
ETUDE MECANIQUE COMPARATIVE DE DEUX MONTAGES D'OSTEOSYNTHESE EN SOUTIEN : ASSOCIATION CLOU CENTRO-MEDULLAIRE ET PLAQUE SECABLE VCP VERSUS CLOU VERROUILLE

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement en 2003
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

Marion, Julie, Emilie CHAMBON
Née, le 27 juillet 1979 à PERIGUEUX (Dordogne)

Directeur de thèse : M. le Docteur Erik ASIMUS

JURY

PRESIDENT :
M. Paul BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSEESSEUR :
M. Erik ASIMUS
M. André AUTEFAGE

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

MINISTERE DE L'AGRICULTURE ET DE LA PECHE
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur	:	M.	P. DESNOYERS
Directeurs honoraires.....	:	M.	R. FLORIO
		M.	J. FERNEY
		M.	G. VAN HAVERBEKE
Professeurs honoraires.....	:	M.	A. BRIZARD
		M.	L. FALIU
		M.	C. LABIE
		M.	C. PAVAU
		M.	F. LESCURE
		M.	A. RICO
		M.	A. CAZIEUX
		Mme	V. BURGAT
		M.	D. GRIESS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **CABANIE Paul**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **CHANTAL Jean**, *Pathologie infectieuse*
- M. **DARRE Roland**, *Productions animales*
- M. **DORCHIES Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **GUELFY Jean-François**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*
- M. **TOUTAIN Pierre-Louis**, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
- M. **BODIN ROZAT DE MANDRES NEGRE Guy**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **BRAUN Jean-Pierre**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **EECKHOUTTE Michel**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **EUZEBY Jean**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
- M. **MILON Alain**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
- M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*
- M. **SHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*

PROFESSEURS 2^e CLASSE

- Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les industries agro-alimentaires*
- M. **DUCOS DE LAHITTE Jacques**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- Mme **KOLF-CLAUW Martine**, *Pharmacie -Toxicologie*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*

PROFESSEUR ASSOCIE

- M. **HENROTEAUX Marc**, *Médecine des carnivores*

INGENIEUR DE RECHERCHES

- M. **TAMZALI Youssef**, *Clinique équine*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

MAITRE DE CONFERENCES HORS CLASSE

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

MAITRES DE CONFERENCES 1^{ère} CLASSE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
Mme **BOUCRAUT-BARALON Corine**, *Pathologie infectieuse*
Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
Mme **BRET-BENNIS Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **MESSUD-PETIT Frédérique**, *Pathologie infectieuse*
M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
Mme **RAYMOND-LETRON Isabelle**, *Anatomie pathologique*
M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
Mlle **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*
M. **VALARCHER Jean-François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES 2^e CLASSE

- Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
Mme **CAMUS-BOUCLAINVILLE Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
Mme **COLLARD-MEYNAUD Patricia**, *Pathologie chirurgicale*
M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie du Bétail*
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Productions animales*
M. **MARENDA Marc**, *Pathologie de la Reproduction*

MAITRES DE CONFERENCES CONTRACTUELS

- M. **DESMAIZIERES Louis-Marie**, *Clinique équine*

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIE

- M. **REYNOLDS Brice**, *Pathologie chirurgicale*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- Mme **MEYNADIER-TROEGELER Annabelle**, *Alimentation*
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
M. **MONNEREAU Laurent**, *Anatomie, Embryologie*

A notre Président de thèse,

Monsieur le Professeur BONNEVIALLE

Professeur des universités

Praticien hospitalier

Chirurgie orthopédique et traumatologie

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse.

Hommage respectueux.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur ASIMUS

Maître de conférences de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Pathologie chirurgicale

Qui nous a fait l'honneur d'accepter et d'encadrer ce travail.

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

Monsieur le Professeur AUTEFAGE

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Pathologie chirurgicale

Qui nous a fait l'honneur d'accepter de participer à notre jury de thèse.

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

A mes parents,

A mon frère, Paul,

A ma grand-mère, Mamie Francette,

A Mamie Nadette et à mes grands-pères,

Trop tôt disparus.

A Frédéric,

A ma famille,

A mes amis,

A Oslo et à Daisy.

SOMMAIRE

INTRODUCTION

GENESE DE L'ETUDE

I- L'ostéosynthèse biologique

- 1) Intérêts de l'ostéosynthèse biologique par rapport à l'ostéosynthèse anatomique
- 2) Principes de l'ostéosynthèse biologique

II- L'association clou centro-médullaire et plaque VCP

- 1) Utilisation des VCP
- 2) Les montages mixtes clou-plaque

III- Le clou verrouillé

- 1) Principe
- 2) Etude biomécanique
- 3) Utilisation clinique

MATERIELS ET METHODES

I- Les échantillons

- 1) Prélèvement des fémurs
 - a- Verticalisation des fémurs
 - b- Inclusion dans la résine

2) Préparation des fémurs

3) Mise en place des montages

a- Montage A

b- Montage B

c- Description des implants utilisés dans cette étude

d- Choix aléatoire des fémurs

II- Test mécanique

III- Analyse statistique

RESULTATS

I- La rigidité des montages

II- L'analyse macroscopique des montages

DISCUSSION

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

LISTE DES ILLUSTRATIONS

LISTE DES FIGURES :

Figure 1 : Schéma montrant les prises de repères sur les fémurs

Figure 2 : Photographie montrant le bâti sur lequel les fémurs ont été fixés avec un contrôle de la verticalité dans les deux plans orthogonaux

Figure 3 : Photographie montrant un fémur inclus dans un socle de résine

Figure 4 : Photographie du montage A

Figure 5 : Photographie de la mise en place de la vis proximale du montage B (utilisation du système ancillaire)

Figure 6 : Photographie montrant le montage A en place dans la machine à tester, en début de compression

Figure 7 : Courbe-type force (F) / allongement (dl) enregistrée (26)

Figure 8 : Courbe force (en N) / allongement du fémur (en mm) de la paire n°4 portant le montage A

Figure 9 : Photographie montrant une déformation plastique de la plaque VCP sur le trou le plus proximal dans la zone de la perte de substance osseuse (fémur de la paire n°4 portant le montage A)

Figure 10 : Photographie montrant un éclatement de la corticale médiale du fragment proximal (fémur de la paire n°5 portant le montage A)

Figure 11 : Photographie montrant une bascule médiale du fragment proximal et une déformation plastique du clou (fémur de la paire n°4 portant le montage B)

Figure 12 : Photographie montrant un collapsus des fragments (fémur de la paire n°5 portant le montage B)

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des implants utilisés dans les montages A et B

Tableau 2 : Valeurs de la rigidité pour l'ensemble des montages testés A et B

Tableau 3 : Analyse macroscopique des montages A et B après le test en compression

Tableau 4 : Conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro-médullaire sur la rigidité du montage et sur les contraintes exercées sur la plaque (44)

INTRODUCTION

Les fractures fémorales diaphysaires comminutives sont fréquentes chez le chien et le chat, elles sont souvent dues à des accidents de la voie publique. La présence de nombreux fragments rend leur réduction et le maintien de cette réduction par la compression interfragmentaire impossible. De plus, les tissus mous environnants ont subi un violent traumatisme qui entraîne un déficit de la vascularisation du foyer de fracture et un retard de cicatrisation. L'application d'une technique d'ostéosynthèse « anatomique » c'est-à-dire la réduction anatomique parfaite des fragments n'est pas donc pas envisageable dans le cas des fractures comminutives. La technique utilisée est alors l'ostéosynthèse d'alignement : elle consiste à réaliser un alignement du segment osseux proximal et du segment osseux distal sans intervenir sur le foyer de fracture.

Le but de l'ostéosynthèse biologique est de faire la symbiose entre les aspects biologiques et mécaniques du traitement des fractures complexes. Le principe consiste à préserver des conditions biologiques permettant une cicatrisation de l'os. Or ce principe est respecté si l'ostéosynthèse d'alignement est utilisée pour le traitement de fractures comminutives. L'implant choisi joue alors un rôle de soutien total du foyer de fracture. Lors de la mise en charge, il doit être capable de résister à l'ensemble des contraintes mécaniques qu'il est le seul à supporter.

Dans le cadre de la réalisation d'une ostéosynthèse d'alignement, le choix de l'implant est primordial car il doit présenter d'excellentes propriétés biomécaniques. Une plaque permet d'apporter une bonne stabilité à un foyer de fracture dans de nombreux cas et, en pratique, de neutraliser toutes les forces agissant sur ce foyer. L'association d'un clou centro-médullaire à cette plaque permet d'augmenter considérablement l'espérance de vie du montage lorsqu'il y a une fracture comminutive, étant donnée la position neutre du clou par rapport à l'axe de l'os. Un clou verrouillé présente lui aussi des avantages biomécaniques dans le traitement de fractures diaphysaires comminutives. De plus, sa pose nécessite un abord limité, une chirurgie de courte durée et une technique simple.

L'objet de notre étude est de tester et de comparer la rigidité de deux montages d'ostéosynthèse dans le cadre du traitement d'une fracture fémorale diaphysaire comminutive : une plaque vétérinaire sécable (Veterinary Cuttable Plate c'est-à-dire VCP) pour vis de 2.0 ou 2.7 mm associée à un clou centro-médullaire et un clou verrouillé.

GENESE DE L'ETUDE

I- L'ostéosynthèse biologique

1) Intérêts de l'ostéosynthèse biologique par rapport à l'ostéosynthèse anatomique

Le principe de l'ostéosynthèse « anatomique » consiste à réaliser une réduction anatomique parfaite des fragments dont le maintien est assuré par compression interfragmentaire (17). L'obtention d'une stabilité absolue, la mise en compression des fragments osseux et un apport vasculaire adéquat conduisent à une cicatrisation par première intention (per primam) (65). La cicatrisation per primam est caractérisée par le dépôt d'emblée d'os lamellaire dans le trait de fracture sans passage par un cal, il se produit un remodelage des systèmes haversiens par résorption et dépôt osseux simultanés (1, 44).

Toutefois, les conditions nécessaires à cette cicatrisation sont rarement présentes, particulièrement lors de fractures comminutives. En effet, après l'application du système de fixation, de petits traits de fracture peuvent persister sur la surface transcorticale. Les petits traits de fracture concentrant les contraintes, des mouvements locaux importants vont se produire. Les cellules du foyer de fracture sont alors soumises à des déformations qui sont trop grandes pour permettre la survie des cellules osseuses. Le tissu conjonctif et le tissu fibro-cartilagineux tolérant des contraintes supérieures, la cicatrisation se fera par seconde intention (par secundam) c'est-à-dire par un dépôt séquentiel de tissu conjonctif immature, de tissu fibreux, fibro-cartilagineux puis osseux.

De plus, la réduction des fragments osseux peut être très longue à effectuer et nécessite une exposition plus longue du foyer de fracture ce qui augmente le risque d'infection. Elle ajoute un traumatisme iatrogène au traumatisme initial du segment osseux (déjà important lors de fractures comminutives) ce qui retarde l'apparition des éléments biologiques nécessaires à la cicatrisation (40, 42).

