergie cinétique ($E = \frac{1}{2} mv^2$) et donc plus la vitesse d'application des forces sont importantes et plus l'énergie stockée est grande (2). Quand le choc est violent, l'énergie stockée dans l'os dépasse celle pouvant être dissipée par un seul trait de fracture, plusieurs traits de fracture vont alors se former. Plus l'énergie sera importante et plus les traits de fracture seront nombreux et par conséquent les fragments osseux multiples. Cette énergie se répercute également sur le revêtement cutané, les tissus mous et les structures vasculo-nerveuses environnantes, pouvant alors créer des lésions importantes.

Ainsi la morphologie, le degré de comminution d'une fracture et l'intensité des lésions des tissus environnants traduit non seulement la nature mais aussi l'intensité et la vitesse des forces qui ont été appliquées à l'os. La vitesse des objets au moment de l'impact joue donc également un rôle majeur dans la morphologie des fractures (2,8,69). Il est donc possible d'établir une classification des fractures selon l'énergie du traumatisme comme le montre le *tableau 3*.

Energie du trauma	Description de la fracture
Faible énergie	<ul style="list-style-type: none"> - fracture spiroïde ou oblique courte - déplacement inférieur à la largeur d'une diaphysaire
Moyenne énergie	<ul style="list-style-type: none"> - fracture à petite comminution - déplacement égal à la largeur de la diaphyse
Haute énergie	<ul style="list-style-type: none"> - fracture avec comminution sévère ou multifocale avec perte de substance osseuse
Très haute énergie	<ul style="list-style-type: none"> - fracture par arme à feu ou écrasement

Tableau 3 : Classification des fractures selon l'énergie du trauma (63)

4 Nature des contraintes exercées par les forces de torsion :

Les contraintes et les déformations qui en résultent sont complexes. La torsion est fondamentalement une variation géométrique du cisaillement, produisant des contraintes en cisaillement maximales distribuées sur la surface entière de l'os et suivant les plans de sections. Les contraintes en cisaillement maximales sont orientées selon des plans parallèles entre eux et perpendiculaires à l'axe central longitudinal ou axe neutre de la tige. L'intensité des contraintes en cisaillement augmente proportionnellement à la distance de l'axe neutre.

Il existe également des contraintes en tension et en compression organisées suivant des plans obliques spiroïdes par rapport à l'axe neutre de la tige.

La fracture est initiée par les contraintes en cisaillement et débute à la surface de l'os suivant le plan de contraintes en cisaillement maximales orienté parallèlement à l'axe neutre de la tige. Puis les microfractures se propagent suivant le plan des contraintes maximales en tension, orienté avec un angle de 30° en général par rapport à l'axe neutre de la tige. Ceci explique l'apparition d'une fracture de type spiroïde (7,42,44,51,56,68,70,72). Le processus

de fracture s'effectue en deux étapes. Tout d'abord les microfractures se propagent dans l'épaisseur de la corticale dès que le domaine plastique est atteint, puis la fracture finale survient par une propagation brutale des microfractures lorsque le couple de torsion maximal est atteint (56).

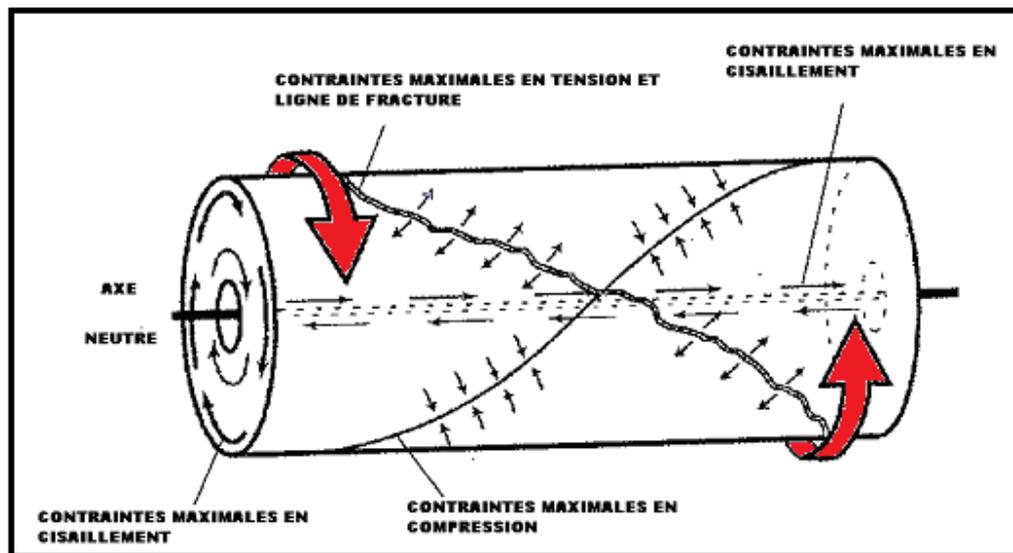


Figure 18 : Charges en compression appliquées à un cylindre et générant des contraintes en cisaillement, compression et tension. (64)

5 Paramètres mécaniques d'un matériau: Courbe Contrainte/Déformation

Soit une éprouvette cylindrique sur laquelle est appliquée un couple de forces aux extrémités, nous obtenons une courbe Moment du couple de forces/Angle de torsion similaire à une courbe obtenue en traction ou en compression comportant également un domaine élastique puis plastique jusqu'à la rupture. Afin de s'exonérer de la structure de l'éprouvette, il est nécessaire de ramener le couple de forces et la rotation qui en résulte à certains paramètres géométriques du cylindre (section et longueur). Pour cela, nous allons définir une contrainte et une déformation en cisaillement.

➤ *Contrainte en cisaillement τ*

Une **contrainte** est une force ramenée à la surface d'un échantillon de matériau, pouvant être représenté par un cube infinitésimal de surface A. Elle exprime donc l'intensité d'une force appliquée localement à une unité de surface.

La **contrainte en cisaillement** τ est définie par l'équation :

$$\tau = S/A = r T/J$$

Avec :

- τ : contrainte en cisaillement en N/m² ou Pa
- A : surface d'un cube infinitésimal, en m²
- T : torsion appliquée à la structure, en N.m
- S : force de cisaillement, en N
- r : rayon du cylindre, en m
- J : moment d'inertie polaire, en m⁴

Une contrainte en cisaillement τ appliquée à un cube infinitésimal de surface A entraîne une déformation γ de celui-ci.

➤ *Déformation en cisaillement γ*

Une **déformation** est un déplacement ramené à la longueur de l'échantillon. Une **déformation de cisaillement** est la conséquence de l'application d'une contrainte de cisaillement. Elle représente la déviation angulaire d'une des faces du cube à partir de son état initial. La **déformation en cisaillement** γ peut être définie par les équations suivantes :

$$\gamma = \Delta L/L = \alpha r / L$$

Avec :

- γ : déformation, sans unité
- α : angle unitaire de torsion, en radians
- r : rayon du cylindre, en m
- L : longueur du cylindre, en m
- Δl : Déplacement de la structure, en m

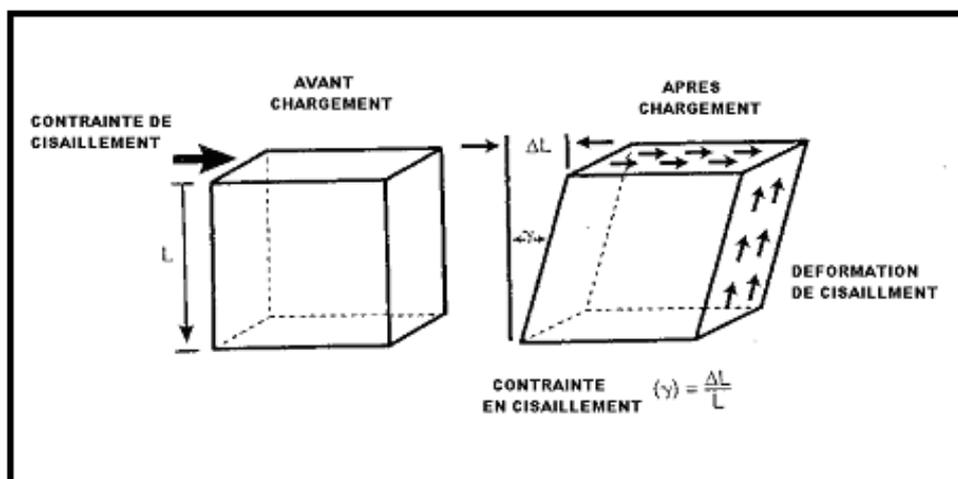


Figure 19 : Contrainte et déformation de cisaillement (64)

➤ *Module de rigidité :*

La pente de la courbe Contrainte/Déformation est représentée par le **module de rigidité** encore appelé **module d'élasticité en cisaillement** ou **module de Coulomb**. Celui-ci nous donne accès à la rigidité du matériau osseux.

La relation entre module de rigidité, la contrainte et la déformation en cisaillement est donnée par la **loi de Hooke** :

$$G = \tau / \gamma$$

- **G** : module de rigidité en N/m² ou Pa
- **τ** : contrainte en cisaillement en N/m² ou Pa
- **γ** : déformation, sans unité

Le module de rigidité en cisaillement peut être calculé grâce à la pente de la courbe Contrainte/Déformation en torsion. Toutefois, si les tests en torsion créent des contraintes en cisaillement au niveau de la section osseuse, il se crée également des contraintes en tension compte tenu de la nature composite du tissu osseux. On ne peut donc pas déduire simplement les propriétés mécaniques d'une structure à l'aide de tests en torsion. Un grand nombre d'autres méthodes ont ainsi été développées (15).

Si cette équation suggère qu'il existe en torsion une théorie linéaire, cela est toutefois inexact. Cela est notamment dû au fait que la contrainte et la déformation ne sont pas linéairement proportionnelles à la distance au centre de la coupe transversale mais celles-ci varient de zéro au centre de la structure et atteignent un maximum à sa surface (15,73,75)

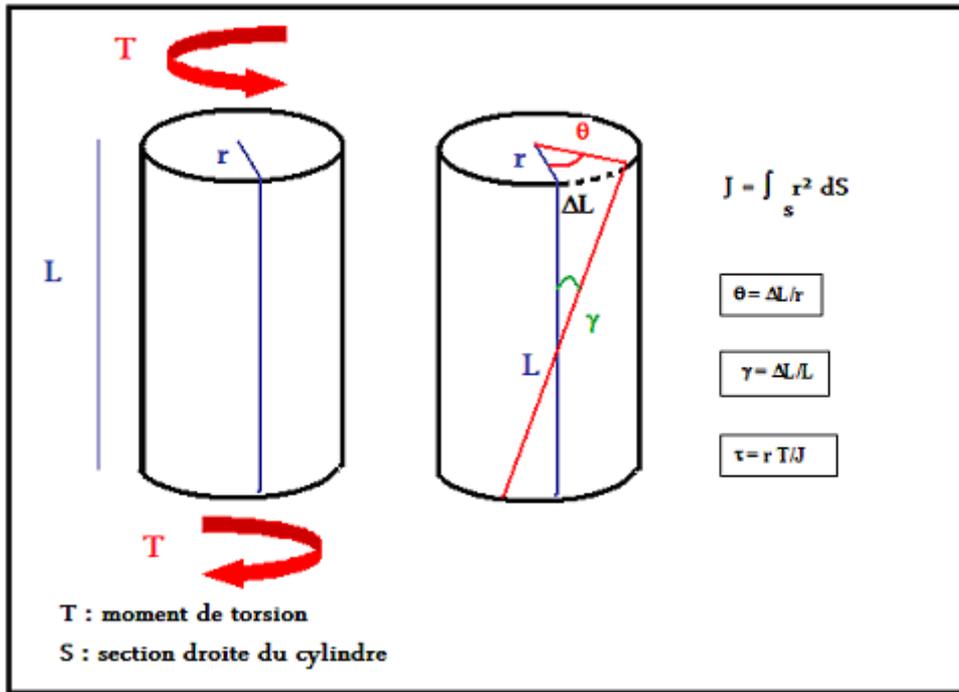


Figure 20 : Schéma d'un essai en torsion

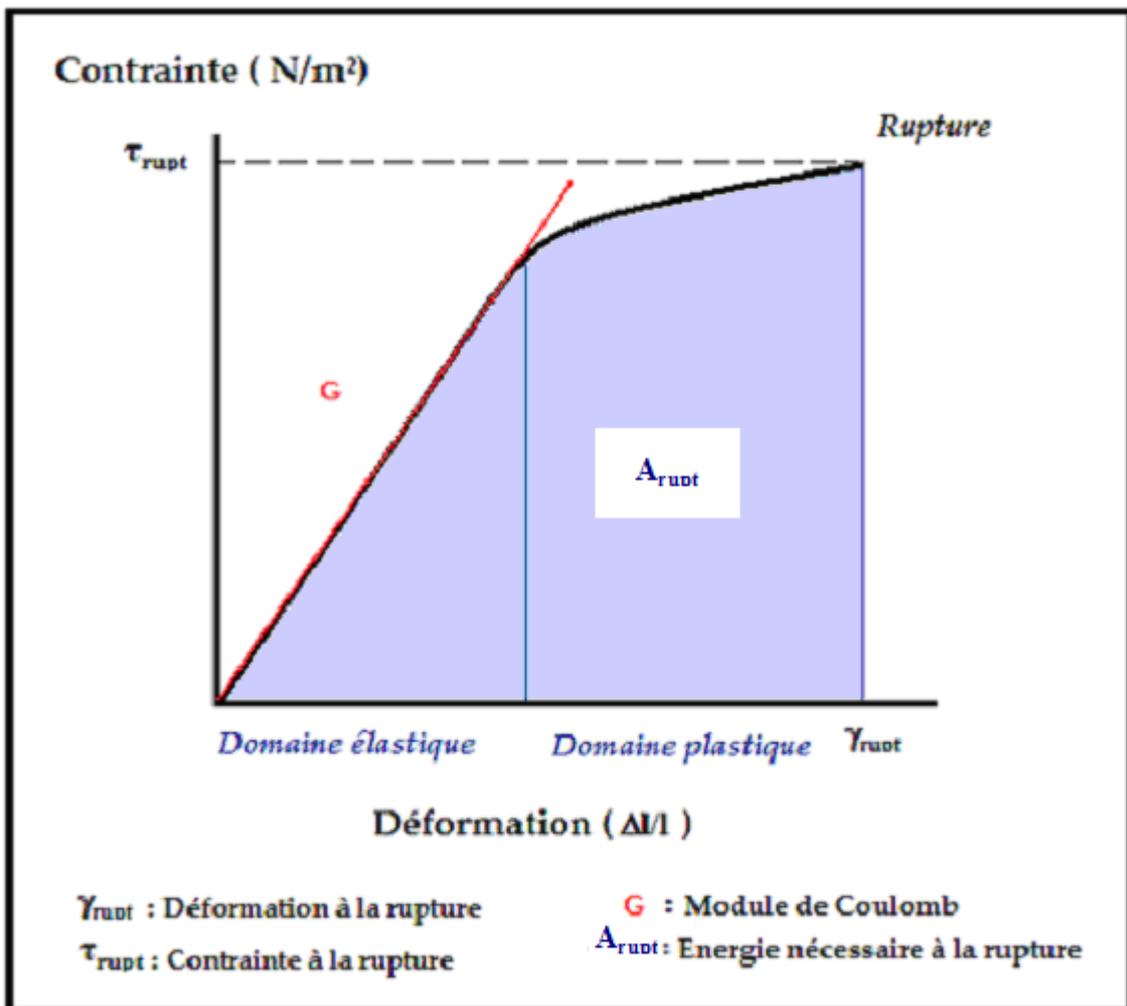


Figure 21 : Courbe Contrainte/Déformation en torsion

PARTIE 2 :

ETUDE

EXPERIMENTALE

-I- MATERIEL ET METHODE

L'objectif de cette étude est d'analyser l'influence du nombre de vis et de leur implantation sur la raideur en torsion d'un montage d'ostéosynthèse associant un clou centro-médullaire et une plaque vissée dans le cadre du traitement des fractures fémorales diaphysaires comminutives chez les carnivores domestiques de faible poids (< 15kg).