Les contraintes locales et les troubles vasculaires rendent la cicatrisation per primam plus longue. Le délai de cicatrisation allongé associé à la concentration des contraintes sur un espace réduit peut conduire à une rupture par fatigue de l'implant (2, 3, 14, 17, 44, 58, 59, 60, 61, 63, 64, 65, 67).

Lors de fractures comminutives, l'utilisation de l'ostéosynthèse « anatomique » est impossible. Un autre type d'ostéosynthèse permettant la préservation du milieu biologique a alors été envisagé : il s'agit de l'ostéosynthèse biologique.

2) Principes de l'ostéosynthèse biologique

Le principe de l'ostéosynthèse biologique consiste à préserver un environnement favorable à la cicatrisation autour du foyer de fracture. Le foyer de fracture est réduit selon le principe de l'ostéosynthèse d'alignement c'est-à-dire en réalisant un alignement dans les différents plans de l'espace des deux segments proximal et distal sans intervenir sur les esquilles ni sur l'hématome fracturaire c'est-à-dire sur le foyer de fracture (5, 17, 21, 35, 44, 51, 62). L'ostéosynthèse d'alignement permet donc de ne pas aggraver les dommages tissulaires provoqués par le traumatisme initial. Elle privilégie la préservation de l'intégrité de l'hématome fracturaire à la stabilité. Elle respecte donc le concept de l'ostéosynthèse biologique qui consiste à obtenir une stabilité optimale (mais pas maximale) du foyer de fracture pour une préservation optimale des tissus mous (3). La cicatrisation se fera par seconde intention avec la formation d'un cal.

L'approche chirurgicale doit être la moins traumatique possible. Les anglos-saxons ont développés une technique : il s'agit de l'approche « open but do not touch » c'est-à-dire que l'abord chirurgical peut s'effectuer par le foyer de fracture mais il convient de ne pas y toucher, l'idéal étant même de ne pas ouvrir. Cette approche consiste à obtenir un alignement adéquat des deux segments osseux avec le minimum de perturbation des tissus mous (3, 17, 44, 59). Le temps chirurgical est plus court ce qui réduit le risque d'infection et la cicatrisation est plus rapide (3, 16, 45).

D'un point de vue mécanique, le système de fixation doit limiter le niveau des contraintes à un seuil permettant la cicatrisation per secundam. Les fractures comminutives distribuent les mouvements sur de grandes longueurs ce qui diminue les contraintes interfragmentaires à un niveau permettant la cicatrisation osseuse. Toutefois, à chaque mise en charge du membre, la totalité des contraintes physiques est subie par l'implant ce qui rend son risque de rupture par fatigue très important. Le respect de la vascularisation au cours de l'intervention doit permettre une cicatrisation rapide afin de limiter le nombre de cycles de mise en charge de l'implant et d'éviter sa rupture. Le cal doit toujours vite prendre en charge une partie croissante des contraintes. Si le montage n'est pas assez rigide, une déformation

plastique peut survenir rapidement ainsi qu'une rupture. A l'inverse, un montage trop rigide ne stimule pas le cal de fracture et retarde la cicatrisation ce qui peut entraîner la rupture de la plaque (1, 17, 44).

La mobilisation active et précoce du membre permet d'éviter les risques de maladie fracturaire et améliore les conditions de la cicatrisation en accélérant la solidité du cal (1, 34).

II- L'association clou centro-médullaire et plaque VCP

1) Utilisation des VCP

Les plaques VCP ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse chez les petits animaux. En effet, l'offre de matériel paraissait mal adaptée aux petits chiens et aux chats, particulièrement dans le cas de fractures complexes ou comminutives (36).

Elles présentent les caractéristiques suivantes (4, 11, 13, 18, 36, 37, 52) :

- Elles sont sécables et donc ajustables à la longueur désirée par le chirurgien pendant l'intervention.
- Elles possèdent un grand nombre de trous par unité de longueur : 50 trous sur 300 mm.
- Elles sont utilisables avec différents types de vis.
- Elles peuvent être empilées de façon à pouvoir ajuster la rigidité du montage, il s'agit de la technique sandwich.
- Tous les trous sont équidistants les uns des autres donc la plaque peut être décalée au cours de l'intervention.
- Elles sont économiques à l'usage et au stock.

Elles sont disponibles en deux dimensions différentes :

- Plaque VCP pour vis de 1,5 et de 2.0 mm, épaisseur de 1 mm
- Plaque VCP pour vis de 2.0 et de 2.7 mm, épaisseur de 1.5 mm

Elles font toutes les deux 300 mm de long pour 7 mm de large.

Quelques études ont permis de situer les propriétés mécaniques des plaques VCP. Les études de FRUCHTER et HOLMBERG (36), de I. GUIRAUTE (37) et E. ASIMUS (4) montrent en outre que :

- La rigidité de deux plaques VCP sandwichées est à peu près égale (légèrement inférieure) à la somme de leur rigidité individuelle.
- Les plaques VCP 2.0 – 2.7 mm utilisées seules ou sandwichées sont moins rigides qu'une plaque DCP 2.7 mm, épaisseur de 2 mm.

Les plaques VCP sont très utiles pour l'ostéosynthèse chez les petits animaux mais elles manquent de solidité. L'ajout d'un autre implant aux plaques VCP a donc été proposé afin d'augmenter la rigidité globale du montage. Cet autre implant peut être un clou centro-médullaire ou un fixateur externe (43, 44, 53).

2) Les montages mixtes clou-plaque

L'étude réalisée par Don HULSE en 1997 (43) compare les contraintes s'exerçant sur une plaque seule et sur un montage associant une plaque et un clou. Ces deux montages sont utilisés pour ponter une perte de substance importante sur des fémurs de chien mimant une fracture comminutive. L'ensemble est ensuite équipé de deux jauges de contrainte et soumis à des tests dynamiques en compression. Les plaques utilisées sont des plaques DCP larges 3.5 mm.

Cette étude montre que :

- L'ajout d'un clou centro-médullaire occupant 50% de la cavité médullaire diminue de moitié les contraintes exercées sur la plaque.
- L'ajout d'un clou centro-médullaire augmente l'espérance de vie du montage.
- L'apport du clou diminue les contraintes s'exerçant au niveau des trous de plaque, zones les moins résistantes mécaniquement.

Suite à ces résultats, les auteurs s'interrogent sur la possibilité de remplacer une plaque DCP large par l'association d'une plaque DCP standard et d'un clou centro-médullaire.

Dans cette même logique, une étude a été menée (47) afin d'évaluer si une plaque DCP standard de 2.7 mm peut être remplacée par l'association d'un clou et de deux plaques VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées. Les montages sont posés de manière à ponter une perte de

substance diaphysaire importante sur des fémurs de chien mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-fémur est ensuite soumis à un test de compression.

Cette étude montre que, d'un point de vue mécanique, l'association d'un clou centro-médullaire et deux plaques VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées est équivalente à une plaque DCP 2.7 mm utilisée seule, dans le cadre du traitement ex-vivo d'une ostectomie mimant une fracture diaphysaire fémorale comminutive.

Lors de comminution importante nécessitant une ostéosynthèse d'alignement, le montage associant une plaque et un clou présente des avantages mécaniques et techniques. En effet, la mise en place du clou respecte des conditions biologiques nécessaires à la cicatrisation osseuse (15, 28) et participe à la réduction de la fracture (3, 59). La mixité du montage permet la diminution des contraintes mécaniques sur la plaque (19, 43, 44) et l'augmentation de la rigidité du montage et de son espérance de vie (28, 43, 44).

III- Le clou verrouillé

L'utilisation des premiers enclouages centro-médullaires pour la stabilisation interne des fractures des os longs remonte au XVII^e siècle chez l'homme. Les premiers clous verrouillés ont été développés dans les années 50. A présent, les fractures des os longs chez l'homme sont communément stabilisées par des clous verrouillés (55). Leur utilisation pour le traitement des fractures des os longs chez les chiens a été étudiée expérimentalement, théoriquement et cliniquement (25, 29, 55).

1) Principe

Le clou est perforé à ses deux extrémités d'orifices permettant le passage de vis qui solidarissent l'implant à l'os fracturé.

Il existe deux types de montages (23, 25, 26, 28) :

- le montage statique : des vis sont insérées sur le segment proximal et sur le segment distal de l'os fracturé. Ce montage neutralise toutes les contraintes de rotation et de télescopage des fragments, évitant tout raccourcissement du membre traumatisé. Il peut donc être utilisé dans le cadre de fractures diaphysaires comminutives.
- le montage dynamique : le verrouillage n'est réalisé que proximale ou distale au foyer de fracture donc la mise en charge du membre provoque une compression axiale.

2) Etude biomécanique

Une étude biomécanique du clou verrouillé a été réalisée par DUHAUTOIS (26). Des clous verrouillés vétérinaires de diamètre 6 et 8 mm et des clous centro-médullaires de Steinman sont montés sur des fémurs de chien sur lesquels a été pratiquée une ostéotomie diaphysaire. Ces montages sont soumis à des forces en compression-flexion en statique et en cisaillement-flexion en statique et en rotation. Les conclusions tirées de l'expérimentation sont les suivantes :

- Le verrouillage proximal et distal d'un enclouage permet d'améliorer de façon notable les stabilités axiale et en rotation qui handicapent lourdement le clou centro-médullaire.

- Les limites de rupture acceptées par l'enclouage verrouillé sont supérieures à celles physiologiquement acceptées.
- Les orifices destinés à recevoir les vis de verrouillage fragilisent le clou donc aucun trou ne doit se trouver au niveau du foyer de fracture et tous les trous doivent être occupés par des vis. Il ne faut utiliser le clou verrouillé que s'il y a une indication de verrouillage.
- Le double verrouillage proximal, s'il est intéressant sur le plan mécanique, ne se justifie pas sur le plan clinique.
- Le double verrouillage distal est indispensable pour la stabilité du montage.

DUELAND (24) a comparé la résistance à la fatigue de clous verrouillés de 6 mm pour vis de 2.7 et 3.5 et de 8 mm pour vis de 3.5 et 4.5 mm, chacun ayant soit deux trous dans la portion proximale et deux dans la portion distale, soit de multiples trous uniformément espacés. Les trous sont des zones de moindre résistance donc l'augmentation de la taille des trous d'un clou verrouillé diminue sa résistance à la flexion. De plus, toutes les ruptures se sont produites au niveau d'un trou et les ruptures dues à la fatigue augmentent quand le nombre de trous augmente. Le site de rupture le plus fréquent est le trou proximal de la partie distale du clou verrouillé. Cette étude montre qu'il faut éviter de mettre des vis près du site de fracture, une distance minimale de 2 cm étant recommandée.