1 Echantillons

1-1 Prélèvement et conservation des fémurs

Les fémurs utilisés dans cette étude sont issus de cadavres frais ou congelés de chiens de race Beagle. Tous ces chiens étaient de tailles similaires et pesaient entre 10 et 15 kg. Après avoir été prélevés, un maximum de tissus mous a été éliminé des fémurs. Puis les os ont été enveloppés dans des compresses imbibées d'une solution de NaCl 0.9% et placés à -20°C jusqu'au jour du test.

Chaque fémur a ensuite été décongelé progressivement à température ambiante juste avant leur préparation. Puis une hydratation permanente a été maintenue durant toutes les étapes de la préparation jusqu'à l'achèvement des tests mécaniques.

Juste avant la préparation des fémurs, ceux-ci ont été dégraissés superficiellement à l'éther afin de faciliter leur manipulation et de réduire les écoulements graisseux pouvant altérer la prise de l'os dans la résine.

1-2 Critères d'inclusion des fémurs dans l'étude

Un ensemble de critères a été contrôlé afin d'exclure de l'échantillon les fémurs dont les propriétés mécaniques pouvaient être altérées ou bien dont les dimensions s'écartaient de l'intervalle de taille adapté au matériel d'ostéosynthèse choisi :

- Longueur totale (du sommet du grand trochanter à l'extrémité des condyles) supérieure ou égale à 12cm
- Diamètre de la cavité médullaire dans la région la plus étroite supérieure ou égale à 6mm

- Fermeture complète des cartilages de croissance
- Aucune anomalie radiologiquement visible (densité osseuse, forme)

Numéro fémur	Largeur cavité	Longueur
1	7	142
2	6	148
3	7	154
4	7	145
5	6	164
6	6	144
7	6	145
8	6	145
9	6	145
10	6	139

Tableau 4 : Dimensions des fémurs utilisés

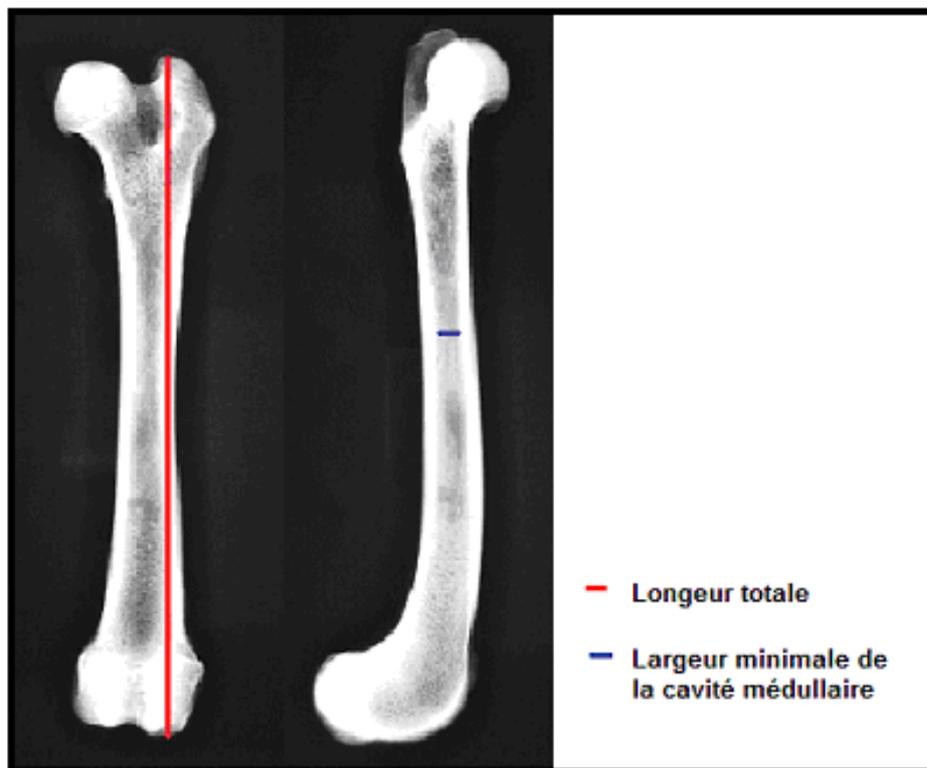


Figure 22: Radiographies du fémur n°8 inclus dans l'étude (face et profil)

2 Réalisation du modèle et du montage d'ostéosynthèse

Un clou centro-médullaire simple (clou de Steinmann section ronde, pointe pyramidale) de 3 mm de diamètre a été inséré de manière normograde dans l'os intact. Le diamètre de la section a été choisi afin d'occuper 50% de la cavité médullaire au niveau de son diamètre minimal. Une plaque VCP (Veterinary Cutable Plate- Synthes®) de 2.0/2-7 comportant 13 trous a ensuite été contournée sur la face latérale du fémur. Puis les trous de 1,5 mm de diamètre destinés à recevoir les vis monocorticales de 2.0 mm de diamètre ont été forés puis taraudés à un diamètre de 2mm. Une perte de substance de 12 mm a été simulée en région médio-diaphysaire. Pour cela deux lignes d'ostéotomie ont donc été effectuées à l'aide d'une scie manuelle à une distance de 6 mm de part et d'autre du milieu de la diaphyse repéré grâce au trou central de la plaque. La plaque a ensuite été posée ainsi que l'intégralité des vis soit 5 vis monocorticales (diamètre 2 mm, longueur 6 mm, Synthes® référence : 211-006) de part et d'autre de la perte de substance ce qui correspond à la configuration du premier montage testé (*montage A*).

Les différentes configurations de montages successivement testés sont présentées ci-dessous (*figure23*) :

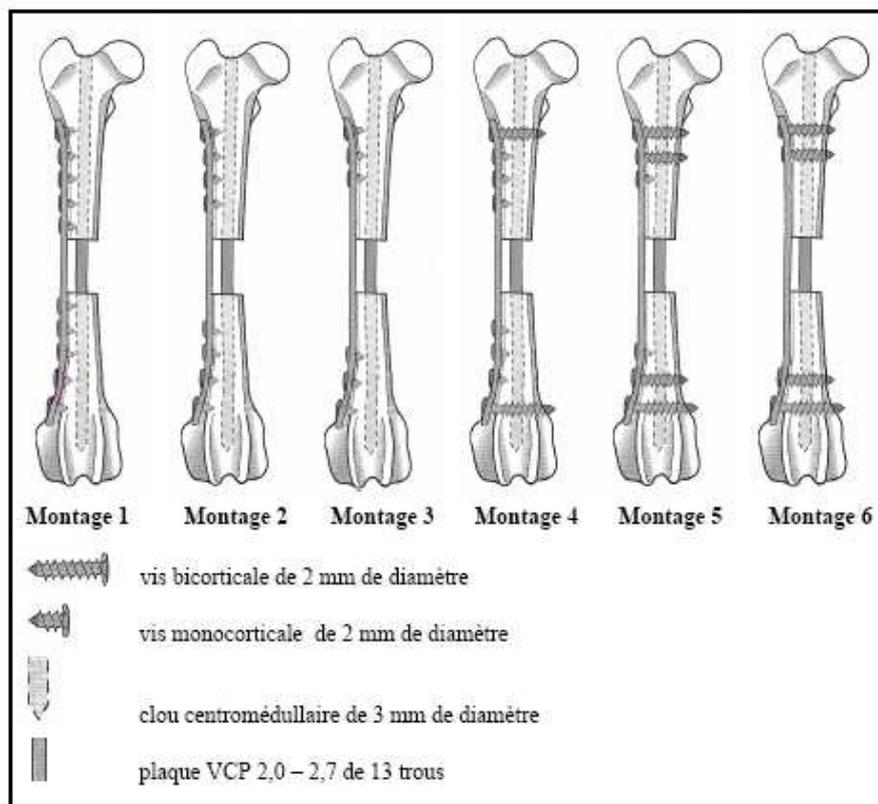


Figure 23 : Schéma des différentes configurations d'implantation des vis sur la plaque (58)

Nombre de vis de part et d'autre du foyer	Nombre de vis	Nombre de corticales	Nombre de trous vides
5 vis monocorticales	10	10	3
4 vis monocorticales	8	8	5
3 vis monocorticales	6	6	7
1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales	8	10	5
2 vis bicorticales et 1 vis monocorticale	6	10	7
2 vis bicorticales	4	8	9

Tableau 5 : Configurations d'implantation des vis sur la plaque.

Enfin deux broches de 1.2 mm de diamètre ont été posées dans chaque épiphyse afin d'améliorer son ancrage dans la résine.

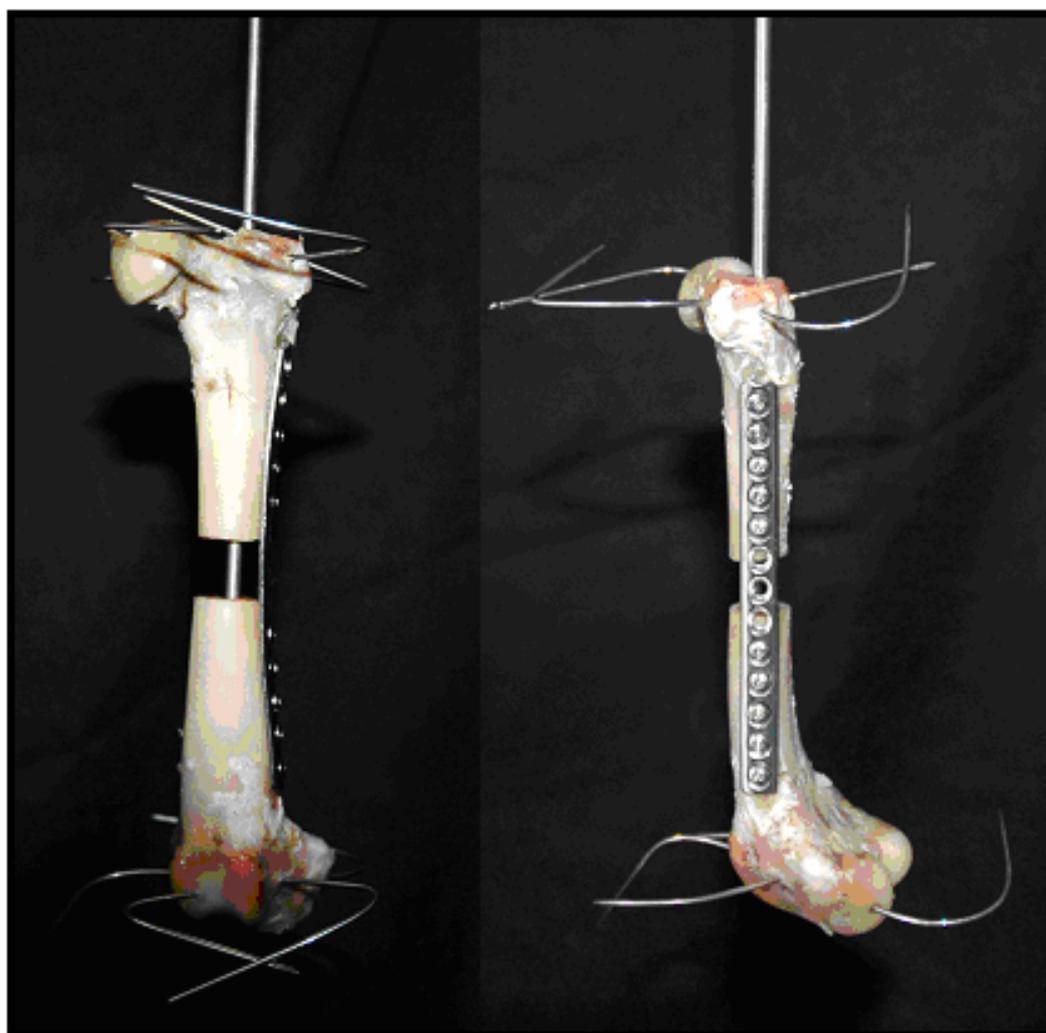


Figure 24 : Vues de face et de profil du montage orthopédique avant inclusion

3 Inclusion des fémurs dans la résine

Les fémurs ont ensuite été inclus dans de la résine (mélange de deux constituants: Vantico SAS ®, Technologie T2L, 11500 QUILLAN) à leurs extrémités proximales et distales. L'axe de torsion choisi est l'axe du clou centro-médullaire. Pour cela, le clou dépasse du fémur en zone proximale et a été maintenu verticalement au centre d'une potence spécialement conçue à cet effet. Les condyles fémoraux à l'extrémité distale de même que la tête fémorale, le grand trochanter et le col fémoral à l'extrémité proximale ont été entièrement immergés dans la résine en prenant soin de ne pas inclure les extrémités de la plaque.

L'inclusion s'est fait selon deux étapes successives. Dans un premier temps, le clou dépassant du fémur en région proximale a été fixé au centre de la potence et la partie distale a été incluse dans la résine (*figure 25*). Une fois la résine prise (environ 20 minutes), le clou a été raccourci de manière à ne pas dépasser de la fosse sous-trochantérienne et enduit de pâte à modeler afin de ne pas être pris dans la résine. Le bloc de résine ainsi obtenu a été retourné, positionné horizontalement à l'aide d'un niveau à bulle puis fixé sur la potence en partie haute de manière à pouvoir inclure la partie proximale du fémur dans un second temps.

Ainsi, ces deux étapes ont permis l'inclusion des zones proximales et distales du fémur en positionnant l'axe du clou au centre des deux blocs de résine. La résine a durci ensuite douze heures pour atteindre sa solidité maximale. Avant de verser la résine dans le moule, un agent démoulant Cuba polymère, agent de démoulage 62 5111) a été appliqué en 3 couches successives afin de faciliter le démoulage des blocs de résine.