L'étude de BERNARDE (6) montre que, pour ponter une perte de substance médio-diaphysaire, un clou verrouillé de 8 mm présente de meilleures propriétés structurelles qu'une plaque DCP (Dynamic Compression Plate = plaque à compression dynamique) de 10 trous. Ce résultat est en accord avec une étude précédente qui montrait qu'un clou verrouillé de 8.5 mm avait un moment d'inertie plus élevé qu'une plaque DCP de 3.5 et donc une meilleure résistance à la flexion (56). L'analyse des mouvements inter-fragmentaires montre que le clou verrouillé possède un meilleur contrôle des mouvements inter-fragmentaires que la plaque, notamment concernant les mouvements de cisaillement qui sont délétères pour la cicatrisation (6).

Par rapport aux plaques, il présente aussi l'avantage d'être placé dans l'axe neutre de l'os et non d'être décalé par rapport à l'axe des forces. Cela lui procure une meilleure résistance qu'une plaque aux contraintes mécaniques exercées en flexion et donc un risque de rupture inférieur (23, 46).

Ces études biomécaniques permettent d'établir des règles à respecter dans la mise en place d'un clou verrouillé : aucun trou ne doit se trouver au niveau du foyer de fracture et il faut éviter de mettre des vis près du site de fracture, une distance minimale de 2 cm étant recommandée. Elles montrent aussi les nombreux avantages biomécaniques que présente le clou verrouillé comme sa stabilité axiale et en rotation et sa résistance à la flexion.

3) Utilisation clinique

Le taux élevé de consolidation clinique et de bonne récupération fonctionnelle et le taux de complications comparable à celui des autres techniques suggèrent que le clou verrouillé est un traitement efficace pour stabiliser les fractures diaphysaires comminutives chez le chien. Toutefois, si les études biomécaniques précisant les indications et les limites d'utilisation des clou verrouillés de 6 et 8 mm par rapport aux plaques DCP 3.5 ou 4.5 sont relativement précises, les données concernant les indications et les limites d'utilisation du clou verrouillé de 4 mm sont inexistantes. Or le clou de 4 mm est le seul qui soit utilisable pour les animaux de petit format. De plus, le clou verrouillé présente une zone de faiblesse : un ratio trou de vis / diamètre du clou élevé.

Dans le chapitre précédent, nous avons vu que l'utilisation d'une association plaque-clou centro-médullaire présentait des avantages mécaniques et techniques lors de comminution importante nécessitant une ostéosynthèse d'alignement chez les petits animaux.

Nous nous proposons de comparer le clou verrouillé de 4 mm à un montage clou centro-médullaire plein de 4 mm et plaque VCP 2.0 – 2.7 fixée par des vis monocorticales, dans le cadre du traitement d'une fracture fémorale diaphysaire comminutive chez les animaux de petite taille.

MATERIELS ET METHODES

Le but de cette étude est la comparaison de la rigidité de deux montages dans le cadre de l'ostéosynthèse d'alignement des os longs chez les animaux de petite taille :

- montage A : un clou centro-médullaire de 4 mm de diamètre et une plaque VCP 2.0 – 2.7 mm fixée par des vis monocorticales
- montage B : un clou verrouillé de 4 mm de diamètre ayant un verrouillage proximal et deux verrouillages distaux par des vis de 2 mm de diamètre

Ces deux types d'implants sont posés sur des fémurs sur lesquels a été pratiquée une ostectomie créant une perte de substance osseuse médio-diaphysaire mimant une fracture diaphysaire comminutive. L'ensemble os-implant est alors soumis à un test en compression axiale.

I- Les échantillons

1) Prélèvement des fémurs

10 fémurs ont été prélevés sur cinq cadavres frais de chiens de race beagle de 10 à 12 kg. Les tissus mous ont été éliminés. Les fémurs ont été radiographiés de manière à déterminer le diamètre minimale de la cavité médullaire et à contrôler la maturité osseuse et l'absence d'anomalie. Les os ont ensuite été enroulés dans des compresses imbibées d'une solution saline afin de prévenir toute déshydratation puis congelés à $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$ jusqu'au jour du test.

2) Préparation des fémurs

La veille du jour du test, les os ont été ramenés à température ambiante, dans un récipient contenant de l'eau. Les condyles fémoraux ont alors été inclus dans de la résine, qui formait un socle solide, indispensable au maintien stable de l'os durant les tests dynamiques en compression.

a- Verticalisation des fémurs

➤ Prise de repères sur les fémurs

Il est important de positionner tous les os dans une position identique, ce qui rend au préalable une prise de repères indispensable.

Au niveau de l'extrémité proximale, sur la face médiale, on a tracé, à l'aide d'un marqueur indélébile, une ligne sous le petit trochanter. Cette ligne a été prolongée sur la face crâniale selon un plan frontal.

A l'extrémité distale, sur la face crâniale, un trait a été tracé au niveau de la zone sus-trochléaire. Cette ligne a été prolongée sur la face médiale selon un plan frontal.

Les lignes proximale et distale étaient alors parallèles entre elles. Les grands axes verticaux du fémur dans deux plans ont ensuite été repérés par les médianes des segments dessinés ci-avant sur les deux faces et tracés sur l'os. (figure 1)

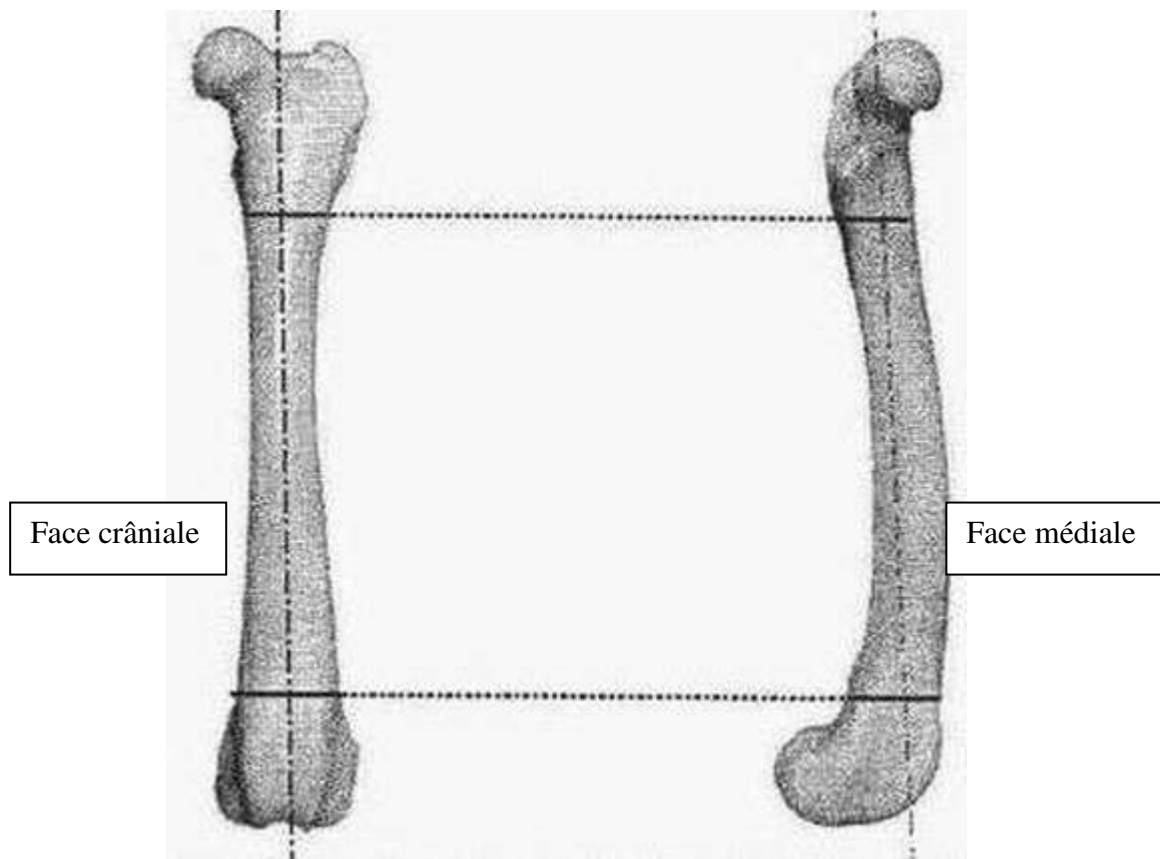


Figure 1 : Schéma montrant les prises de repères sur les fémurs

➤ L'os a été maintenu vertical à l'aide d'une pince montée sur un bâti et sa position ajustée dans deux plans différents, à l'aide de fils à plomb : verticalisation dans un plan latéro-médial et crânio-caudal. (figure 2)

b- Inclusion dans la résine

Les condyles fémoraux ont été placés au centre d'un récipient dans lequel on a versé de la résine (mélange isovolumétrique de deux constituants : uréol FC 52 ISO et FC 52 POLYOL (VANTICO SAS, Technologie T2L, 11500 QUILLAN)) et laissés immobiles pendant 20 mm jusqu'à la prise complète de la résine. L'extrémité distale du fémur a donc été incluse dans un parallélépipède de résine, formant un socle solide de 115 mm de long, 87 mm de large et 67 mm de haut. (figure 3)

Dans cette position, les forces appliquées par la machine sur la tête fémorale sont censées reproduire une partie des forces en compression physiologiques subies par un fémur lors de l'appui au sol.

Les fémurs ont ensuite été laissés au repos dans la résine pendant douze heures à basse température (4°C). On a pris soin d'enrouler, au préalable, les os de compresses humides.