Les deux épiphyses fémorales incluses dans la résine sont placées dans deux pièces métalliques construites sur mesure. Deux trous sont ensuite forés dans chaque bloc de résine afin d'accueillir deux tiges métalliques. Sur chaque tige métallique sont vissés deux écrous permettant de fixer le bloc de résine dans la pièce métallique (*figure 26*).

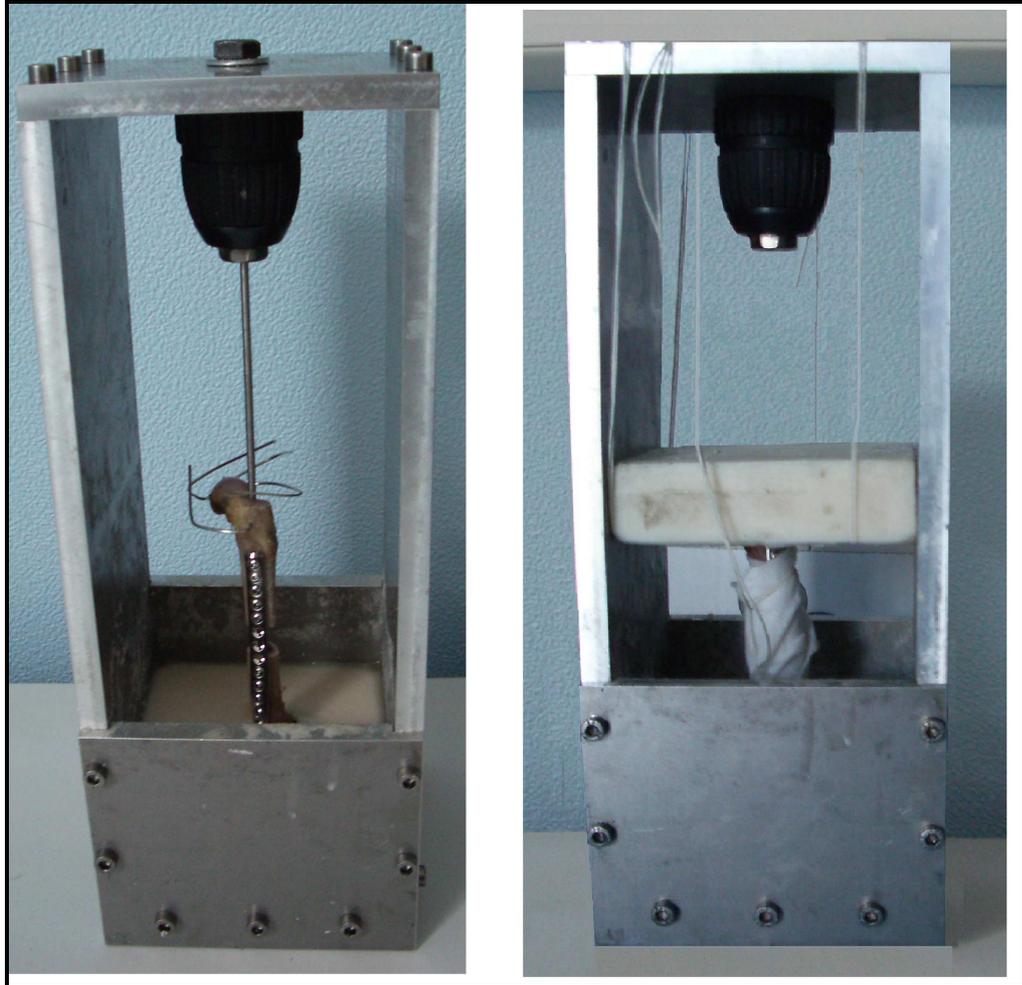


Figure 25 : Dispositif d'inclusion dans la résine des deux diaphyses d'un fémur



Figure 26 : Fémur préparé pour sa mise en place dans le banc de torsion

4 Dispositif de mesure

4-1 Banc de torsion

La torsion est obtenue à l'aide d'une configuration encastrée-guidée de l'os. Le guidage est réalisé par une liaison pivot-glissant permettant d'appliquer un couple de torsion extérieur sans couplage en traction-compression. Le moment de torsion est appliqué autour de l'axe passant par le clou centro-médullaire. L'os est positionné de telle sorte que l'axe du clou centro-médullaire soit confondu avec l'axe de la liaison guidée et du couplemètre (*Figure 27*).

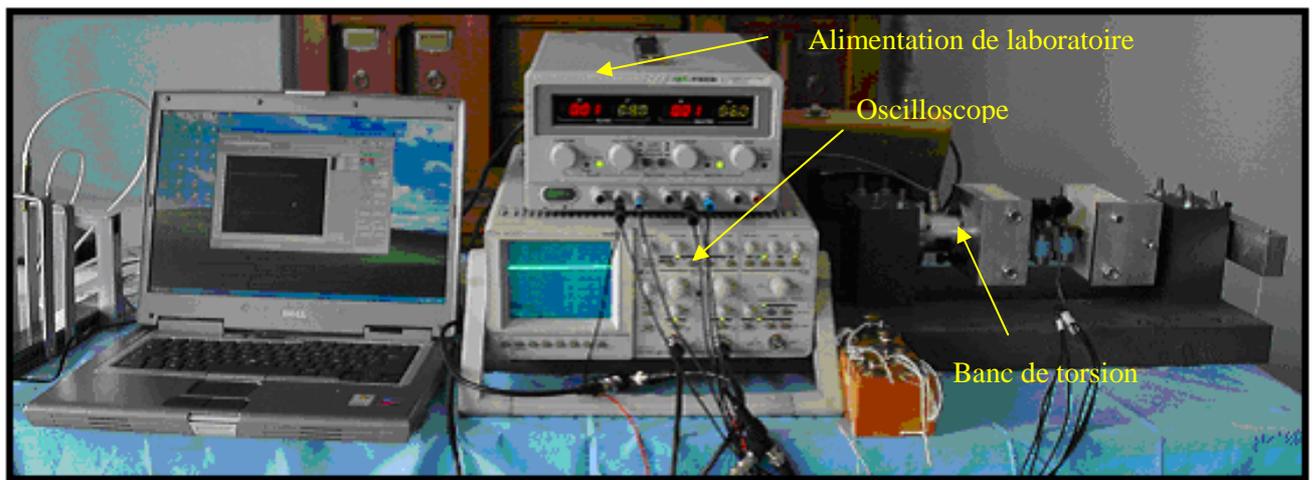


Figure 27 : Banc de torsion complet le dispositif d'application du couple et les moyens de mesure.

4-2 Mesure de la rotation des deux fragments osseux

Deux inclinomètres (TME – PMPS 20L, +/- 20°, MIDORI, Tokyo) mesurent les rotations de section, ils sont alimentés par une alimentation de laboratoire (8V). Ils sont positionnés sur l'os à l'aide de cales pour être installés à une distance fixe des bords de la perte de substance. La distance Δx entre les deux inclinomètres correspond donc à la somme de la longueur de la perte de substance (entre 11 et 12 mm selon les montages) et de la longueur comprise entre le centre de mesure de l'inclinomètre et la perte de substance. Le serrage de ces deux instruments de mesure, dont l'encombrement et le poids sont importants par rapport à l'os, est obtenu à l'aide de deux vis dont l'extrémité a été travaillée afin de s'ancrer superficiellement dans la corticale de l'os (*figure 28*).

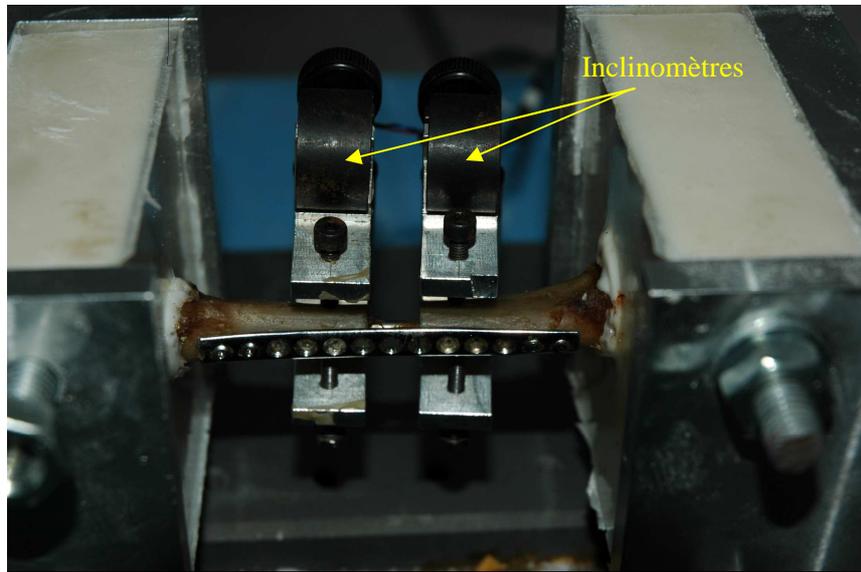


Figure 28 : Position des inclinomètres sur le fémur

4-3 Mesure du moment du couple de forces

Le moment du couple de forces appliqué est mesuré à l'aide d'un couplemètre (TME C220 F, 50 N.m, Orgeval) encastré dans le banc de torsion et ainsi localisé dans l'axe de torsion. Le couple de torsion est appliqué en installant une série de poids pesant respectivement 0, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 900 et 1000g à l'extrémité d'un levier fixé lui même à l'extrémité de l'axe de la liaison guidée. Ces poids sont positionnés à 10 cm de l'axe de torsion au moyen d'un crochet. La connaissance des poids et de la distance nous permet de connaître le couple appliqué de façon précise et donc d'étalonner le système d'acquisition du couplemètre.

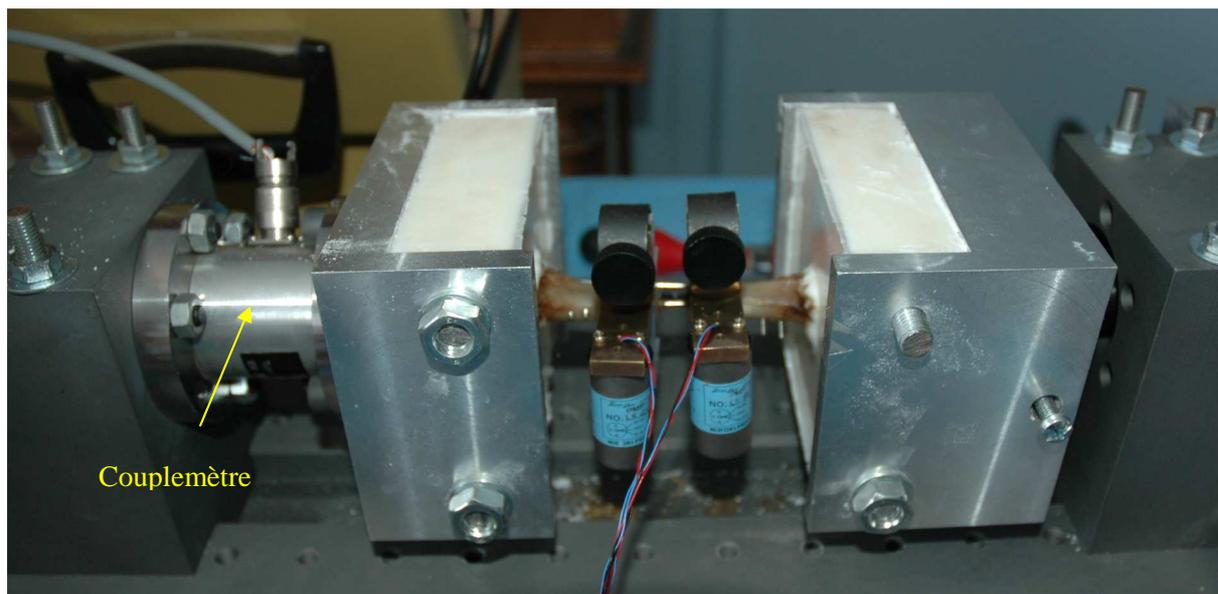


Figure 29 : Position du couplemètre sur le banc de torsion

4-4 Acquisition des données

L'acquisition des données issues des inclinomètres est réalisée par un système d'acquisition PCD 320 (Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japan). Pour chaque point de mesure, la tension de sortie des deux inclinomètres est mesurée. La différence de tension par rapport à la valeur de départ varie selon l'angle induit par la torsion. Chaque variation de tension a été par la suite convertie en variation d'angle à l'aide des données fournies par le constructeur : une variation de tension de 10% correspondant à un angle de 10 °.

L'acquisition et l'alimentation du couplemètre sont réalisées par un pont de jauge Vishay relié au PCD 320. L'ensemble du système est schématisé ci dessous (*figure 30*). Le logiciel d'acquisition du PCD 320 nous permet d'obtenir directement le couple de forces en lui indiquant le coefficient de régression linéaire de la courbe d'étalonnage

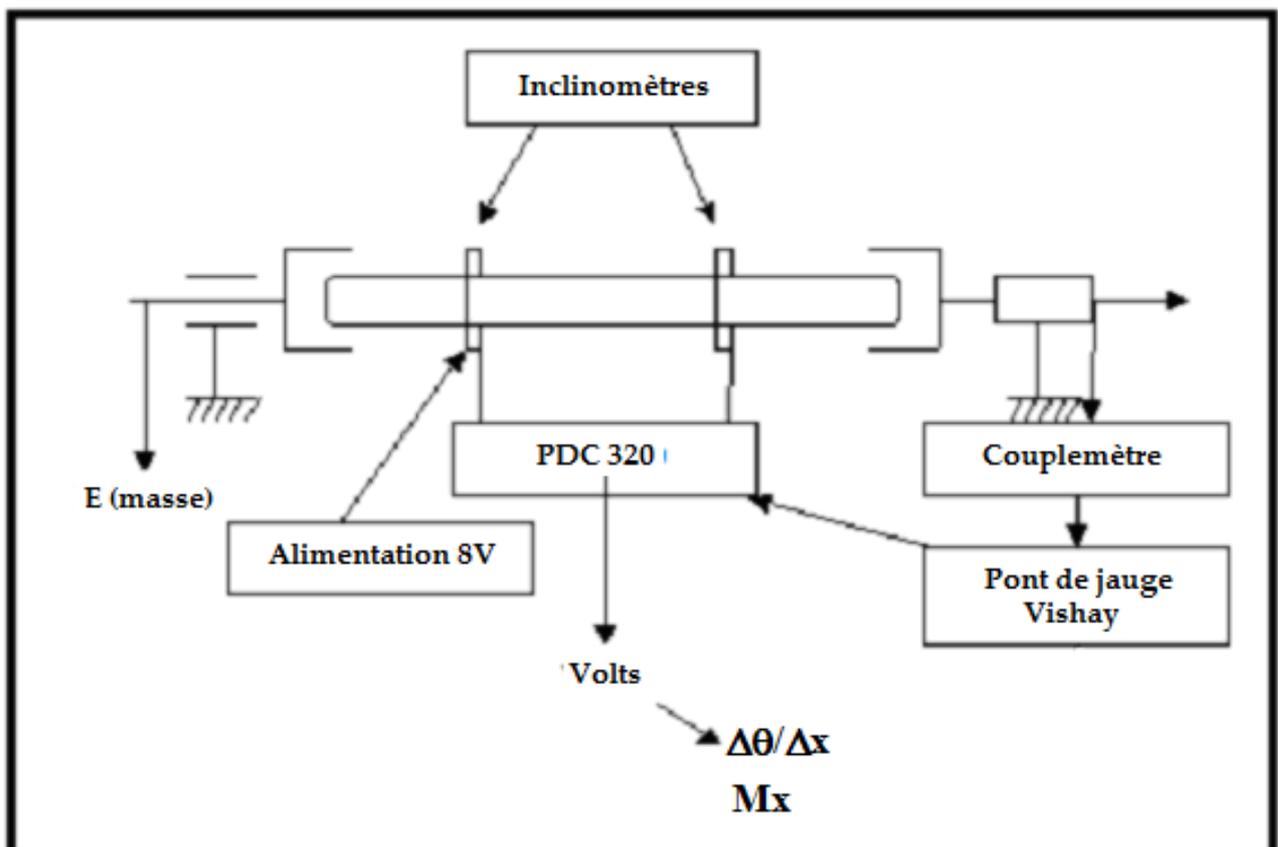


Figure 30 : Dispositif de mesure de la raideur de torsion.