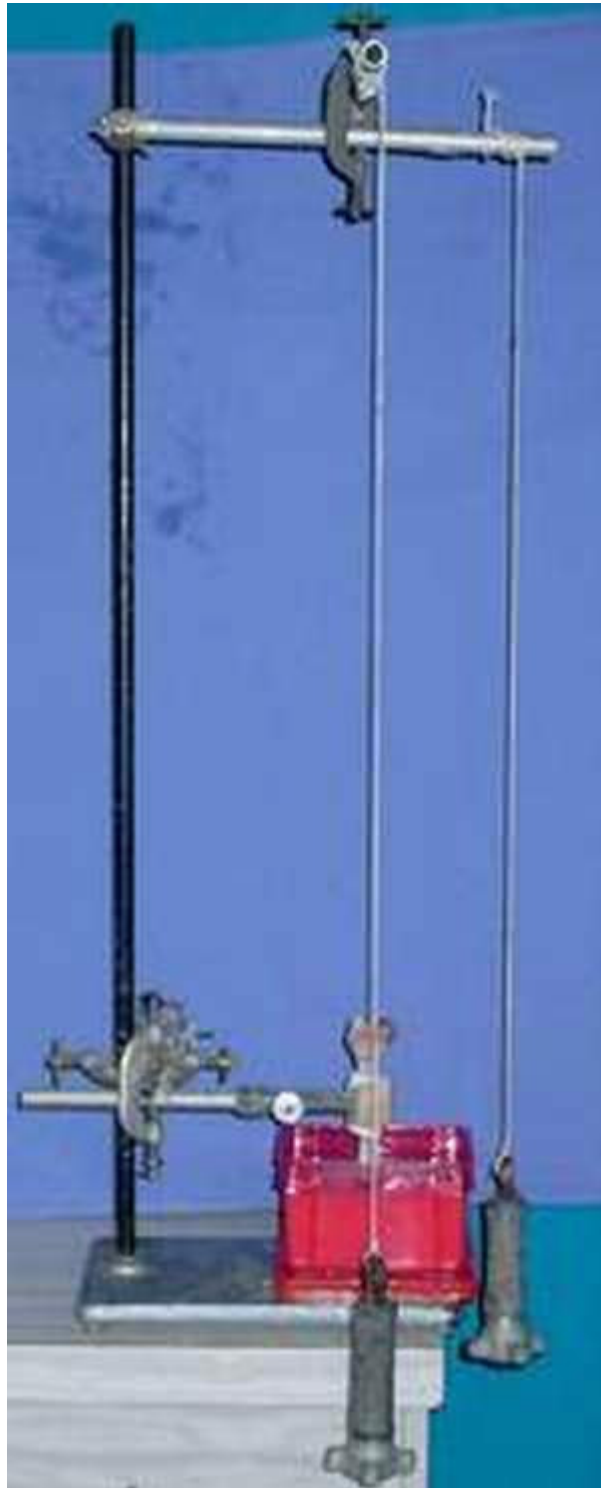


Figure 2 : Photographie montrant le bâti sur lequel les fémurs ont été fixés avec un contrôle de la verticalité dans les deux plans orthogonaux



Figure 3 : Photographie montrant un fémur inclus dans un socle de résine

3) Mise en place des montages

Les montages ont été mis en place juste avant de les tester.

Pendant le test, l'humidité a été maintenue par applications régulières de compresses imbibées de NaCl 0,9%.

a- Montage A

Il associe une plaque VCP 2.0 – 2.7 mm de 14 trous et un clou centro-médullaire (clou de Steinmann, section ronde, pointe pyramidale et de diamètre 4 mm).

- Mise en place de manière normograde du clou centro-médullaire de diamètre 4 mm de marque Aesculap (52 901 CHAUMONT – France), 4 mm correspondant à 80% de la largeur minimale de la cavité médullaire, mesurée sur les radiographies prises en direct des fémurs.
- La plaque VCP 2.0 – 2.7 mm de 14 trous de marque Synthes (Mathys Medical Ltd – Güterstrasse 5 – CH-2544 Bettlach Suisse) a été fixée sur la face latérale de l'os, à

l'aide de 8 vis monocorticales de diamètre 2.7 mm et de longueur 8 mm. Les trous occupés par des vis étaient les 4 trous proximaux et les 4 trous distaux.

La plaque a été placée sur la face latérale de l'os c'est-à-dire sur la face de l'os qui travaille en tension (7, 20, 41).

- Le clou a été retiré.
- Une ostectomie diaphysaire de trois centimètres a été pratiquée pour simuler une fracture diaphysaire comminutive de telle sorte que la distance entre le trait d'ostéotomie proximal et la dernière vis proximale soit égale à la distance entre le trait d'ostéotomie distal et la première vis distale. (figure 4)
- Remise en place du clou, toujours de manière normograde.

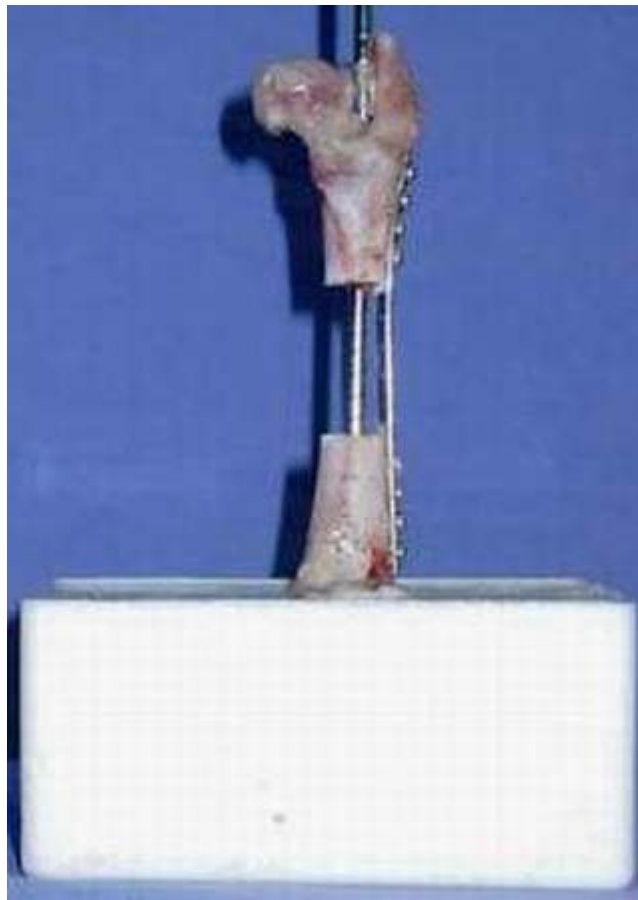


Figure 4 : Photographie du montage A

b- Montage B

Il s'agit d'un clou verrouillé vétérinaire 4/109 de diamètre 4 mm à utiliser avec vis de verrouillage (réf : S.CWA.109, Numédic, 49300 CHOLET – France). Trois orifices de verrouillage sont disponibles : 1 proximal et 2 distaux. Le système ancillaire qui permet la pose des vis est fixé à l'implant par un téton de solidarisation. Les vis utilisées sont des vis spécifiques de verrouillage c'est-à-dire qu'elles ont une âme centrale plus épaisse que les vis AO-corticales, ce qui leur permet de mieux résister aux contraintes de cisaillement (29).

- Mise en place du clou de manière normograde

- Verrouillage du clou à l'aide de 3 vis de verrouillage de 2 mm de diamètre, une étant placée à l'extrémité proximale et deux à l'extrémité distale. (figure 5)

- Les vis et le clou ont été retirés.

- Une ostectomie diaphysaire de trois centimètres a été pratiquée pour simuler une fracture diaphysaire comminutive de telle sorte que la distance entre le trait d'ostéotomie proximal et la dernière vis proximale soit égale à la distance entre le trait d'ostéotomie distal et la première vis distale.

- Le clou a ensuite été replacé dans la cavité médullaire et verrouillé.

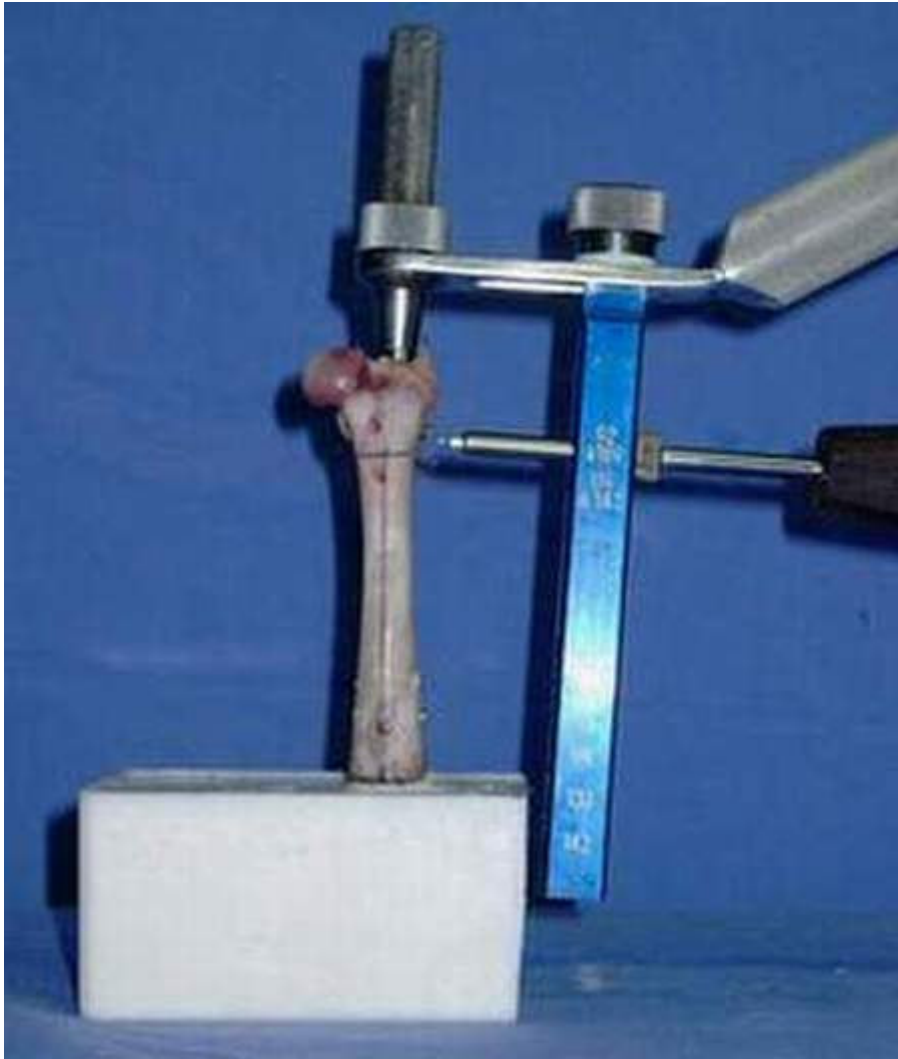


Figure 5 : Photographie de la mise en place de la vis proximale du montage B
(utilisation du système ancillaire)

c- Caractéristiques des implants utilisés dans cette étude

Les caractéristiques des implants utilisés sont résumées dans le tableau 1.

Tableau 1 : Caractéristiques des implants utilisés dans les montages A et B

	Nombre de trous	Largeur de la plaque (mm)	Longueur du clou (mm)	Longueur de la plaque (mm)	Diamètre du clou centro-médullaire (mm)	Nombre de corticales	Répartition des vis	Diamètre des vis (mm)
Plaque VCP 2.0-2.7 + clou centro-médullaire	14	7	100	84	4	8	8 mono-corticales	2.7
Clou verrouillé 4 mm	3		92		4	6	3 bicorticales	2.0

d- Choix aléatoire des fémurs

Un fémur de chaque paire a été choisi au hasard pour recevoir le montage A tandis que le fémur controlatéral a reçu le montage B. Les 5 paires de fémurs sont numérotés de 1 à 5.

II – Test mécanique

Chaque fémur a été testé individuellement , dans les mêmes conditions.

Le socle de résine a été maintenu fermement dans une pièce étau, évitant les mouvements de glissements latéraux lors de la mise en compression.

Le fémur a été positionné de manière à ce que la tête soit placée au centre d'un cône d'acier spécialement manufacturé. Le cône est fixé à la machine à tester, sur la traverse supérieure qui exerce la force verticale.