4-5 Obtention de la raideur de torsion

La relation entre l'angle unitaire de torsion et le couple de forces suit une équation de type :

$$M_x = K_T \frac{\Delta\theta}{\Delta x}$$

Avec :

- K_T : raideur de torsion, en Nm^2
- M_x : moment du couple de forces, obtenu directement par le couplemètre, en $N.m$
- $\Delta\theta/\Delta x$: angle unitaire de torsion, en m^{-1}

Or la valeur du moment du couple de forces appliqué nous est fournie par le couplemètre et la valeur de l'angle unitaire de torsion peut être déduite par calcul simple à l'aide des mesures réalisées par les deux inclinomètres (*figure 31*). En effet, l'angle unitaire de torsion correspond à la différence des deux mesures d'angle relevées par les inclinomètres rapportée à la distance entre ces deux inclinomètres. Nous pouvons ainsi tracer une droite Moment du couple de forces/Angle unitaire de torsion dont la pente correspond à la raideur de torsion K_T . La valeur de celle-ci est alors calculée par régression linéaire à l'aide d'Excel (Microsoft®).

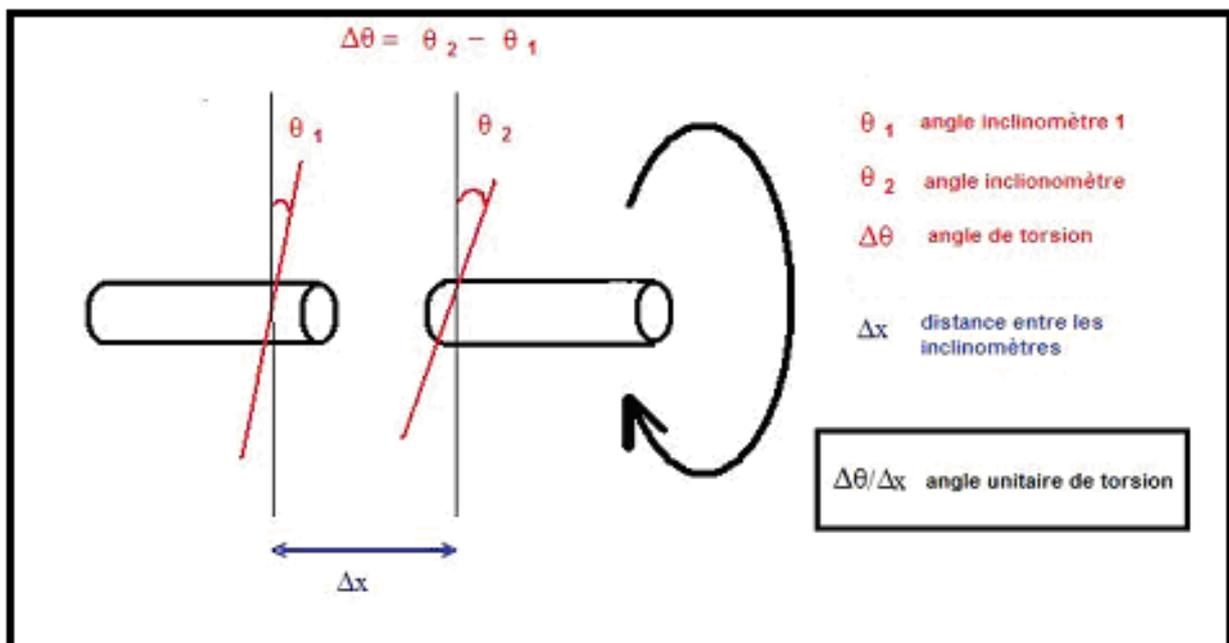


Figure 31: Schéma expliquant le calcul de l'angle unitaire de torsion

5 Essais préliminaires

Un premier test a été réalisé sur fémur intact afin de déterminer le coefficient de régression linéaire de la courbe Couple appliqué/Couple mesuré par le PCD 320 afin d'étalonner le pont de jauge. Cette première étape nous a permis de lire directement le couple appliqué sur le système d'acquisition. (figure 32)

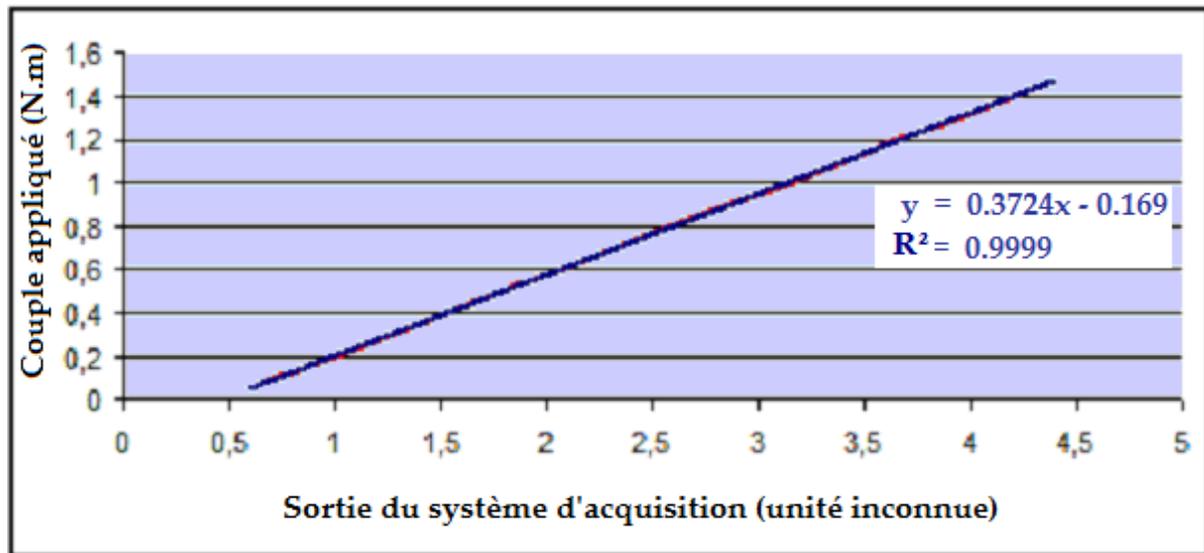


Figure 32 : Courbe d'étalonnage du système d'acquisition du couplemètre

Pour accéder directement à la valeur du moment du couple de forces un coefficient d'une valeur égale à 0,3724 a été utilisé et la valeur affichée initialement par le couplemètre (poids = 0) a été retranché.

Il a été également nécessaire de déterminer la zone élastique. Pour cela le premier montage a été testé en déchargeant entre chaque poids pour contrôler le retour à l'état initial. Il a été choisi de monter pour chaque montage à un poids d'un kilogramme ce qui correspond à 1 N.m.

6 Réalisation des tests mécaniques

Afin de comparer les propriétés mécaniques de chaque configuration de montages, les tests mécaniques ont été réalisés en zone élastique afin de pouvoir répétés ceux-ci un nombre illimité de fois. Le positionnement des inclinomètres n'est pas modifié tout au long du test afin que la distance qui les sépare reste constante. De même ils sont placés sur l'os de manière à laisser la plaque accessible pour ne pas induire de déplacement de l'ensemble lorsque la configuration des vis est modifiée.

Chaque montage a été testé au cours de trois séries de douze mesures afin de stabiliser le comportement mécanique du montage (notamment le placement des vis et du clou centro-médullaire) et de calculer la variance inter-répétition. Chaque série de douze mesures correspond aux douze moments de couple de forces appliqués successivement à l'aide de poids d'une masse comprise entre 0 et 1000g.

Pour chaque montage les inclinomètres ont été verticalisés à l'aide d'une vis de positionnement fin en contrôlant la valeur sur le système d'acquisition (4V, la moitié de la valeur de la tension d'alimentation, correspondant à la verticale).

7 Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats est réalisée sur un logiciel SYSTAT 5.2 pour MACINTOSH (SYSTAT – Evanston USA). Elle consiste en une comparaison multiple par ANOVA des différents montages suivie d'un post-hoc de Tukey.

-II- RESULTATS

1 Courbes Moment du couple de forces/Angle unitaire de torsion

Sur les 10 fémurs, nous avons effectué trois séries de 12 mesures, correspondant aux douze moments de couple de forces appliqués, pour chacun des 6 montages testés. Nous obtenons ainsi pour chaque fémur six courbes constituées chacune de douze points (*Figure 33*).

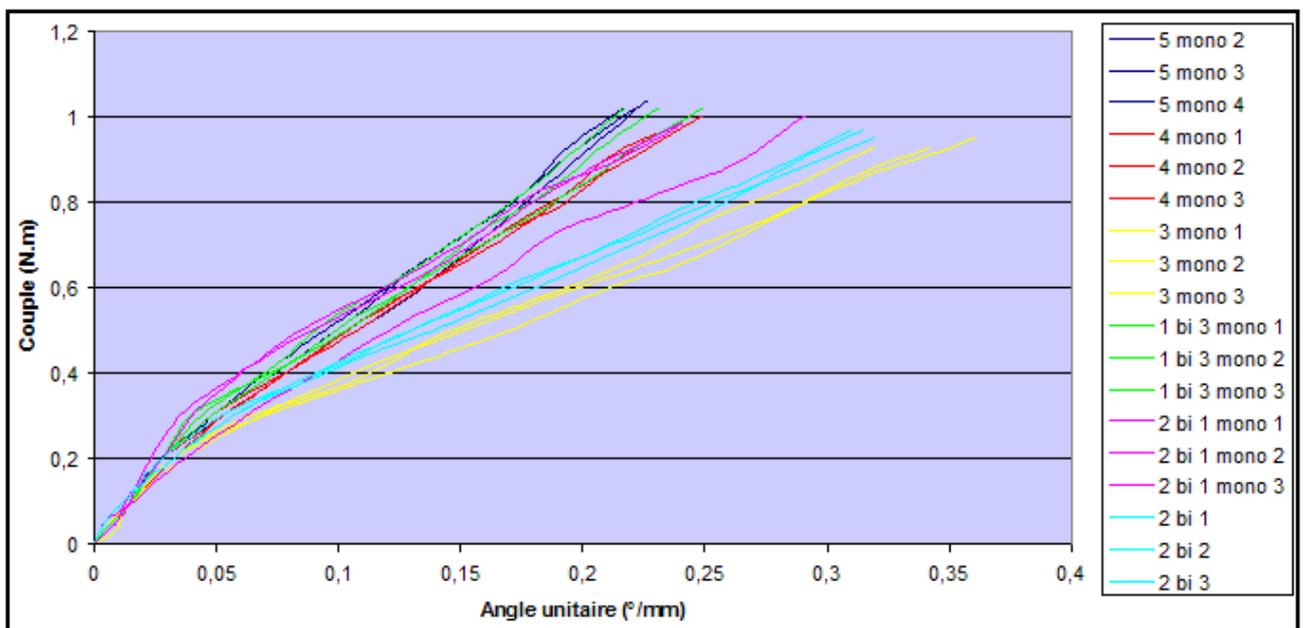


Figure 33 : Courbes Couple/Angle unitaire de torsion pour chaque montage, os 4, tests répétés 3 fois

Les courbes Couple/Angle unitaire de torsion n'ont pas le même aspect pour chaque os et chaque montage. Sur de nombreux montages il existe une rupture de pente en début de test, plus ou moins tôt selon les montages. L'hypothèse est faite que le comportement mécanique de la structure suit la courbe suivante (*figure 34*) :

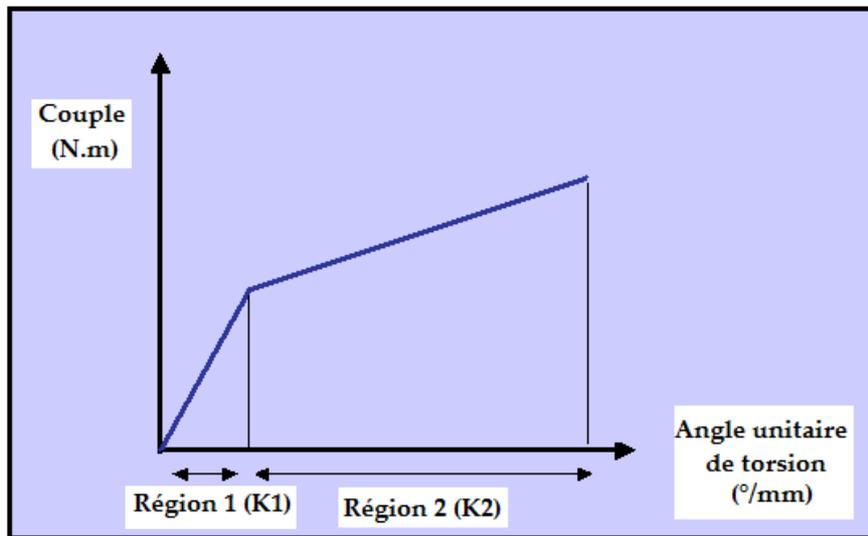


Figure 34 : Aspect général des courbes Couple/Angle unitaire de torsion.

Il est alors possible de distinguer deux pentes K1 et K2, correspondant respectivement à la raideur de la structure en région 1 et 2. Ces deux régions de la courbe seront donc analysées indépendamment.

2 Calcul de la raideur

La raideur de chaque montage testé a été obtenu par régression linéaire sur l'ensemble des courbes correspondant à la région K2. La région K1 ne comporte en effet pas assez de mesures pour être interprétable.