L'ensemble fémur-implant a été soumis à un test de compression sur une machine à tester (MTS 10/MH, MTS Systems, Ivry sur Seine), reliée à un ordinateur de type PC, utilisant un logiciel Testworks 4.0 (MTS Systems, Ivry sur Seine). (figure 6)

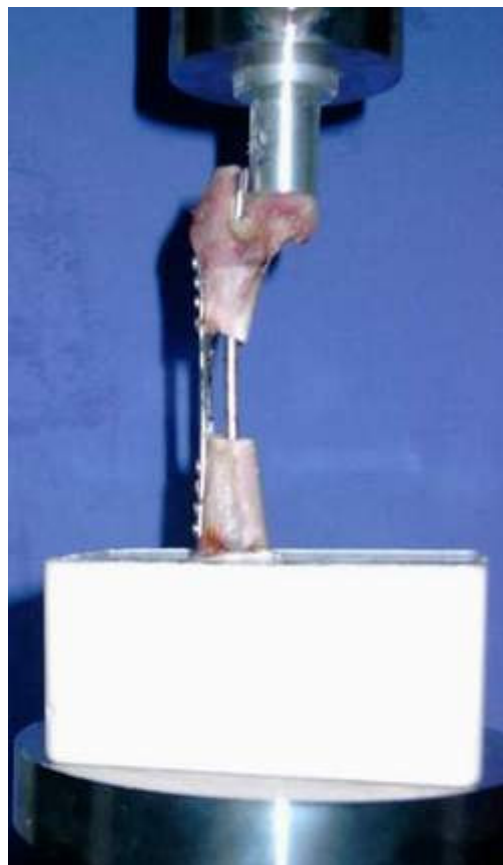


Figure 6 : Photographie montrant le montage A en place dans la machine à tester, en début de compression

Pour chaque os, le test n'a été réalisé qu'une seule fois, à la vitesse de 1 mm par minute. Il a été arrêté manuellement à la vue de l'obtention de la résistance maximale sur le graphique qui s'affichait en temps réel. Les implants n'ont pas été réutilisés.

Pour chaque test a été enregistrée la courbe de déformation correspondant à la force appliquée à l'ensemble os-implant (en Newton) en fonction de sa déformation (en millimètre). L'ordinateur a fourni pour chaque test la pente de la partie linéaire de la courbe correspondant à la rigidité du couple os-implant dans sa phase de déformation élastique (en Newton par millimètre). (figure 7)

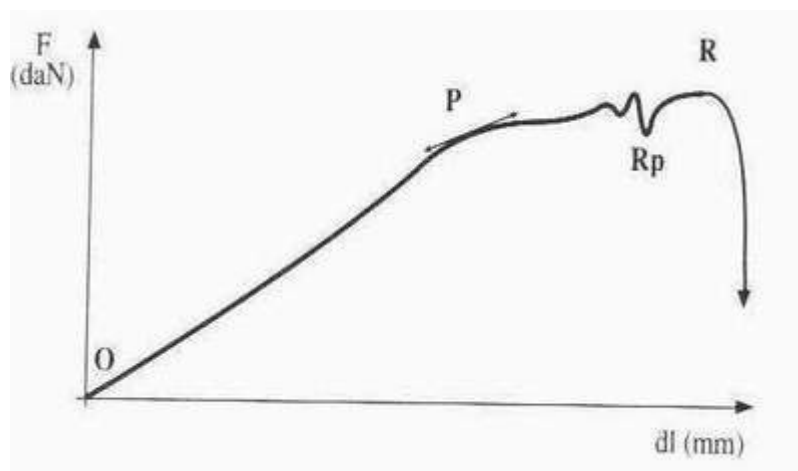


Figure 7 : Courbe-type force (F) / allongement (dl) enregistrée (26) : elle représente la relation entre la force appliquée (en daN) et le déplacement (en mm) de l'os mis en charge :

- de O à P : domaine élastique
- P : limite d'élasticité (point d'inflexion de la courbe)
- Rp : rupture partielle
- R : limite de rupture totale du montage
- de P à R : domaine de plasticité

Cette courbe représente la relation entre la force appliquée (F en daN) et le déplacement (dl en mm) de l'os mis en charge :

- de O à P : domaine élastique (si l'on relâche la contrainte exercée sur le montage, celui-ci reprend sa position initiale).
- P : limite d'élasticité (point d'inflexion de la courbe)
- Rp : rupture partielle
- R : limite de rupture totale du montage

- de P à R : domaine de plasticité (si l'on relâche la contrainte exercée, le montage revient à un état de repos différent de l'initial)

La pente de la partie linéaire (phase élastique) mesure la rigidité du montage.

Pour chaque test, la rigidité et l'analyse macroscopique des montages ont été pris en compte.

Pour l'analyse macroscopique, les déformations plastiques ont été cotées relativement les unes aux autres, de + pour la déformation minimale à + + + pour la déformation la plus importante. Les trous de vis ont été numérotés à partir du haut du montage. Pour le montage A, le premier trou libre dans la zone de perte de substance osseuse est le trou n°5.

III- Analyse statistique

Les résultats sont exprimés sous forme de moyenne et d'écart-type.

Les analyses statistiques ont été réalisées sur un logiciel SYSTAT 5.2 pour MACINTOSH (SYSTAT – Evanson USA).

Les comparaisons entre les deux groupes ont été faites par analyse de la variance (ANOVA). Dans notre étude, le niveau de significativité retenu a été de 0.05.

RESULTATS

I- La rigidité des montages

Les valeurs de la rigidité pour chaque os sont résumées dans le tableau 2.

Tableau 2 : Valeurs de la rigidité pour l'ensemble des montages testés A et B

N° de la paire de fémurs	Rigidité (N/mm)	
	Montage A	Montage B
1	269.3	273.9
2	658.7	169.9
3	327.7	222.2
4	628.7	160
5	319.8	204
Moyenne	440.8	206
Ecart-type	167.1	40.7

Les valeurs varient de :

- 269.3 N/mm à 658.7 N/mm pour le montage A (association plaque VCP-clou).
- 160 N/mm à 273.9 N/mm pour le montage B (clou verrouillé).

Le montage A (association plaque-clou) est plus rigide que le montage B (clou verrouillé). La différence est significative au seuil retenu de 5%.

La figure 8 montre la courbe force/allongement du fémur de la paire n°4 portant le montage A. Cette courbe est représentative de la forme des courbes obtenues pour l'ensemble des montages, courbes à partir desquelles sont obtenues les pentes et donc les valeurs de la rigidité.

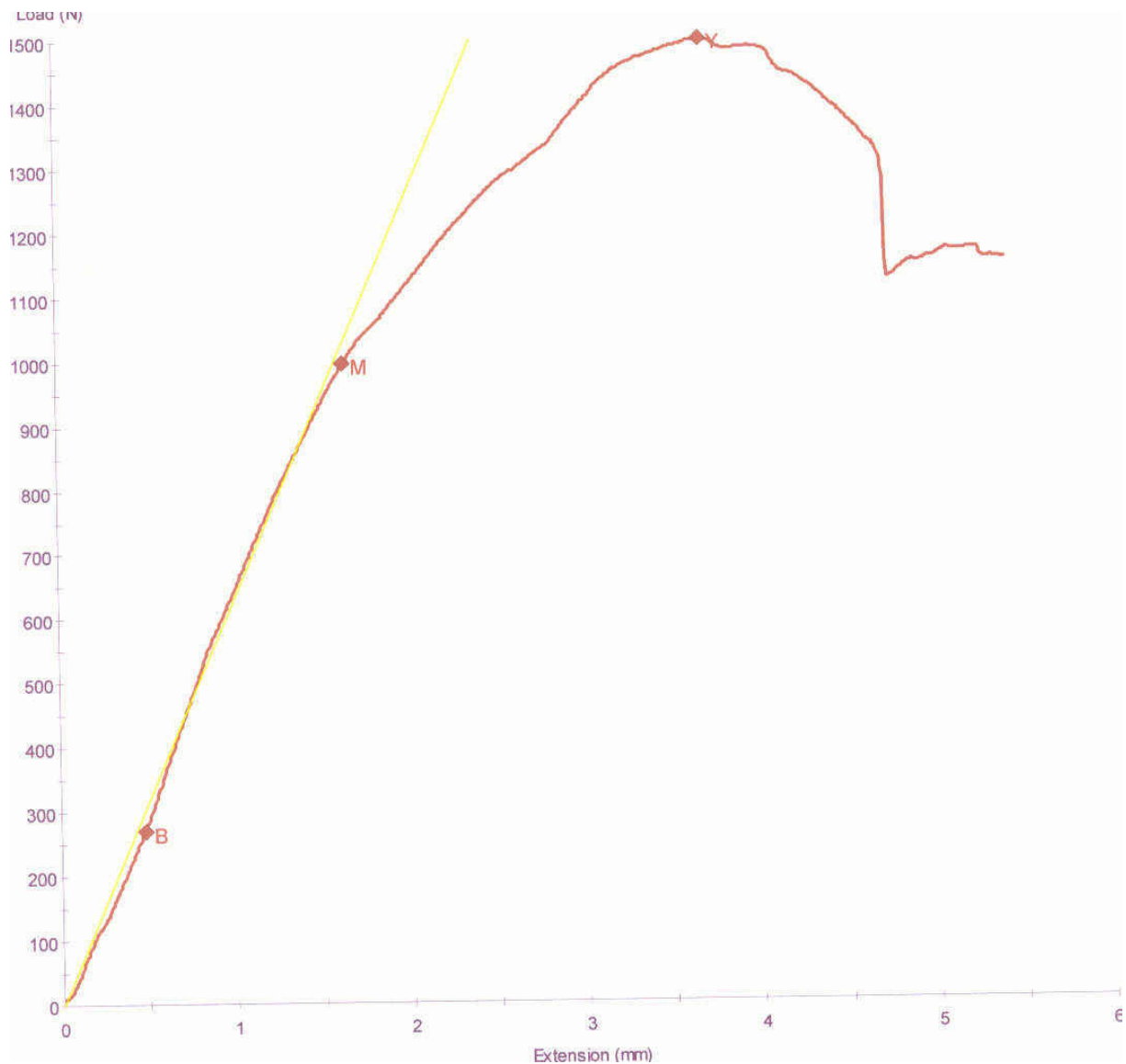


Figure 8 : Courbe force (en N) / allongement du fémur (en mm) de la paire n°4 portant le montage A :

- Y : limite de rupture du montage
- M : limite d'élasticité (point d'inflexion de la courbe)
- B : point situé dans le domaine élastique
- droite BM : partie linéaire correspondant à la phase élastique
- la pente de la droite BM mesure la rigidité du montage.