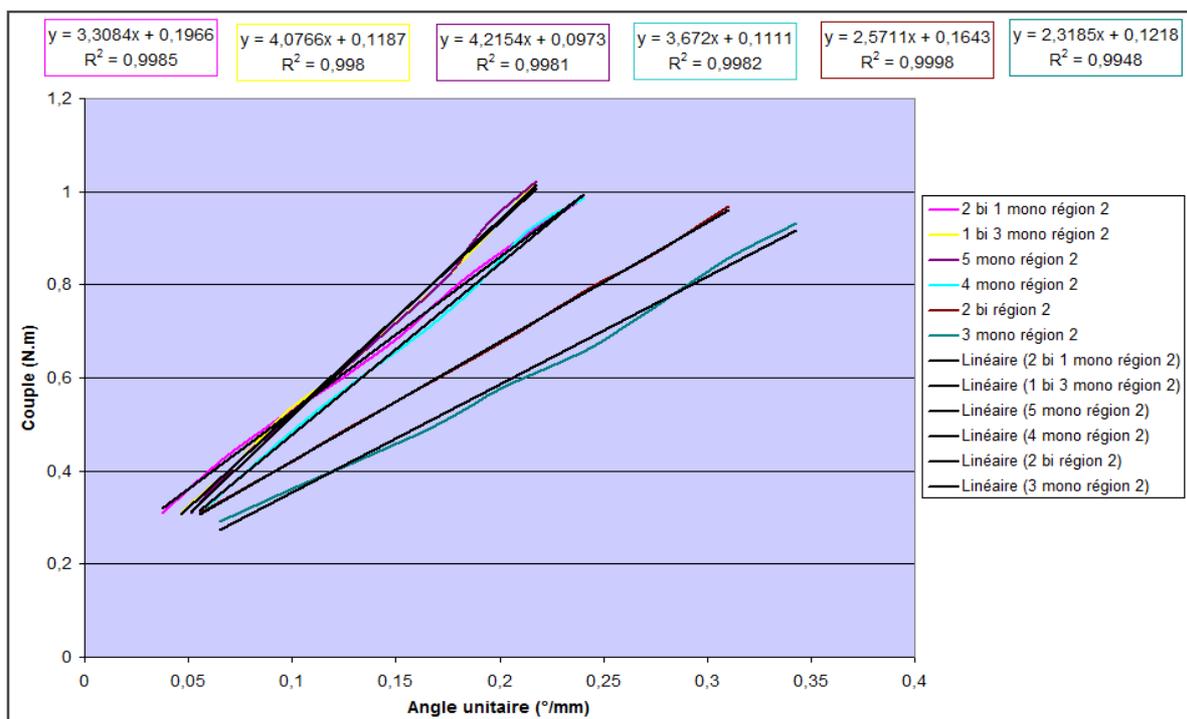


Figure 35 : Courbes Couple/ Angle unitaire de torsion utilisées pour le calcul de raideur des montages en région K2, os 4, 3^{ième} série de mesures

3 Calcul de la variance

L'écart type, la variance ainsi que le coefficient de variation des raideurs obtenues ont été calculés pour chaque montage de chaque fémur afin de vérifier la répétabilité des mesures. Nous obtenons alors pour toutes les séries de mesures une variance inférieure à 10% . Nous en déduisons ainsi que les mesures effectuées étaient bien répétables.

	RAIDEUR DES MONTAGES (N.m ²)					
	A (5 mono)	B (4 mono)	C (3 mono)	D (1 bi 3 mono)	E (2 bi 1 mono)	F (2 bi)
FEMUR 1						
1	3,72	2,73	2,08	4,38	3,03	1,57
2	3,68	3,28	2,2	4,3	3,32	1,59
3	3,78	3,19	2,09	4,41	3,29	1,35
FEMUR 2						
1	4,86	2,95	1,95	3,08	2,51	2,05
2	5,06	3,1	2,05	3,45	2,65	2,15
3	4,83	3,15	1,94	3,44	2,68	1,94
FEMUR 3						
1	6,61	5,86	2,07	5,45	2,75	2,65
2	6,97	6,38	2,63	5,6	3,16	2,76
3	7,41	6,28	2,67	5,04	3,22	2,77
FEMUR 4						
1	4,24	3,53	2,15	3,54	2,83	2,35
2	4,62	3,55	2,51	3,98	3,12	2,67
3	4,29	3,64	2,52	4,1	3,29	2,59
FEMUR 5						
1	6,74	5,64	4,68	5,79	4,77	4,01
2	7,23	6,12	5,43	5,78	5,02	4
3	7,52	6,55	5,32	5,95	4,93	3,71
FEMUR 6						
1	4,78	3,79	2,7	3,75	2,73	1,87
2	5,36	4,49	2,96	4,06	3,35	2,43
3	5,51	4,27	3,13	4,43	3,22	2,21
FEMUR 7						
1	5,56	4,21	3,09	5,08	3,56	2,43
2	7,08	4,8	3,42	5,51	3,47	2,31
3	7,02	4,96	3,24	5,43	3,69	2,36
FEMUR 8						
1	6,77	4,56	3,77	4,59	4,17	3,45
2	6,89	4,74	3,9	4,41	4,91	3,22
3	6,45	4,59	3,84	4,41	4,88	3,25
FEMUR 9						
1	6,29	5,21	3,23	4,07	3,51	3,18
2	6,33	4,88	3,07	4,38	3,57	2,9
3	6,32	5,04	3,09	4,84	3,8	2,95
FEMUR 10						
1	3,97	3,19	1,9	3,65	2,27	1,85
2	4,03	3,15	2,11	2,4	2,42	1,69
3	3,9	2,99	2	2,91	2,34	1,66
MOYENNE	5,59	4,36	2,92	4,41	3,42	2,53

Tableau 6 : Raideurs globales obtenues pour les six montages

	MONTAGES					
	A (5 mono)	B (4 mono)	C (3 mono)	D (1 bi 3 mono)	E (2 bi 1 mono)	F (2 bi)
FEMUR 1						
MOYENNE	3,73	3,07	2,12	4,36	3,21	1,5
ECART TYPE	0,05	0,3	0,07	0,06	0,16	0,13
VARIANCE	0	0,09	0	0	0,03	0,02
FEMUR 2						
MOYENNE	4,92	3,07	1,98	3,32	2,61	2,05
ECART TYPE	0,13	0,1	0,06	0,21	0,09	0,11
VARIANCE	0,02	0,01	0	0,04	0,01	0,01
FEMUR 3						
MOYENNE	7	6,17	2,46	5,36	3,04	2,73
ECART TYPE	0,4	0,28	0,34	0,29	0,26	0,07
VARIANCE	0,16	0,08	0,11	0,08	0,07	0
FEMUR 4						
MOYENNE	4,38	3,57	2,39	3,87	3,08	2,54
ECART TYPE	0,21	0,06	0,21	0,29	0,23	0,17
VARIANCE	0,04	0	0,04	0,09	0,05	0,03
FEMUR 5						
MOYENNE	7,16	6,1	5,14	5,84	4,91	3,91
ECART TYPE	0,39	0,46	0,41	0,1	0,13	0,17
VARIANCE	0,16	0,21	0,16	0,01	0,02	0,03
FEMUR 6						
MOYENNE	5,22	4,18	2,93	4,08	3,1	2,17
ECART TYPE	0,39	0,36	0,22	0,34	0,33	0,28
VARIANCE	0,15	0,13	0,05	0,12	0,11	0,08
FEMUR 7						
MOYENNE	6,55	4,66	3,25	5,34	3,57	2,37
ECART TYPE	0,86	0,4	0,17	0,23	0,11	0,06
VARIANCE	0,74	0,16	0,03	0,05	0,01	0
FEMUR 8						
MOYENNE	6,7	4,63	3,84	4,47	4,65	3,31
ECART TYPE	0,23	0,1	0,07	0,1	0,42	0,13
VARIANCE	0,05	0,01	0	0,01	0,18	0,02
FEMUR 9						
MOYENNE	6,31	5,04	3,13	4,43	3,63	3,01
ECART TYPE	0,02	0,17	0,09	0,39	0,15	0,15
VARIANCE	0	0,03	0,01	0,15	0,02	0,02
FEMUR 10						
MOYENNE	3,97	3,11	2	2,99	2,34	1,73
ECART TYPE	0,07	0,11	0,11	0,063	0,08	0,1
VARIANCE	0	0,01	0,01	0,04	0,01	0,01
ECART TYPE INTER-REPETITION	0,13	0,13	0,09	0,09	0,08	0,07
VARIANCE INTER-REPETITION	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01
COEFFICIENT DE VARIATION	0,07	0,07	0,09	0,09	0,08	0,07

Tableau 7 : Paramètres de dispersion de la raideur pour chaque montage

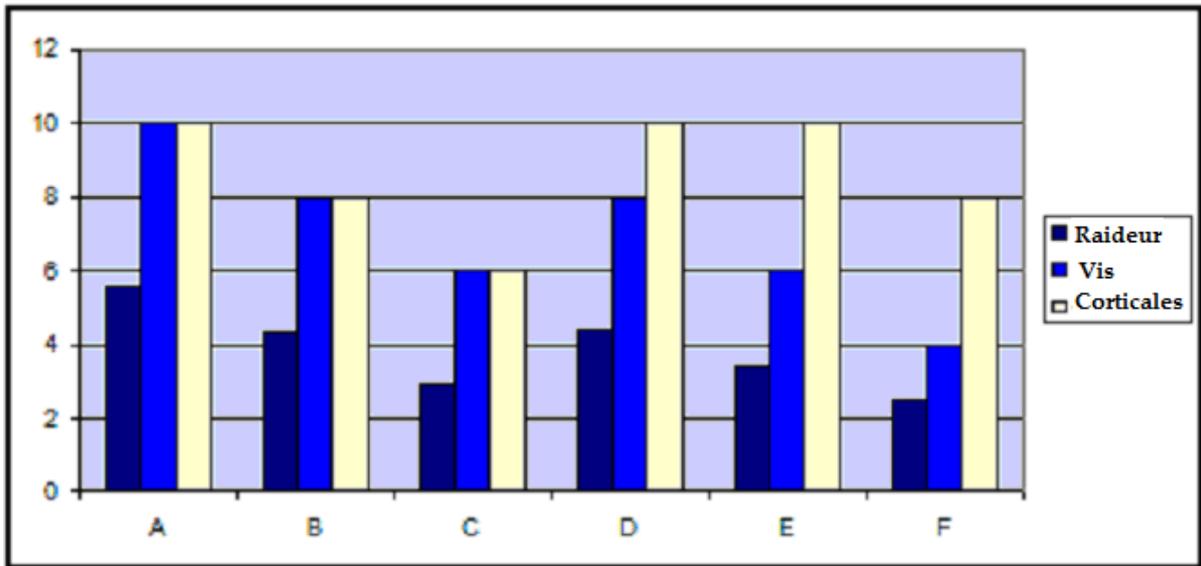


Figure 36 : Comparaison de la raideur, du nombre de vis et de corticales pontées entre les différents montages testés

4 Analyse statistique

Nous avons réalisé l'analyse statistique sur ces 10 fémurs avec un test de comparaisons multiples. Toutefois, les données relatives à la partie K1 des courbes Couple/Angle unitaire de torsion obtenues ne sont pas interprétables en raison du nombre insuffisant de mesures. Nous nous contenterons donc d'interpréter les données relatives à la région K2. Les résultats des comparaisons multiples par un post-hoc test de Tukey sont présentés dans le tableau ci-dessous.

TUKEY HSD MULTIPLE COMPARISONS.
MATRIX OF PAIRWISE COMPARISON PROBABILITIES:

	A	B	C	D	E	F
A	1.000000					
B	0.000020	1.000000				
C	0.000020	0.000020	1.000000			
D	0.000020	0.999308	0.000020	1.000000		
E	0.000020	0.000020	0.002824	0.000020	1.000000	
F	0.000020	0.000020	0.034169	0.000020	0.000020	1.000000

Figure 37 : Résultats de l'analyse statistique des raideurs en fonction des configurations de montage en région K2.

L'analyse statistique nous permet d'affirmer avec un risque $p = 0.05$ que tous les montages ont une raideur statistiquement différente à l'exception des montages B (4 vis monocorticales) et D (1 vis bicorticale, 3 monocorticales).

Ainsi nous pouvons affirmer que le montage A (5 vis monocorticales) est le plus raide. Il est suivi des montages B (4 vis monocorticales) et D (1 vis bicorticale, 3 monocorticales) dont la raideur n'est pas significativement différente. Arrive ensuite les montages E (2 vis monocorticales, 1 monocorticale), puis C (3 vis monocorticales) et F (2 vis bicorticales) qui est le moins raide.

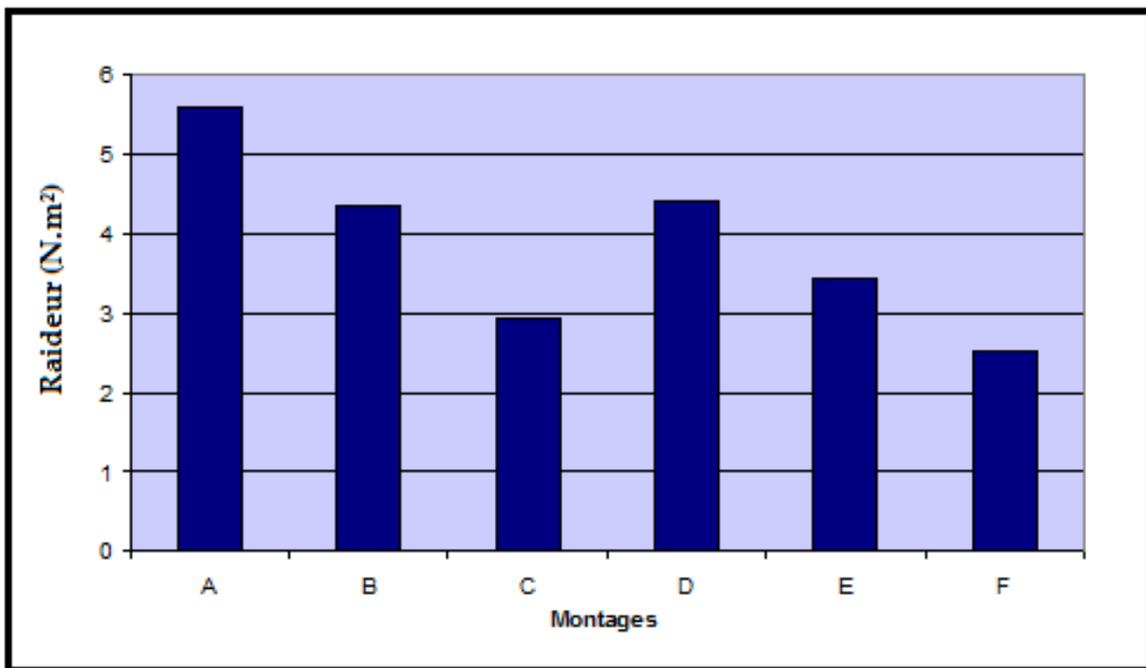


Figure 38 : Comparaison de la raideur des six montages testés

-IV- DISCUSSION

1 Justification de l'étude :

Parmi les nombreuses affections de l'appareil locomoteur, il convient d'accorder un intérêt particulier aux fractures diaphysaires fémorales comminutives. En effet chez le chien, les fractures fémorales représentent environ un quart des fractures osseuses (40) et l'on estime que plus d'un tiers d'entre elles sont comminutives (6). Il s'agit donc d'une affection couramment rencontrée par les praticiens en chirurgie orthopédique. Elles résultent d'un choc à haute énergie aboutissant à la fragmentation de la colonne osseuse et à des lésions majeures touchant les tissus mous et la vascularisation situés à sa proximité.

Le chirurgien orthopédique se retrouve alors confronté à de nombreuses difficultés. Tout d'abord, la réduction et la reconstruction anatomique de la colonne osseuse sont irréalisables. En outre, la fragmentation de la colonne osseuse et la perte de substance qui en résulte l'empêchent de jouer tout rôle mécanique de soutien jusqu'à la mise en place d'un cal cicatriciel. La reprise d'appui étant précoce, la totalité des contraintes résultant de la mise en charge est exclusivement supportée dans un premier temps par le montage d'ostéosynthèse. Ainsi, si un cal périosté ne vient pas rapidement soulager en partie les implants, les risques de rupture, d'arrachage ou de débricolage sont majeurs (54). Toutefois le processus de cicatrisation osseuse, fortement sollicité, est retardé voire compromis par l'altération de la stabilité et de la vascularisation du foyer de fracture et de son environnement. De telles fractures sont ainsi prédisposées à un taux élevé de complications (7,37,39,49,57,59,65).

Dans ce contexte, le concept d'ostéosynthèse biologique a clairement démontré sa supériorité face au concept d'ostéosynthèse rigide, aboutissant à réduire considérablement la durée du temps opératoire, de la cicatrisation, et le taux de complications (1,13,20,24,25,33,39,45,53,59,60,63,65,77). Le chirurgien doit alors s'efforcer de préserver au maximum un environnement favorable à la cicatrisation du foyer de fracture. Pour cela, deux conditions principales sont nécessaires : obtenir une stabilité et une vascularisation suffisantes du foyer de fracture. Il faut donc parvenir à un équilibre entre conditions mécaniques et biologiques en recourant à des techniques et un matériel adaptés.

Divers montages d'ostéosynthèse ont ainsi été recommandés pour le traitement des fractures diaphysaires fémorales comminutives parmi lesquels : un fixateur externe, un clou verrouillé ou bien encore une plaque seule ou associée à un clou centro-médullaire. Néanmoins, l'association d'un clou centro-médullaire et d'une plaque semble actuellement constituer le montage le plus adapté (10,11,20,65,77). En effet, il présente de nombreux avantages.

Tout d'abord, il respecte le foyer de fracture et son environnement.

Bien que l'on puisse craindre que la mise en place d'un clou centro-médullaire détruise une part importante de la vascularisation médullaire et retarde ainsi la cicatrisation osseuse, il a été démontré que la mise en place d'un clou sans alésage n'altère pas significativement la vascularisation osseuse (21). De plus, en une semaine, la vascularisation médullaire est capable de se régénérer et d'irriguer la corticale osseuse à l'exception cependant des zones où celle-ci est directement en contact avec le clou (3). L'insertion du clou-centromédullaire favoriserait même la cicatrisation osseuse en amenant au contact des fragments osseux des cellules pluri-potentes issues de la moelle osseuse.

En outre, l'insertion d'un clou-centromédullaire facilite considérablement la réduction de la fracture puisqu'il permet de rétablir le réalignement et de contrôler la longueur des principaux segments osseux. Par conséquent, cela évite les manipulations excessives tout en raccourcissant la durée du temps opératoire (59,64).

L'association clou/plaque apporte également au montage des propriétés mécaniques très avantageuses en cumulant les propriétés mécaniques de ces deux implants.

Tout d'abord, elle offre au montage une raideur globale lui permettant d'assurer son rôle en soutien. Don Hulse a notamment démontré que l'association d'un clou centro-médullaire et d'une plaque vissée permet de soulager la plaque d'une part importante des contraintes. Ainsi, les contraintes en compression s'exerçant sur une plaque sont deux fois plus faibles lorsqu'elle est associée à un clou occupant 50% de la cavité médullaire que lorsqu'elle est seule (35,77).

De plus, Le clou centro-médullaire joue un rôle majeur contre les forces de compression et surtout de flexion, forces contre lesquelles la plaque résiste le moins (21,34,70). En effet la capacité d'un implant chirurgical à résister aux forces de flexion dépend du moment d'inertie de la structure, défini comme la distribution de la masse autour de l'axe neutre de cette structure. Ainsi plus le rayon de la structure augmente et plus le moment d'inertie et la résistance en flexion sont élevés. Lorsque la colonne osseuse ne peut être reconstruite et donc que son rayon est réduit, la résistance aux forces de flexion s'écroule et ce

particulièrement si la corticale opposée à la plaque est atteinte. Le clou centro-médullaire, en se rapprochant de l'axe neutre de l'os, est ainsi beaucoup moins sollicité par les forces de flexion qu'une plaque (7,3,64,68).

Par ailleurs, la diminution des contraintes obtenue avec le montage clou/plaque a l'avantage de s'exercer sur l'ensemble de la plaque et en particulier sur les zones adjacentes aux trous, zones de moindre résistance où rompt le plus souvent le montage (35,77). Ce n'est notamment pas le cas pour un clou verrouillé qui est soumis à une répartition hétérogène des contraintes et possède plusieurs zones de faiblesses notamment au niveau des trous de vis situés dans le clou et de la vis proximale ayant pour but d'éviter un collapsus osseux (11). De plus, si les deux montages présentent des propriétés biomécaniques similaires en flexion, le montage associant un clou centro-médullaire à une plaque se révèle être supérieur en compression et en torsion (77).

Don Hulse a également démontré que l'on pouvait adapter la raideur globale du montage en choisissant le diamètre du clou centro-médullaire employé (36). En effet, la raideur qu'apporte le clou centro-médullaire au montage repose sur les forces de frottement qui s'exercent entre la surface du clou et l'os. Plus ces forces sont importantes et plus la raideur du montage augmente (7,16,21,34,64). Ainsi plus le clou occupe un pourcentage élevé de la cavité médullaire et plus ces forces sont importantes et la raideur du montage augmente. En outre, il est possible de retirer le clou centro-médullaire tout en conservant la plaque ce qui permet de réduire progressivement la raideur du montage et de favoriser ainsi la cicatrisation osseuse.

Enfin, l'espérance de vie en fatigue du montage bénéficie aussi de l'association clou/plaque (35,77). L'espérance de vie d'un montage correspond au nombre de cycles force/déformation qu'une structure peut tolérer avant de se rompre (70). Ainsi, en raison du phénomène de fatigue mécanique, une structure peut se rompre après avoir été soumise un certain nombre de fois à une force d'intensité inférieure à celle qui entraînerait sa rupture au cours d'une application unique. Don Hulse a montré que l'espérance de vie en fatigue d'une plaque associée à un clou occupant 50% de la cavité médullaire est 10 fois celle d'une plaque seule. En effet, l'espérance de vie du montage varie proportionnellement à la raideur du montage et donc également en fonction du diamètre du clou centro-médullaire employé.

Le montage clou/plaque permet donc de réunir les conditions mécaniques et biologiques nécessaires à la cicatrisation osseuse. Il répond ainsi de manière pertinente aux principes de l'ostéosynthèse biologique. L'utilisation en clinique d'un montage clou/plaque est ainsi associée à un taux de réussite important (98%) (65).

Pour réaliser notre montage clou/plaque, nous avons choisi d'utiliser une plaque couramment employée en chirurgie vétérinaire, la plaque V.C.P. (*Veterinary Cutable Plate*) Ces plaques, développées par le Centre A.O. Vet. et commercialisées en 1989 ont été spécifiquement conçues pour répondre aux besoins de l'ostéosynthèse chez les petits animaux. En effet, les autres plaques alors disponibles autorisant l'utilisation de vis corticales de 1.5 mm ou 2 mm n'étaient pas assez raides ou bien étaient trop courtes. Au contraire, les plaques utilisables avec des vis corticales de 2.7 mm étaient trop larges, trop épaisses ou bien nécessitaient l'emploi de vis trop grosses pour des os de petite taille (26). Les plaques VCP sont très appréciées pour la fixation interne des os longs chez des animaux de petite taille, comme pour celle des os courts chez les animaux de grande taille en raison de leurs nombreux avantages (32) :

- Ces plaques sont disponibles en deux tailles et utilisables avec deux types de vis adaptés aux petits animaux:
 - VCP 1.5 / 2.0 utilisables avec des vis corticales de 1.5 ou 2 mm
 - VCP 2.0 / 2.7 utilisables avec des vis de 2 ou 2.7 mm
- Elles sont sécables, ce qui permet au chirurgien d'ajuster leur longueur pendant l'intervention. Leur longueur initiale est de 300 mm, leur largeur de 7 mm.
- Elles sont facilement malléables.
- Elles possèdent un nombre élevé de trous par unité de longueur : 50 trous sur 300 mm. Il est ainsi possible de placer un nombre suffisant de vis et de mieux adapter leur position sur un os de petite taille.
- Elles peuvent être empilées afin d'augmenter la raideur du montage.
Il est possible d'employer pour cela deux plaques de même type ou de longueurs différentes.
- Elles restent économiques à l'usage et au stockage.

Nous avons vu que le traitement des fractures comminutives nécessitait l'utilisation d'implants suffisamment raides pour assurer le soutien total du membre pendant les premières étapes de la cicatrisation osseuse. Toutefois, à travers les différentes études concernant les propriétés mécaniques des plaques VCP il apparaît clairement que la raideur des plaques VCP seules ou même empilées est insuffisante d'où la nécessité de l'associer à un clou centro-médullaire (26,43). En outre, comme l'ont montré Don Hulse et al.(36) la raideur du montage dépend du pourcentage de la cavité médullaire occupé par le clou. Il serait intéressant d'utiliser un clou de plus grand diamètre afin d'augmenter

considérablement la raideur du montage. Cependant, lorsque l'encombrement de la cavité médullaire devient trop important, le chirurgien n'a alors plus la possibilité d'utiliser de vis bicorticales, assurant un meilleur ancrage dans l'os que les vis monocorticales. Or il n'existe actuellement aucune recommandation précise concernant le nombre, la position et l'implantation des vis à utiliser.

Dans notre étude, nous nous sommes donc attachés à comparer en torsion six montages différents par le nombre de vis et leur implantation mono ou bicorticale. Cette étude a été menée parallèlement à une autre étude testant cette fois les mêmes montages en compression-flexion, le but étant d'établir des recommandations précises sur les montages à réaliser.

2 Limites concernant les résultats obtenus

L'échantillon testé dans notre étude était constitué de fémurs de chien ayant subi un traitement par congélation. Or il est établi que ce traitement altère significativement le comportement du tissu osseux en torsion (5,31,44,74) même si cette méthode est reconnue pour être le meilleur moyen de conservation à long terme (75). Cependant l'objectif de notre étude n'est pas d'établir une raideur globale de montage mais de comparer les différents montages entre eux sur un même os. Cette altération a donc peu de conséquence sur les résultats obtenus.

Les montages ont été inclus dans de la résine et des broches ont été placées dans les portions proximales et distales afin d'augmenter l'ancrage dans la résine. Les techniques d'inclusion décrites comprennent souvent du ciment orthopédique et des mors de métal (8, 19,41,42,47,51,55,56,60,73,74). Les pièces en métal permettant l'adaptation au banc de torsion sont une zone à risque pour l'encastrement de l'os. En effet, celles-ci doivent être parfaitement adaptées aux blocs de résine afin de permettre le positionnement correct des fémurs dans le banc de torsion. Nous avons donc vérifié la validité de notre technique sur un os intact en contrôlant la linéarité de la courbe Moment du couple de force/Angle unitaire de torsion.

Pour un objet considéré, les déformations qui surviennent dépendent des forces qui lui sont appliquées (point d'application, direction, sens et intensité), de sa structure et du matériau qui le compose. Dans le cadre de notre étude, nous avons souhaité comparer six montages ne différant que par la configuration des vis. Toutefois, il était impossible de contrôler parfaitement l'ensemble des facteurs influençant la raideur d'un montage. Il subsistait donc nécessairement un ensemble de variations entre les différents montages testés

se superposant à la variation de raideur propre à la configuration des vis. Tout d'abord, chacun des six montages est testé sur dix fémurs de chien légèrement différents par leur taille, leur forme et éventuellement dans une moindre mesure par les matériaux qui les constituent. De même la mise en place du clou centro-médullaire, le modelage et le positionnement de la plaque, le forage des trous de vis sont spécifiques à chaque os testé. Il existe donc des variations entre chaque ensemble os/montage testé. Par ailleurs, il est probable que le positionnement des fémurs dans la résine au cours de l'inclusion puis sur le banc de torsion n'était pas parfaitement identique. Par conséquent, les points d'application des forces différaient également probablement d'un os à l'autre. L'effet structure de chaque ensemble os/montage a donc été pris en compte dans nos analyses statistiques. Toutefois chaque configuration de montages ayant été testé sur les mêmes ensembles os/montage, l'effet structure de chaque ensemble os/fémur est peu gênant dans le cadre d'une comparaison entre les différentes configurations de montage.

Notre étude visait à comparer le comportement de différents montages en torsion. En effet, les forces de torsion induisant des contraintes en cisaillement délétères pour la cicatrisation osseuse, il est indispensable d'en tenir compte dans l'évaluation des propriétés biomécaniques du montage (77). Le fémur n'étant pas un cylindre parfait, le clou n'est pas constamment dans l'axe de torsion. Au cours du test il s'éloigne et donc vont nécessairement se surajouter aux contraintes en cisaillement des contraintes en flexion et en compression (16, 26). De plus le diamètre du fémur n'étant pas constant, il est impossible de réaliser un test en torsion pure. Nous avons cependant tenté de nous en rapprocher le plus possible en essayant d'axer les échantillons sur le banc de torsion dans l'axe du clou centro-médullaire.

Le dispositif utilisé pour mesurer les angles de torsion avait une précision de 0.01° , ce qui est tout à fait satisfaisant puisque les mesures réalisées s'échelonnaient entre $0,125^\circ$ et 10° . Par contre, la précision du couplemètre n'était pas optimale puisque celui-ci mesurait jusqu'à 50 N.m. alors que nous nous limitons à l'étude d'un intervalle compris entre 0 et 1 N.m. Ainsi nos mesures se situaient dans l'intervalle d'imprécision du matériel de mesure qui comprend les premiers 10% soit les valeurs comprises entre 0 et 5 N.m.. Malgré cela, la courbe d'étalonnage réalisée en début d'étude avait montré une grande linéarité et répétabilité entre les couples calculés et mesurés. Le choix du couple maximal est issu du test préliminaire puisque les données bibliographiques disponibles ne concernent que des os intacts. Nous avons choisi arbitrairement d'arrêter nos mesures à 1 N.m en considérant que l'angle de torsion ainsi obtenu était probablement supérieur aux couples de forces pouvant s'exercer *in vivo* tout en s'assurant de rester dans la zone élastique afin de pouvoir répéter nos mesures.