II- Analyse macroscopique des montages

Pour le montage A (plaque-clou), l'analyse macroscopique de l'ensemble os-implant ayant subi le test en compression montre une déformation plastique de la plaque sur le trou le plus proximal dans la zone de la perte de substance osseuse et une bascule médiale du fragment osseux proximal. Il est à noter un éclatement de la corticale médiale de l'about proximal du fémur. Nous constatons pour le fémur de la paire n°4 un arrachement des vis monocorticales sur le fragment distal. (figures 9 et 10)

Pour le montage B (clou verrouillé), la vis proximale fléchit en premier, le fragment proximal bascule médialement puis les deux vis distales se déforment. Finalement, nous avons un collapsus des fragments osseux. (figures 11 et 12)



Figure 9 : Photographie montrant une déformation plastique de la plaque VCP sur le trou le plus proximal dans la zone de la perte de substance osseuse (fémur de la paire n°4 portant le montage A)



Figure 10 : Photographie montrant un éclatement de la corticale médiale du fragment proximal (fémur de la paire n°5 portant le montage A)

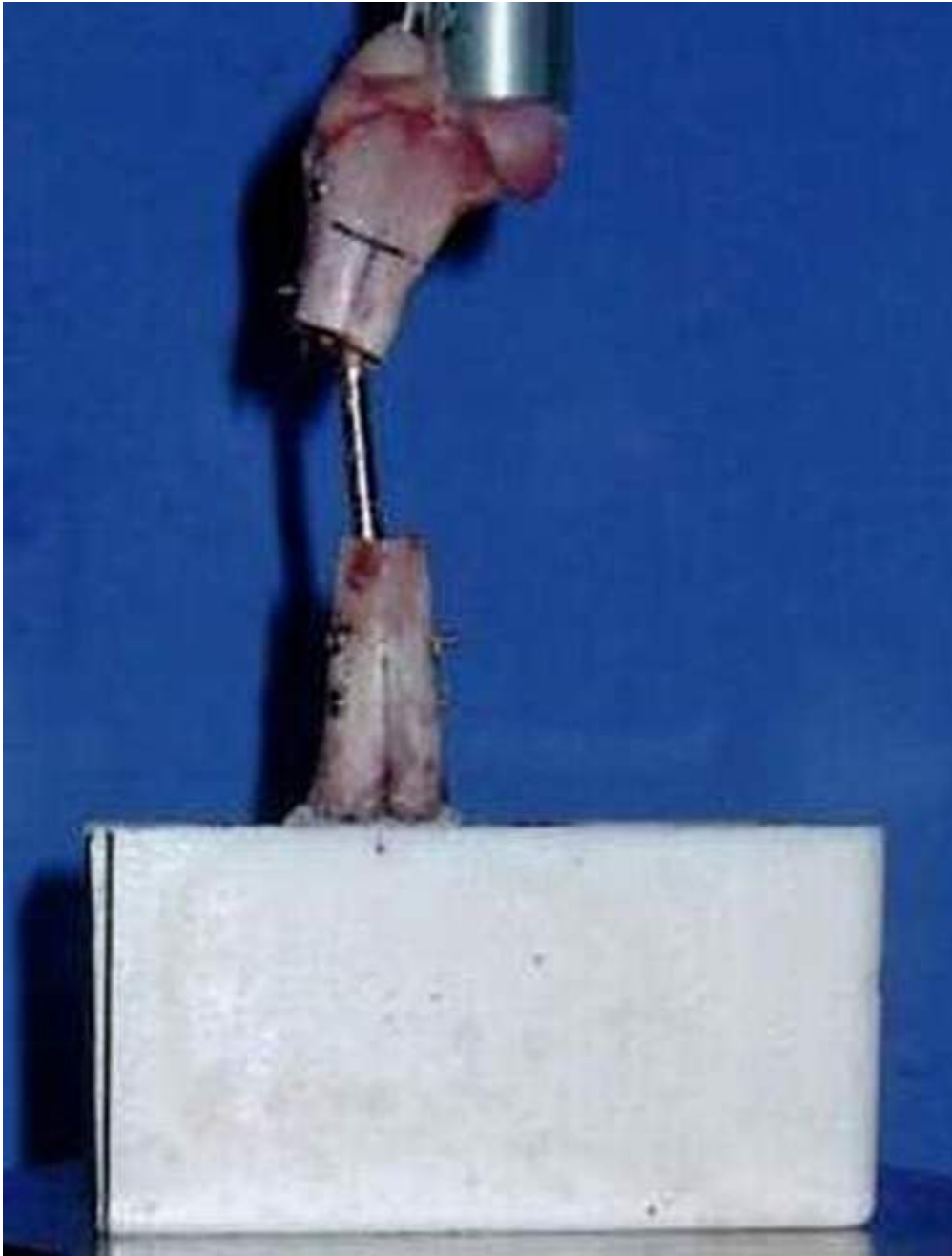


Figure 11 : Photographie montrant une bascule médiale du fragment proximal et une déformation plastique du clou (fémur de la paire n°4 portant le montage B)



Figure 12 : Photographie montrant un collapsus des fragments (fémur de la paire n°5 portant le montage B)

Une description précise des différents montages, observés individuellement est reportée dans le tableau 3.

Tableau 3 : Analyse macroscopique des montages A et B après le test en compression

N° de la paire de fémurs	Description macroscopique	
	Montage A	Montage B
1	Bascule médiale du fragment proximal Eclatement de la corticale médiale du fragment proximal Déformation plastique de la plaque au niveau du trou n°5 : ++ Déformation plastique du clou au niveau du même trou : ++	Bascule médiale du fragment proximal Fracture de la vis proximale Fracture des deux vis distales Absence de déformation plastique du clou Collapsus des fragments
2	Eclatement de la corticale crâniale du fragment proximal Fracture du col du fémur Absence de déformation plastique de la plaque ou du clou	Bascule médiale du fragment proximal Déformation plastique de la vis proximale Absence de déformation plastique du clou
3	Bascule médiale du fragment proximal Eclatement de la corticale latérale du fragment distal Déformation plastique de la plaque au niveau du trou n°5 : +++ Déformation plastique du clou au niveau du même trou : +++	Bascule médiale du fragment proximal Déformation plastique de la vis proximale Eclatement de la corticale médiale du fragment proximal Déformation plastique du clou : +
4	Bascule médiale du fragment proximal Arrachement des 2 premières vis du fragment distal Déformation plastique de la plaque au niveau du trou n°5 : ++ Déformation plastique du clou au niveau du même trou : +	Bascule médiale du fragment proximal Déformation plastique de la vis proximale Déformation plastique du clou : ++
5	Bascule médiale du fragment proximal Eclatement de la corticale médiale du fragment proximal Déformation plastique de la plaque au niveau du trou n°5 : + Déformation plastique du clou au niveau du même trou : +	Bascule médiale du fragment proximal Fracture de la vis proximale Absence de déformation plastique du clou Collapsus des fragments

DISCUSSION

Le modèle expérimental utilisé simule une fracture fémorale diaphysaire comminutive. Deux types de montages sont utilisés pour ponter cette perte de substance : association clou-plaque VCP et clou verrouillé. Suite à l'application d'une force de compression sur ces deux types de montages, la rigidité est mesurée.

La compression s'exerce sur la tête du fémur et tente donc de reproduire partiellement les contraintes physiologiques que subit le fémur lors de l'appui du membre au sol. De plus, le cône d'acier spécialement manufacturé permet d'une part la répartition de la charge sur la surface portante de la tête fémorale et d'autre part le pivotement de cette même tête pendant le test. Ainsi, même si une mise en charge statique et unidirectionnelle ne reflète pas la mise en charge physiologique de l'os in vivo (en général, cyclique et combinée), cette information est utile pour comparer les deux types d'implants.

A cause de la position excentrique de la tête du fémur et de l'antéversion du col du fémur, la force de compression est en fait une combinaison d'une compression axiale pure, d'un moment de flexion et d'un présumé faible moment de couple (70). Aucune tentative pour analyser mathématiquement l'importance relative de la compression, de la flexion ou du couple n'a été réalisée car leur contribution individuelle au total de la force appliquée n'affecte pas les valeurs mesurées pour chacun des implants (70).

Dans le but de la comparaison, nous admettons qu'il n'y a pas de différences significatives entre le fémur droit et le fémur gauche ainsi que l'a rapporté une étude précédente (56).

Dans ces conditions, notre étude montre que l'association plaque VCP-clou centro-médullaire est un montage plus rigide que le clou verrouillé.

Depuis leur commercialisation en 1989, les plaques VCP ont été utilisées en clinique avec succès pour l'ostéosynthèse des fractures comminutives des os longs des chats et des chiens de petite taille (52). Elles possèdent de nombreux avantages liés à leurs caractéristiques : elles existent en différentes tailles, sont sécables, possèdent de nombreux trous. Ceci rend leur utilisation pratique. Toutefois, leur résistance mécanique peut être insuffisante et limiter leur usage. Il est alors possible d'ajouter un clou centro-médullaire à la plaque pour augmenter la résistance mécanique du montage.

En effet, l'association d'un clou centro-médullaire diminue les contraintes mécaniques sur la plaque. Une plaque résiste bien aux forces de traction, rotation et cisaillement mais moins bien aux forces de flexion, à cause de la présence de parties vides, les trous de vis, zones de concentration des forces et à cause de la position excentrée de la plaque par rapport à l'axe neutre de l'os (dans le cas du fémur, la position de la plaque est latérale). Or, lors d'une fracture diaphysaire comminutive, les pertes de substance osseuse n'autorisent pas la répartition des forces entre la plaque et l'os durant la période post-opératoire immédiate. Donc, lorsque ces pertes de substance sont situées sur la corticale opposée à la plaque, la résistance de la plaque aux forces de flexion est encore plus diminuée.

Si la plaque est utilisée pour ponter un foyer de fracture c'est-à-dire si elle exerce un effet mécanique de soutien, elle est seule à absorber les forces lors de la mise en charge en attendant que le tissu cicatriciel ne comble les espaces inter-fragmentaires. L'implant risque alors une rupture par fatigue (22, 43, 44).

L'association d'un clou centro-médullaire permet de réduire les contraintes mécaniques s'exerçant sur la plaque, particulièrement en flexion. De part sa position centro-médullaire, il est proche de l'axe neutre de l'os et donc plus résistant aux déformations plastiques causées par les forces de flexion (53).

L'ajout d'un clou de Steinman augmente aussi la rigidité du montage. La rigidité est proportionnelle au rapport de la surface du clou centro-médullaire à celle de la cavité médullaire qu'il occupe (28). En effet, lorsqu'une force en flexion est appliquée, plus la friction os spongieux-clou sera importante, plus le système sera rigide.

Dans une étude, DON HULSE (44) fait varier le diamètre d'un clou centro-médullaire associé à une plaque et observe les effets sur la rigidité du montage et sur la diminution des contraintes appliquées à la plaque. Les résultats sont regroupés dans le tableau 4.