Les tests ont été réalisés de manière quasi-statique discontinue par un ensemble de 12 mesures correspondant à l'application d'un moment de force compris entre 0 et 1 N.m.. Cependant, tous les coefficients de régression linéaire obtenus sont supérieurs à 0.95 et aucun n'est inférieur à 0.97 pour la seconde courbe. La région 2 des courbes Moment/Angle unitaire de torsion est donc interprétable sans aucune ambiguïté. Cependant, la première région de nos courbes correspondant à une raideur K1 n'est pas interprétable puisque nous ne disposons pas d'un nombre suffisant de mesures. Néanmoins, notre objectif se limitant à comparer différentes configurations de montages et non pas à recueillir des valeurs de raideur, nous pouvons nous contenter de n'interpréter que la région K2.

L'hypothèse a été faite que les courbes obtenues suivaient deux comportements linéaires de pentes distinctes. En effet, il est possible d'observer une diminution majeure de la raideur du montage survenant sans exception sur toutes les courbes et se manifestant au cours des premières mesures. Afin de mieux comprendre l'implication du clou centro-médullaire dans ce phénomène, nous avons sectionné le clou centro-médullaire au niveau de la perte de substance médio-diaphysaire sur un des fémurs testés auparavant. Ainsi, lorsque le clou centro-médullaire est rompu nous obtenons une courbe linéaire sans rupture de pente. Nous pouvons donc affirmer que cette diminution brutale de la raideur du montage est étroitement liée au clou centro-médullaire. Cette chute de raideur pourrait s'interpréter principalement par deux phénomènes. En effet, nous savons que la raideur apportée par le clou centro-médullaire est liée aux forces de frottement qui sont proportionnelles à la surface du clou en contact avec la structure dans laquelle il est ancré. Nous pouvons alors émettre l'hypothèse que lorsque le couple de forces et l'angle de torsion qui en résulte dépassent une certaine valeur, il survient une diminution du contact entre le clou et l'os ou entre le clou et les vis qui pénètrent dans la cavité médullaire. En outre, nous obtenons des courbes identiques pour l'ensemble des mesures réalisées sur un même fémur. Nous en déduisons donc que cette modification est réversible et nous pouvons exclure un phénomène de désancrage du clou dans les épiphyses. La présence de deux raideurs différentes sur une même structure os/montage orthopédique est décrite de façon précise dans l'étude de Déjardin et al. (19). Cette équipe avait montré la présence d'un mouvement de la vis dans le trou du clou qui créait une raideur avant butée et une raideur après butée. Dans ce cas une perte de contact pourrait expliquer la perte de raideur du montage. Le fait que certaines vis viennent en butée aurait tendance au contraire à augmenter la raideur du montage. Les modifications de raideurs observées semblent être d'autant plus importantes que la longueur libre de la plaque est grande. Il est effectivement compréhensible que le mouvement entre les vis et la plaque soit plus important quand le nombre de vis pour la verrouiller diminue. Nous pouvons donc supposer que lorsque l'angle de torsion dépasse une certaine valeur, une perte

de contact s'effectue entre le clou, l'os ou bien les vis qui serait responsable d'une réduction de la raideur du montage. Un autre phénomène pourrait également être mis en cause qui probablement se superpose à la diminution de la raideur associée à une perte de contact. En effet, la structure d'un montage clou/plaque ne se comporte pas comme une poutre unique mais comme une double poutre (34), ce qui signifie que le clou possède une certaine mobilité à l'intérieur de la cavité médullaire. Le fémur n'étant pas un cylindre parfait, le clou centro-médullaire a tendance à s'éloigner d'autant plus de l'axe neutre que l'angle unitaire de torsion augmente. Le clou est alors soumis à des forces de flexion et de compression qui s'intensifient. La plaque est d'autant plus exposée à ce phénomène qu'elle est éloignée de l'axe neutre. Ainsi nous pouvons supposer qu'à partir d'un certain angle de torsion, le clou centro-médullaire s'éloigne suffisamment de l'axe neutre pour être soumis à des contraintes en flexion qui pourrait induire une perte de la raideur globale du montage.

En interprétant la région K2 des courbes Moment du couple/Angle unitaire de torsion, nous constatons que la raideur des montages est d'autant plus importante que le nombre de vis augmente et que la longueur libre de la plaque diminue. Ainsi le montage A comportant 5 vis est le plus raide, suivi des montages B et D comportant 4 vis, puis des montages C et E comportant 3 vis et enfin du montage F n'ayant que 2 vis. Pour le même nombre de vis, le montage traversant le plus de corticales est le plus raide. Aussi le montage E composé de 2 vis bicorticales et une monocorticale est plus raide que le montage C composé de 3 vis monocorticales. Toutefois, il n'existe pas de différence significative entre le montage B (4 vis monocorticales) et D (1 vis bicorticale, 3 vis monocorticales). Nous pouvons donc supposer que la présence d'au moins deux vis bicorticales est nécessaire pour accroître la raideur du montage.

La raideur des montages obtenue n'est pas proportionnelle au nombre de corticales pontées par les vis. Ainsi pour le même nombre de corticales pontées, le montage A (5 vis monocorticales) est plus raide que le montage D (1 vis bicorticale, 3 monocorticales) lui-même plus raide que le montage E (2 vis bicorticales, 1 vis monocorticale). De même le montage B (4 vis monocorticales) est plus raide que le montage E (2 vis bicorticales, 1 monocorticale) bien qu'il ponté 2 corticales de moins.

Bien que le montage clou/plaque soit couramment utilisé dans le cadre du traitement des fractures comminutives diaphysaires, aucune recommandation précise et argumentée n'a encore été établie concernant le nombre et l'implantation des vis. De même, malgré l'influence des contraintes en cisaillement sur le processus de cicatrisation osseuse, peu d'études en torsion ont été menées jusqu'alors chez le chien comme chez l'homme (53,77). Notre étude, couplée à une étude similaire en compression/flexion apporte des informations

précises sur l'influence du nombre de vis et de leur implantation sur la raideur d'un montage clou/plaque soumis aux principales forces physiologiques s'exerçant sur un os long de chien. En effet, le nombre de vis, contrairement au nombre de corticales pontées joue un rôle déterminant sur la raideur du montage. Nous avons montré que plus le nombre de vis est important et plus la raideur du montage augmente. Bien que le montage comportant 5 vis soit de ce fait le plus raide, le chirurgien n'a souvent pas la possibilité de placer 5 vis de part et d'autre du foyer de fracture. Dans le cadre du principe de l'ostéosynthèse biologique, il convient de limiter les traumatismes engendrés par la mise en place des vis. Enfin, il est établi que lorsque les implants sont retirés, les trous de vis constituent une zone de concentration des contraintes fragilisant suffisamment l'os pour justifier une mise au repos de l'animal pendant plusieurs semaines (9).

De plus comme on pouvait le supposer empiriquement, pour un nombre identique de vis, les vis bicorticales assurent au montage une raideur plus importante que des vis monocorticales. Par ailleurs, nous pouvons supposer que la tenue en fatigue des vis bicorticales est aussi supérieure. Or même si nous utilisons un clou occupant une part importante de la cavité médullaire, les épiphyses du fémur sont suffisamment larges pour que le clou centro-médullaire n'empêche pas l'implantation de vis bicorticales.

Ainsi à la lumière des connaissances actuelles, le montage associant 1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales nous semble constituer le meilleur compromis.

3- Les interrogations

Nos mesures ont été réalisées en quasi-statique discontinu. Il serait pertinent de réaliser des tests en continu afin d'obtenir des courbes plus précises. Cela nous permettrait notamment de pouvoir interpréter la région K1 de la courbe, plus représentative des contraintes s'exerçant physiologiquement.

L'étude que nous avons réalisée ne nous donne aucune information sur le comportement du montage en fatigue. Or nous pouvons supposer que dans de telles conditions la différence entre l'ancrage monocortical ou bicortical d'une vis est exacerbée. Ainsi, il est possible par exemple que les raideurs des montages B (4 vis monocorticales) et D (1 vis bicorticale, 3 monocorticales) soient significativement différentes. On pourrait même envisager que le nombre de corticales pontées influence de manière plus importante la raideur du montage que le nombre de vis lui-même. Il semblerait donc judicieux de confirmer nos résultats par la réalisation de tests en dynamique.

Enfin, les différentes configurations de vis testées ne tenaient compte que de l'influence du nombre et de l'implantation des vis mais pas de leur position. Nous avons choisi de positionner les vis le plus loin possible du foyer de fracture afin de respecter le concept d'ostéosynthèse biologique bien que nous sachions que ce sont les vis situées le plus près du foyer de fracture qui sont le plus sollicitées mécaniquement. Or Field et al (22) ont démontré sur un montage constitué d'une plaque pontant une perte de substance médio-diaphysaire que l'emplacement des vis pouvait jouer un rôle plus important en torsion et en flexion que le nombre de vis lui-même. Il serait donc très intéressant d'étudier également différentes configurations de montage faisant également varier la position des vis.

CONCLUSION

Nous avons comparé in vitro la raideur en torsion de six montages clou/plaque pontant une perte de substance fémorale médio-diaphysaire mimant une fracture comminutive. Ces montages différaient par le nombre et l'implantation des vis mono ou bicorticales.

Pour tous les montages, les résultats obtenus montrent que le montage le plus raide est celui qui comporte le plus grand nombre de vis c'est à dire également la plaque disposant de la plus petite longueur libre, et ce quel que soit le nombre de corticales vissées. De même, pour un même nombre de vis le montage pontant le plus grand nombre de corticales est le plus raide. Une étude similaire réalisée cette fois en compression/flexion est parvenue aux mêmes conclusions.

Ainsi, en s'appuyant sur les résultats de ces deux études et compte tenu de l'encombrement des vis, la configuration associant une vis bicorticale et trois vis monocorticales nous semble constituer le meilleur compromis. Néanmoins ces résultats mériteraient d'être confirmés par différentes études afin de tester notamment le comportement des montages non seulement en fatigue grâce à des tests réalisés en dynamique, mais également in vivo à travers des études cliniques.

AGREMENT ADMINISTRATIF

Je soussigné, A. MILON, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, certifie que
Melle Virginie, Nathalie, MALAVAL
a été admis(e) sur concours en : 2003
a obtenu son certificat de fin de scolarité le : **12 JUIN 2008**
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

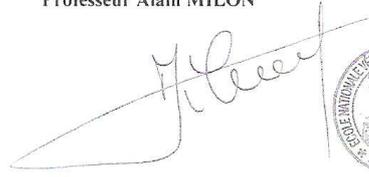
AGREMENT SCIENTIFIQUE

Je soussigné, André AUTEFAGE, Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,
autorise la soutenance de la thèse de :
Melle Virginie, Nathalie, MALAVAL
intitulée :
« Comparaison de 6 montages combinés clou-plaque chez le chien : Etude mécanique expérimentale en torsion »

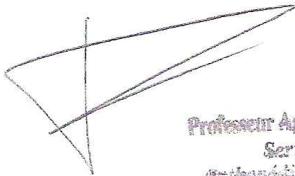
Le Professeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Professeur André AUTEFAGE



Vu :
Le Directeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Professeur Alain MILON



Vu :
Le Président de la thèse :
Professeur Paul BONNEVIALLE



Professeur Agrégé Paul BONNEVIALLE
Service de Chirurgie
Orthopédique et Traumatologique
1850 TOULOUSE CEDEX - FRANCE

Vu le :
Le Président
de l'Université Paul Sabatier
Professeur Gilles FOURTANIER



LISTE DES ILLUSTRATIONS

I LISTE DES FIGURES

- Figure 1 : Représentation schématique d'un cône de forage (7)
- Figure 2 : Evolution de la cicatrisation osseuse (3)
- Figure 3 : Succession des différentes phases de la cicatrisation osseuse (30)
- Figure 4 : Schéma des modalités de la cicatrisation par première intention (30)
- Figure 5 : Concept de déformation inter-fragmentaire dans un trait de fracture (18)
- Figure 6 : Plaque utilisée en compression (46)
- Figure 7 : Plaque utilisée en neutralisation (46)
- Figure 8 : Fracture comminutive stabilisée par une plaque en soutien seule ou associée à un clou centro-médullaire (46)
- Figure 9 : Vascularisation d'un os adulte (18)
- Figure 10 : Schéma des 2 montages testés par Don Hulse
- Figure 11 : Configuration des montages testés par Don Hulse
- Figure 12 : Gain en raideur du montage selon la taille du clou centro-médullaire utilisé
- Figure 13 : Moment de forces
- Figure 14 : Bras de levier d'un couple de forces
- Figure 15 : Torsion d'une poutre circulaire
- Figure 16 : Schéma d'une poutre en torsion simple
- Figure 17 : Courbe Moment du couple de force/Angle unitaire de torsion (2)
- Figure 18 : Charges en compression appliquées à un cylindre et générant des contraintes en cisaillement, compression et tension. (64)
- Figure 19 : Contraintes et déformations en cisaillement (64)
- Figure 20 : Schéma d'un essai en torsion
- Figure 21 : Courbe Contrainte/Déformation en torsion
- Figure 22 : Radiographies d'un des fémurs inclus dans l'étude (face et profil)
- Figure 23 : Schéma des différentes configurations d'implantation des vis sur la plaque
- Figure 24 : Vues de face et de profil du montage orthopédique avant inclusion
- Figure 25 : Dispositif d'inclusion dans la résine des épiphyses d'un fémur
- Figure 26 : Fémur préparé pour sa mise en place dans le banc de torsion
- Figure 27 : Banc de torsion complet comprenant le dispositif d'application du couple de forces et les moyens de mesure.
- Figure 28 : Position des inclinomètres sur le fémur
- Figure 29 : Position du couplemètre sur le fémur

Figure 30 : Dispositif de mesure de la raideur de torsion

Figure 31 : Schéma expliquant le calcul de l'angle unitaire de torsion

Figure 32 : Courbe d'étalonnage du système d'acquisition du couplemètre

Figure 33 : Courbes Couple/Angle unitaire de torsion pour chaque montage, os 4, tests répétés 3 fois

Figure 34 : Aspect général des courbes Couple/Angle unitaire de torsion.

Figure 35 : Courbes Couple/Angle unitaire de torsion utilisées pour le calcul de raideur des montages en zone K2, os 4, 3^{ième} série de mesures

Figure 36 : Comparaison de la raideur, du nombre de vis et de corticales pontées entre les 6 montages testés

Figure 37 : Résultats de l'analyse statistique des raideurs en fonction des configurations de montage en région 2.