Tableau 4 : Conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro-médullaire sur la rigidité du montage et sur les contraintes exercées sur la plaque (44) :

- ECM : enclouage centro-médullaire
- ↑ : augmentation
- ↓ : diminution
- % : pourcentage de la cavité médullaire occupée par le clou

MONTAGE	Effets sur	
	RIGIDITE	CONTRAINTE
Plaque et ECM 30%	↑ 6%	↓ 20%
Plaque et ECM 40%	↑ 50%	↓ 40%
Plaque et ECM 50%	↑ 83%	↓ 50%

L'augmentation de la rigidité (83%) et la diminution des contraintes exercées sur la plaque (50%) augmentent quand le diamètre du clou augmente. Lorsqu'un montage associe un clou centro-médullaire et une plaque fixée par des vis bicorticales, le clou occupant 50% de la cavité médullaire est un bon compromis entre le gain de rigidité recherché et l'espace restant dans la cavité médullaire nécessaire à la mise en place des vis.

Dans notre étude, nous utilisons une plaque VCP fixée par des vis monocorticales donc ce problème se pose moins. Le but est d'obtenir une augmentation de la rigidité et une diminution des contraintes les plus grandes possibles donc nous utilisons un clou centro-médullaire occupant 80% de la cavité médullaire.

Secondairement à la diminution des contraintes mécaniques sur la plaque, l'ajout d'un clou centro-médullaire permet l'augmentation de l'espérance de vie du montage.

La fatigue mécanique est un phénomène au cours duquel une structure se rompt après avoir subi des applications répétées d'une force, même si cette force est appliquée à un niveau inférieur à celui qui aurait entraîné la rupture ou la déformation permanente de cette même structure après une seule et unique application. Le comportement en fatigue d'un matériau est donné par une courbe, obtenue expérimentalement à l'aide de tests en flexion répétés : cette courbe donne la contrainte (en N/mm^2) par le nombre de cycles (pour une valeur de contrainte donnée) nécessaires à la rupture du matériau.

DON HULSE (43) a étudié les conséquences sur la rupture en fatigue de la diminution de contrainte par deux qu'il observe sur le montage associant le clou et la plaque. Il en a

conclu qu'une diminution de moitié des contraintes entraîne la multiplication par un facteur de 10 de l'espérance de vie de la plaque (de 10 000 à 100 000 cycles nécessaires pour rompre la plaque pour une contrainte égale à 470 N/mm²).

Les résultats de cette étude ne sont pas directement transposables à la nôtre car on ne peut préjuger ni de la valeur de la diminution de contrainte, ni de la valeur du facteur multiplicateur de l'espérance de vie de la plaque VCP. Toutefois, on peut dire, en se basant sur les travaux de DON HULSE, que l'ajout d'un clou centro-médullaire, en diminuant les contraintes mécaniques sur la plaque, prolonge l'espérance de vie du montage d'ostéosynthèse.

De plus, le clou centro-médullaire respecte les conditions biologiques nécessaires à la cicatrisation osseuse. En effet, un clou centro-médullaire sans alésage n'altère pas de façon significative l'apport sanguin nécessaire à la cicatrisation de l'os (28). La circulation médullaire détruite lors de l'enclouage régénère dans la première semaine pour assurer à nouveau la vascularisation corticale, sauf aux endroits où le clou est en contact avec le cortex (1, 63). Introduit par voie normograde, le clou préserve la vascularisation périostée de l'os et respecte le caillot au niveau du foyer de fracture.

La mise en place du clou centro-médullaire participe aussi à la réduction de la fracture. Il permet de réaligner les abouts osseux, de corriger leur angulation et leur rotation, de restaurer la longueur initiale de l'os et de mettre plus facilement la plaque en place (44).

Il permet, dans une certaine mesure, le maintien de la réduction pendant la pose des plaques et évite ainsi une manipulation excessive et intempestive des différents fragments, préservant ainsi leurs attaches musculaires et leur vascularisation (3, 59).

L'association clou-plaque présente donc de nombreux avantages dans le traitement des fractures complexes ou comminutives (19, 43, 44).

Le clou verrouillé présente aussi des avantages. En comparaison avec la stabilisation par plaque d'ostéosynthèse, la mise en place d'un clou nécessite une dissection et une exposition réduite des tissus et préserve la vascularisation périostée. De plus, il n'entraîne pas de lésions de l'endoste ou d'ischémie corticale (25, 29, 48).

D'un point de vue biomécanique, il a une meilleure résistance à la torsion, à la flexion, au cisaillement et à la fatigue qu'une plaque, un clou centro-médullaire et un fixateur externe, surtout lors du traitement de fractures comminutives. De plus, contrairement à la plaque, le clou verrouillé, en passant à proximité immédiate de l'axe neutre du fémur fracturé, n'engendre pas de déminéralisation osseuse par décharge de contrainte (loi de Wolf) (6, 23, 24, 25, 26, 29, 30, 56, 66).

Il présente des avantages techniques : il est souvent plus facile d'insérer un clou verrouillé dans le canal médullaire de l'os que de modeler une plaque selon les contours osseux, surtout dans le cas de segments osseux à contours tourmentés (humérus distal, fémur de chiens chondrodystrophiques, fracture ancienne) (25, 29, 31, 32, 70).

Contrairement aux plaques et aux fixateurs externes qui font protrusion à la surface de l'os, la position intra-médullaire du clou verrouillé évite l'apparition de lésions des muscles, des nerfs, de la peau et des articulations adjacents. Cela autorise une récupération fonctionnelle précoce et de bonne qualité (25).

Les avantages que présente le clou verrouillé suggèrent son utilisation dans le traitement des fractures diaphysaires comminutives.

En chirurgie humaine, le clou verrouillé est le traitement de choix (49, 69, 70, 71) des fractures diaphysaires comminutives, complexes ou segmentaires du fémur et du tibia. Il présente des avantages cliniques par rapport aux autres techniques à cause du faible pourcentage d'infections, de non-union, des pertes sanguines diminuées et du temps d'hospitalisation raccourci.

Cela a incité à expérimenter l'utilisation vétérinaire du clou verrouillé notamment dans le cas de fractures diaphysaires comminutives. De nombreuses études concernant le traitement par le clou verrouillé de fractures diaphysaires des os longs chez le chien et le chat ont validé son efficacité (8, 9, 10, 25, 27, 29, 30, 31, 32, 33, 38, 39, 50, 54, 55, 57). En effet, l'utilisation du clou verrouillé s'est caractérisée par un taux élevé de consolidation clinique, une bonne récupération fonctionnelle et un faible pourcentage de complications, y compris sur des fractures comminutives. La cicatrisation des fractures s'est produite entre la 8^e et la 16^e semaine.

Le clou verrouillé présente toutefois des inconvénients. La position des orifices destinés au passage des vis sur le clou limite son utilisation aux fractures comminutives médio-diaphysaires du fémur. En effet, la position trop distale du trou de vis proximal ne permet pas de traiter les fractures métaphysaires du fémur. Le montage clou-plaque permet donc de traiter un plus grand nombre de types de fractures que le clou verrouillé.

Cependant, la rigidité du clou centro-médullaire de 4 mm limite son application pour les fractures distales du fémur. En effet, la concavité du fémur distal chez le chien ne permet pas un ancrage suffisant du clou dans l'épiphyse.

La portion métallique du clou permettant l'ancrage de l'ancillaire est difficile à sectionner. Il persiste régulièrement une protubérance métallique qui peut être à l'origine de névrites ou de séromes.

Une des principales interrogations concerne la capacité du clou verrouillé de 4 mm à résister aux contraintes mécaniques et particulièrement lorsqu'il joue un rôle de soutien. Le clou verrouillé présente deux zones de faiblesse :

- les trous de vis dans le clou : en effet, le ratio diamètre des vis/diamètre du clou est relativement élevé pour le clou de 4 mm par rapport au clou de 8 mm.
- le fait qu'il n'existe qu'une vis proximale pour éviter le collapsus osseux.

Lors de l'association clou-plaque, le clou centro-médullaire utilisé ne présente pas de zones de faiblesse. L'adjonction de la plaque VCP augmente la rigidité du montage. Elle lui permet de mieux de mieux résister aux forces de compression et de torsion.

Enfin, le clou verrouillé de 4 mm (109 mm de long) présente aussi l'inconvénient d'avoir un coût supérieur de 27% par rapport à l'association d'un clou centro-médullaire de 4 mm et d'une plaque VCP 2.0 – 2.7 mm.

BERNARDE (6) suggère qu'un système clou-plaque peut être une alternative au clou verrouillé. Dans notre étude, nous avons comparé ces deux systèmes et nous en avons déduit que le montage clou-plaque présentait de nombreux avantages par rapport au clou verrouillé.

Le clou verrouillé et le clou centro-médullaire sont de même longueur et de même diamètre, seul diffère le mode de verrouillage. Pour le clou verrouillé, le verrouillage se fait par des vis bicorticales tandis que, pour le clou centro-médullaire, il se fait par plaque VCP utilisant des vis monocorticales.

Le verrouillage du clou verrouillé est inégalement réparti. Nous assistons à une sollicitation mécanique exagérée de la vis proximale lors de flexion ou de rotation. En effet les forces de rotation sont contrecarrées par deux vis distales et par une seule vis proximale. De même, lors de la flexion, on assiste essentiellement à une bascule du fragment proximal et à une sollicitation excessive de la vis proximale par rapport aux deux vis distales.

Le verrouillage par plaque et vis monocorticales est supérieur au verrouillage par trois vis bicorticales. Aucun collapsus osseux n'est noté. Le montage soumis aux contraintes mécaniques de la machine à tester fléchit mais l'ancrage secondaire aux vis monocorticales semble suffisant. Seul le fémur de la paire n°4 a montré un lâchage des vis distales.

L'étude que nous avons menée comporte une limite : les données chiffrées que nous avons recueillies permettent seulement de comparer entre elles les rigidités globales des deux montages lors d'un test statique. Il serait intéressant de compléter cette étude par des essais mécaniques dynamiques, imposant un grand nombre de cycles de déformation à l'ensemble os-implant reflétant mieux les contraintes subies in vivo. Cela permettrait de mieux apprécier les caractéristiques mécaniques des deux montages, particulièrement leur comportement en fatigue.

Dans le cadre de fractures comminutives du fémur, un défaut d'appui de la corticale médiale (c'est-à-dire de la corticale opposée à celle où est fixée la plaque) fait soumettre la plaque à des forces de flexion importantes à l'origine d'une mise en charge irrégulièrement répartie sur l'implant et concentrée en regard de la fracture. Un nombre suffisamment élevé de cycles de mise en charge conduit alors à des lésions irréversibles de l'implant et à sa rupture. La rupture se produit toujours au niveau d'un trou de vis, souvent inoccupé (34). De plus, il est à noter que les ruptures d'implant (notamment de plaques) se rencontrent surtout au niveau du fémur (47). En effet, le fémur est l'os qui montre le plus de complications dans le traitement des fractures. Etant donné qu'il se prête à la fixation d'un clou verrouillé et d'une plaque, il est un bon modèle pour notre étude.