Figure 38 : Comparaison de la raideur des six montages testés

II LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Capacité d'élongation et d'angulation des tissus composant le cal de fracture (57)

Tableau 2 : Estimation du nombre de cycles avant rupture du montage

Tableau 3 : Classification des fractures selon l'énergie du choc (63)

Tableau 4 : Dimensions des fémurs utilisés

Tableau 5 : Configurations d'implantation des vis sur la plaque

Tableau 6 : Raideurs globales obtenues pour les six montages

Tableau 7 : Paramètres de dispersion de la raideur pour chaque montage

BIBLIOGRAPHIE

- 1 ARON D.N , PALMER R.H., JOHNSON A.L.
Biologic strategies and balanced concept for repair of highly comminuted long bone fractures
The Compend, 1995, **17** (1), pp. 35-49
- 2 AUTEFAGE A.
The point of view of the veterinary surgeon : bone and fracture
Injury, 2000, **31**, pp 50-55
- 3 AUTEFAGE A.
Consolidation des fractures
Encyclopédie vétérinaire, Paris, 1992, Orthopédie, 3100, 8p
- 4 BEALE B.
Orthopedic clinical techniques for femur fracture repair
Clin. Tech. Small Anim. Pract, 2004, **19** (3), pp.134-150
- 5 BOUTROS C., TROUT D., KASRA M., GRYNPAS M.
The effect of repeated freeze thaw cycles on biomechanical properties of canine cortical bone
Vet.Comd.Orthop.Traum., 2000, 1995, **13**, pp.59-64
- 6 BRADEN T.D., EICKER S.W., ABDINOOR D.
Characteristics of 1000 femur fractures in dog and cat
Vet.Comd.Orthop.Traum..., 1995; **8**, pp.203-209
- 7 BROOKS D.B., BURSTEIN A.H., FRANKEL V.H.
The biomechanics of torsional fracture: the stress concentration effect of a drill hole
J. Bone Joint Surg. Am, 1970, **52** (3), pp.504-17
- 8 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**, pp. 1143-1156
- 9 CABASSU J.P.
Application de la VCP : Veterinary Cuttable Plate
Proceed. Congrès Européen CNVSPA-FECAVA, 1994, pp.87
- 10 CHAMBON M.
Etude mécanique comparative de deux montages d'ostéosynthèse en soutien : association clou centro-médullaire et plaque sécable VCP versus clou verrouillé
Th. Méd. Vet.: Toulouse : 2003-TOU 3-4089
- 11 CHANCRIN JL
Fractures comminutives : existe-t-il une solution consensuelle ?
Proceed. Congrès CNVSPAA-AFVAC-PARIS 2000, pp.316-317
- 12 CHRISOVITSINOS J.P., XENADKIS T., PAPAKOSTIDES K.G., STALTSOYANNIS N., GRESTATAS A., SOUCACOS P.
Bridge plating osteosynthesis of 20 comminuted fractures of the femur
Acta Orthop Scand, 1997, **68**, pp.72-76

- 13 CORDEY J, PERREN S.M., STEINEMANN S.G.
Stress protection: myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory
Injury, 2000, **31**, Suppl.3, pp. C1-13
- 14 CORDEY J
Basic mechanical concepts and definitions
Injury, 2000, **31**, Suppl.2, pp.B1-13
- 15 CORDEY J., GRUTTER R., JOHNER R.
The mechanical strength of bones in torsion: application in human tibiae
Injury, 2000, **31**, Suppl. 3, pp.C68-71
- 16 COUGHLAN A.R., MILLES A.
Fracture healing
In Manual of Small Animal Fracture Repair and Management
SKERRY T.M.
Blackwell science, 1998, pp. 29-34
- 17 DAVENPORT S.R., LINDSEY R.W., LEGGON R., MICLAU T., PANJABI M.
Dynamic compression plate fixation: a biomechanical comparison of unicortical versus bicortical distal screw fixation
J. Ortop. Traum., 1988, **2**, pp. 146-150
- 18 DENNY H.B., BUTTERWORTH S.J.
Fracture healing
A guide to canine and feline orthopedic surgery , 4ème édition, 2000, Oxford Blackwell Science, pp. 3-33
- 19 DEJARDIN L.M., LANSDOWNNE J., SINOTT M.T., DIDEBOTHAM C.
In vitro mechanical evaluation of torsional loading in stimulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a elf tapping tapered locking design
Am. J.Vet.Res., 2006, **67**(4), pp.678-685
- 20 DE KEYSER R., LUYCKX G.F., SCHEPMANS M., VANDEKERCKHOVE, TILBURG J.V., VERHOEVEN G., VRANCKX R.
The use of plate and rod for repair of complex and unstable fracture of femur, tibia and humerus
Proceed ESVOT Congress, Munich, 2000, p 75
- 21 DUHAUTOIS B.
Enclouage, clou verrouillé et cerclage
Encyclopédie vétérinaire, Paris 1992, Orthopédie 3400, 10 pages
- 22 FIELD J ;, TORNKVIST H., HEARN T.C., SUMMER-SMITH G., WOODSIDE T.D.
The influence of screw omission on construct stiffness and bone surface strain in application of bone plates to cadaveric bone
Injury, 1999, **30**, pp.591-598
- 23 FIELD J.R., TORNKVIST H.
Biological fracture fixation: a perspective
V.C.O.T., 2001, **14**, pp.169-78
- 24 FORTERRE F.
L'ostéosynthèse biologique : étude rétrospective de 126 fractures traitées par ostéosynthèse biologique
Th. : Med. Vet. Toulouse: 1993-TOU 34116

- 25 FOUX A., YEADON A.J, UHTHOFF H.K.
Improved fracture healing with less rigid plates: a biomechanical study in dogs
Clin. Orthop.Rel. Res.,1997, **339**, pp.232-245
- 26 FRUCHTER A.M., HOLMBERG D.L.
Mechanical analysis of the veterinary cuttable plate
V.C.O.T., 1991; **4**, pp.116-9
- 27 GANZ R, MAST J, WEBER B, PERREN S
Clinical aspects of “bio-logical” plating
Injury, 1991; **22**, pp.4-5
- 28 GLENNON J.C., FLANDERS J.A., BECK K.A., TROTTER E.J., ERB H.N.
The effect of long-term bone plate application for fixation of radial fractures in dogs
Vet. Surg, 1994, **23**, pp. 40-47
- 29 GOODSHIP A.E., KENWRIGHT J.
The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures
J. Bone Joint Surg. [Br],1985, **67** (4), pp-650-5
- 30 GRIFFON D.J.
Fracture Healing
In A.O. Principles of fracture management in the dog and cat,
JOHNSON A.C., HOULTON J.E., VANNINI R.
A.O. Publishing, 2005, Switzerland, pp.73-98
- 31 GRIFFON D.J., WALLACE L.J., BECHTOLD J.E .
Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution
Am J. Vet Res, 1995, **56** (6), pp.822-825
- 32 GUIRAUTE I.
Plaques vétérinaires sécables : étude biomécanique vétérinaire
Th. Méd. Toulouse :2005-TOU3-4074
- 33 HORSTMAN C. et al.
Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reduction of 20 long bone fractures using an interlocking nail
Vet. Surg., 2004, **33**, pp.232-237
- 34 HULSE D., HYMAN B.
Biomechanics of fracture fixation failure
Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1991, **21** (4), pp.647-667
- 35 HULSE D., HYMAN W., NORI M., SLATER M.
Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin
Vet. Surg., 1997, **26**, pp 451-459
- 36 HULSE D., FERRY K., FAWCETT A., GENTRY D., HYMAN W., GELLER S., SLATER M.
Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain
V.C.O.T., 2000, **13**, pp.185-90
- 37 HUNT J.M., AIKTKEN M.L., DENNY H.R., GIBBS C.
The complication of diaphyseal fractures in dogs: a review of 100 cases
J.Small Anim Pract, 1980, **21**, pp.103-119

- 38 JAGODZINSKI M., KRETTEK C.
Effect of mechanical stability on fracture healing-an update
Injury, 2007, **38**, Suppl.1, pp3-10
- 39 JOHNSON A.L., SMITH C.W., SCHAEFFER D.J.
Fragment reconstruction and bone plate fixation versus plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997)
J. Am. Vet.Med. Assoc., 1998, **213** (8), pp.1157-1161
- 40 JOHNSON J.A., AUSTIN C., BRIEUR G.J.
Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989
V.C.O.T., 1994,**7**, pp.56-69
- 41 JONSSON U., NETZ P., STROMBERG L.
Solid mechanics and strenght of bone in young dogs
Acta Orthop. Scand., 1984, **55**, pp.46-451
- 42 JONSSON U., STROMBERG L.
Uniformity in mechanics of long bones at torque
Acta Ortop. Scand., 1984, **55**, pp.347-348
- 43 JOURDAN G.
Etude biomécanique comparative de deux montages d'ostéosynthèse dans le cadre du traitement d'une fracture fémorale diaphysaire comminutive : une plaque DCP 2.7 mm versus association d'un clou centro-médullaire et de deux plaques VCP 2.0-2.7 sandwichées.
Th. : Méd. Vet. Toulouse: 2001-TOU 34049
- 44 KANG Q., YUEHUEI H., FRIEDMAN R.J.
Effects of multiple freezing-thwaing cycles on ultimate indention load and stiffness of bovine cancellous bone
Am. J. Vet. Res., 1997, **58**, 10, pp.1171-1173
- 45 KESEMENLI C., SUBASI M.; NECMIOGLU S., KAPUKAYA A.
Treatment of multifragmentary fractures of the femur by indirect reduction (biological) and plate fixation
Injury, 2002, **33** (2002), pp.691-699
- 46 KOCH D.
Screws and plates
In A.O. Principles of fracture managment in the dog and cat,
JOHNSON A.C., HOULTON J.E., VANNINI R.
A.O. Publishing, 2005, Switzerland, pp. 27-58
- 47 KRETTEK C.
Concepts of minimally invasive plate osteosynthesis
Injury, 1997, **28**, Suppl. 1, pp.A1-2
- 48 KRETTEK C., MULLER M., MICLAU T.
Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (M.I.P.O.) in the femur
Injury, 2001, **32**, Suppl. 3., pp.C14-23
- 49 LEE J., KHONG K., TAN S.
Torsional performance of canine femoral osteotomy union
Ann. Acad. Med. Singapore, 1994, **23** (6), pp.879-884

- 50 LEVENSTON M.E., BEAUPRE G.S., VAN DER MEULEN M.
Improved method for analysis of whole bone test
J. Bone Miner Res, 1994, **9**(9), pp.1459-65
- 51 MARKEL M.D., SIEMAN E., RAPOFF J., KOHLES S.S.
Mechanical properties of long bones in dogs
Am. J. Vet. Res., 1994, **55** (8), pp.1178-1183
- 52 MCLAUGHLIN R.
Internal fixation: intramedullary pins, cerclage wires and interlocking nails
Vet. Clin. of North Am., 1999, **29** (5), pp.1097-1116
- 53 MENSCH J.S., KEITH L.M., SANDFORD B.D., FINERMAN M.D.
Experimental stabilization of segmental defects in human femur
J. Bone Joint Surg. Am., 1976, **58** (2), pp.185-190
- 54 MILTON J.L.
Fracture of the femur
In Slatter D.
Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia: W.B. Saunders compagny, 1993, 2, pp.1805-1817
- 55 NETZ P., ERIKSSON K., STROMBERG L
Ultimate failure of diaphyseal bone
Acta Orthop. Scand., 1980, **51**, pp.583-588
- 56 NETZ P.
The diaphyseal bone under torque: an experimental study in dogs
Acta Orthop. Scand., 1979, **176**, pp.1-32
- 57 OLMSTEAD M.L.
Complications of fractures repaired with plates and screws
Vet Clin. North Am Small Anim Pract., 1991, **21** (4), 1991 pp.669-686
- 58 PALISSIER F.
Comparaison de six montages combinés clou-plaques chez le chien :étude mécanique expérimentale
Th. Méd. Vet. Toulouse : 2008-TOU3-4009
- 59 PALMER R.H.
Biological osteosynthesis
Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1999, **29** (5), pp 1171-1195
- 60 PAPAKOSTIDIS C., GROTZ M.R., PAPADOKOSTAKIS G. , DIMITRIOU R.
GIANNOUDIS P.V.
Femoral biologic plate fixation
Clin. Orthop. Rel.Res., **450**, pp 193-202
- 61 PERREN S.M.
General considerations
In Manuel of internal fixation, troisième édition, Berlin, Springer-Verlag, 1991, pp3-51
- 62 PERREN S.M.
Evolution of the internal fixation of long bone fractures- the scientific basis of internal fixation: choosing a new balance between stability and biology
J. Bone Joint Surg. (Br), 2002, **8**, pp.1093-110

- 63 W.D. PRIEUR, G.SUMMER SMITH
In Manuel of internal fixation in small animals
 BRINKER W.O.,HOHN R.B., PRIEUR W.D.
 Deuxième édition,Berlin, Spinger-Verlag, 1984, pp 29-105
- 64 PROVENZANI 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**, pp.99-110
- 65 RADASCH R.M.
 Biomechanics of bone and fractures
Vet. Clin. North Am. Small Anim Pract, 1992, **29** (5), pp 1045-1082
- 66 REEMS M., BEALE B., HULSE D.
 Use of plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001)
J.Am.Vet.Med. Assoc., 2003, **223** (3), pp.330-335
- 67 REILLY D.T., BURSTEIN A.H.
 The mechanical properties of cortical bone
J. Bone Joint Surg., 1974, **56-A**, pp.1001-1116
- 68 REMEDIOS A.
 Bone and bone healing
Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract., 1999, **29** (5), pp 1029-1043
- 69 ROE S.
 Biomechanical basis of bone fracture and fracture repair
In Manuel of Small Animal Fracture Repair and Managment
 COUGHLAN A.R., MILLERA
 British Small Animal Veterinary Association, 1998, pp 17-27
- 70 SCHATZKER M.D.
 Changes in AO/ASIF principles and methods
Injury, 1995, **26**, Suppl., pp.B51-56
- 71 SCHILTZ G.
 Biomécanique osseuse: bases théoriques et biomécaniques des fractures
 Point vét, 1988, **115**, pp.677-684
- 72 SEDEL L., MEUNIER A., NIZARD R.
 Biomécanique de l'os: application au traitement des fractures
 Encyclopédie médico-vétérinaire (Paris-France), appareil locomoteur 1993, 14-031-A-30,
 12p
- 73 STROMBERG L., DALEN N.
 Experimental measurement of maximum torque capacity of long bones
Acta Orthop. Scand.,1976, **47**, pp.257-263
- 74 STROMBERG L., DALEN
 The influence of freezing on the maximum torque capacity of long bones: an experimental study on dogs
Acta Orthop. Scand., 1976, **4**, 254-256, 1976
- 75 TURNER C.H., BURR D.B.
 Basic biomechanical measurement of bone: a tutorial
Bone, 1993, **14**, pp.595-608

76 VON PFEIL D., DEJARDIN L.M., DECAMPS C.E., MEYER E.G., LANSDOWN J.L., WEERT J.H., HAUT R.C.

In vitro biomechanical comparison of a plate rod combination construct and a interlocking nail-construct for experimentally induced gap fracture in canine tibiae
Am J.Vet Res., 2005, **66** (9), pp.1536-1543

77 WENDA K., RUNKEL M., DEGREIF J., RUDIG L.

Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fracture
Injury,1997, **28**, Suppl. 1, pp.A13-19