Le risque de fatigue du matériel est particulièrement important dans les sept premières semaines qui font suite à l'ostéosynthèse, c'est-à-dire tant qu'aucune consolidation osseuse n'est intervenue. Lors de fractures comminutives, in vivo, l'instabilité résiduelle persistant après la pose des implants peut être limitée par une greffe d'os spongieux, une guérison plus rapide obtenue grâce à une technique préservant les tissus mous et la vascularisation locale, l'ensemble de ces mesures protégeant l'implant des contraintes excessives et donc du risque de rupture.

Il faudrait donc confirmer notre étude biomécanique par une étude rétrospective in vivo des résultats cliniques observés.

L'ampleur de la déformation obtenue lors du test en compression a conduit, sur certains os, à un éclatement de la corticale latérale du fragment distal en raison de l'appui du clou dans cette zone : le déplacement latéral du clou lors de sa flexion est à l'origine de cette fracture. Dans les conditions cliniques, une telle sollicitation n'est en théorie pas obtenue (47).

Malgré ses limites et même si le test n'est que statique, notre étude permet de comparer la rigidité des deux implants. Les résultats obtenus sont très différents : la supériorité du montage clou-plaque est très nette. Le montage associant un clou centro-médullaire et une plaque VCP est donc un excellent choix.

CONCLUSION

Notre étude montre que, d'un point de vue mécanique, l'association d'un clou centro-médullaire de 4 mm et d'une plaque VCP 2.0 – 2.7 mm est plus rigide qu'un clou verrouillé de 4 mm, dans le cadre du traitement ex vivo d'une fracture diaphysaire fémorale avec une perte de substance mimant une fracture comminutive. Ces résultats nous permettent de montrer que le montage associant un clou centro-médullaire et une plaque avec des vis monocorticales est supérieur au clou verrouillé lors de tests par compression abaxiale.

Lors de comminution importante nécessitant une ostéosynthèse d'alignement, un clou centro-médullaire associé à une plaque VCP monocorticale montre une utilisation plus facile et plus grande rigidité qu'un clou verrouillé. Il constitue un montage de choix chez les animaux de petite taille.

Toutefois, ces bons résultats mériteraient d'être confirmés par d'autres études biomécaniques, comme par exemple, l'étude du comportement en fatigue ainsi que par des études cliniques rétrospectives de cas d'animaux ainsi traités. Cela nous renseignerait sur le comportement et l'évolution in vivo du montage.

BIBLIOGRAPHIE

- 1- AUTEFAGE A. Consolidation des fractures. Encyclopédie vétérinaire, Paris , 1992, Orthopédie 3100, 8 p.
- 2- AUTEFAGE A. L'os fracturé : biomécanique – classification. Proceedings Cours d'initiation à la méthode AO du traitement des fractures des petits animaux – Courchevel, 1996.
- 3- ARON D.N., PALMER R.H., JOHNSON A.L. Biologic strategies and a balanced concept for repair of highly comminuted long bone fractures. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet.*, 1995, **17**, 35-49.
- 4- ASIMUS E. et Coll. Etude expérimentale des propriétés mécaniques des plaques VCP. Communication GECOV – Avril 2000.
- 5- BEAUPRE G.S., CARTER D.P., DUELAND R.T., CALER W.E., SPENGLER D.M. A biomechanical assessment of plate fixation, with insufficient bony support. *Orthop. Res.*, 1988, **6**, 721-729.
- 6- BERNARDE A., DIOP A., MAUREL N., VIGUIER E. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Vet. Surg.*, 2001, **30**, 397-408.
- 7- BRINKER W.O., PIERMATTEI D.L. Fractures : classification, diagnostic, traitement. In : BRINKER W.O., PIERMATTEI D.L. Manuel d'orthopédie et de traitement des fractures des petits animaux. Deuxième édition. Maison Alfort : Edition du point vétérinaire, 1994, 9-64.
- 8- BRUMBACK R.J., REILLY J.P., POKA A. et coll. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part I : Decision-making errors with interlocking fixation. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1988, **70A**, 1441-1452.
- 9- BRUMBACK R.J., UWAGIE-ERO S., LAKATOS R.P. et coll. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part II : Fracture healing with static interlocking fixation. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1988, **70A**, 1453-1462.
- 10- BRUMBACK R.J., ELLISON T.S., POKA A. et coll. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part III : Long-term effects of static interlocking fixation. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1992, **74** (1), 106-112.
- 11- BRUSE S., DEE J., PRIEUR W.D. Internal fixation with a VCP in small animals. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1989, **1**, 40-46.
- 12- BUCHOLZ R.W., JONES A. Current concepts review fractures of the shaft of the femur. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1991, **73A**, 1561-1566.
- 13- CABASSU J.P. Application de la VCP, Proceedings Congrès CNVSPA, Paris, 1994.

- 14- CHEAL E.L., MANSMANN K.A., DIGIOIA A.M. et coll. The role of interfragmentary strain in fracture healing : ovine model of a healing osteotomy. *Orthop. Res.*, 1991, **9**, 131-142.
- 15- CHEMITSCH E.H., KOWALSKI M.I., SWIONTKOWSKI M.F. et coll. Comparison of the effect of reamed and unreamed locked IM nailing on blood flow in the callus and strength of union following fracture of sheep tibia. *Orthop. Res.*, 1995, **13**, 382-389.
- 16- CLAES L., HEITERMEYER U., KRISCHAK G., BRAUN H., HIERHOLZER G. Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. *Clin. Orthop.* 1999, **365**, 221-229.
- 17- CORDEY J. Bases biomécaniques de l'ostéosynthèse biologique. Proceedings Courchevel, 2000.
- 18- DEE J. Clinical application of VCP. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1991, **4**, 2, 37-38.
- 19- DE KEYSER R., LUYCKX F.G., SCHEPMANS M., VANDERKERCKHOVE P., VAN TILBURG J., VERHOEVEN G., VRANCKX R. The use of plate and rod for the repair of complex and unstable fractures of the femur, tibia and humerus. Proceedings 10th ESVOT Congress, Munich, 23-26 Mars 2000.
- 20- DE YOUNG D.J., PROBST C.W. Methods of internal fracture fixation. General principles. In : SLATTER D. Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia : W.B SAUNDERS COMPANY, 1993, 1610-1631.
- 21- DRAPE J. L'ostéosynthèse biologique, Proceedings CNVSPA, Lyon – 1996. (Non cité)
- 22- DRAPE J. Ostéosynthèse par plaque d'alignement. Proceedings Cours d'initiation à la méthode AO du traitement des fractures des petits animaux – Courchevel 2000.
- 23- DUELAND R.T., BERGLUND L., VANDERBY R., CHAO E.Y.S. Structural properties of interlocking nails, canine femora and femur-interlocking nail constructs. *Vet. Surg.*, 1996, **25**, 386-396.
- 24- DUELAND R.T., VANDERBY R. Jr., MC CABE R.P. Fatigue study of six and eight mm diameter interlocking nails with screw holes of variable size and number. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1997, **10**, 194-199.
- 25- DUELAND R.T., JOHNSON K.A., ROE S.C., ENGEN M.H., LESSER A.S. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *J. Am. Vet. Med. Ass.*, 1999, **214** (1), 59-66.
- 26- DUHAUTOIS B. L'enclouage verrouillé en chirurgie vétérinaire : de la conception aux premiers pas cliniques. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, 1993, **28**, 657-683.
- 27- DUHAUTOIS B. L'enclouage verrouillé en chirurgie vétérinaire : étude clinique clinique rétrospective sur 45 cas. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, 1995, **30**, 613-630.

- 28- DUHAUTOIS B. Enclouage, clou verrouillé et cerclages. Encyclopédie vétérinaire (Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés) Orthopédie 3400, 2000, 11 p.
- 29- DUHAUTOIS B. L'enclouage verrouillé dans le traitement des fractures du chien et du chat : étude rétrospective sur 121 cas (1992-1999). *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, 2001, **36**, 481-496.
- 30- DURALL I., DIAZ M.C., MORALES I. An experimental study of compression of femoral fractures by an interlocking intramedullary pin. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1993, **6**, 93-99.
- 31- DURALL I., DIAZ M.C., MORALES I. Interlocking nail stabilisation of humeral fractures. Initial experience in seven clinical cases. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1994, **7**, 3-8.
- 32- DURALL I., DIAZ M.C. Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. *Vet. Surg.*, 1996, **25**, 397-406.
- 33- ENDO K., NAKAMURA K., MAEDA H., MATSUSHITA T. Interlocking intramedullary nail method for the treatment of femoral and tibial fractures in cats and small dogs. *J. Vet. Med. Sci.*, 1998, **60** (1), 119-122.
- 34- FORTERRE F. L'ostéosynthèse biologique : étude rétrospective de 126 fractures traitées par une ostéosynthèse biologique. Th. : Med. Vet. : Toulouse : 1993-TOU 34116.
- 35- FREY A.J., OLDS R. A new technique for repair of comminuted diaphyseal fractures. *Vet. Surg.*, 1981, **10**, 51-57.
- 36- FRUCHTER A.M., HOLMBERG D.L. Mechanical analysis of the VCP. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1991, **4**, 116-119.
- 37- GUIRAUTE I. Plaques vétérinaires sécables : étude biomécanique vétérinaire. Th. : Med. Vet. : Toulouse : 1996-TOU 34068.
- 38- HAJEK P.D. et AL The use of one compared with two distal screws in the treatment of femoral shaft fractures with interlocking intramedullary nailing. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1993, **75A**, 519-525.
- 39- HAY C.W., JOHNSON K.A. Interlocking nail fixation of an opening wedge corrective osteotomy for femoral malunion in a dog. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1995, **8**, 218-221.
- 40- HULSE D., HYMAN B. Physiologic forces, stresses, and strains in normal bone. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1991, **21**, 4, 647-667.
- 41- HULSE D., HYMAN B. Biomechanics of fracture fixation failure. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1991, **21**, 4, 647-667.
- 42- HULSE D., HYMAN B. Fracture biology and biomechanics. In : SLATTER D. Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia: W.B SAUNDERS COMPANY, 1993, **2**, 1595-1603.

- 43- HULSE D., HYMAN B., NORI M., SLATTER M. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Vet. Surg.*, 1997, **26**, 6, 451-459.
- 44- HULSE D. Communication personnelle. Cours d'initiation à la méthode A.O. de traitement des fractures des petits animaux – Courchevel, 2000.
- 45- JOHNSON A.L., SMITH C.W., SCHAEFFER D.J. Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs : 35 cases (1987-1997). *J. Am. Vet. Med. Ass.*, 1998, **213**, p.1157.
- 46- JOHNSON K.A. Principes et applications de l'enclouage verrouillé dans le traitement des fractures diaphysaires complexes. Proceedings Courchevel, 2000.
- 47- 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 l'association d'un clou centro-médullaire et de deux plaques VCP 2.0-2.7 sandwichées. Th. : Med. Vet. Toulouse : 2001-TOU 34049.
- 48- KEATING J.F. et AL. Locking intramedullary nailing with and without reaming for open fractures of the tibial shaft. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1997, **79A**, 334-341.
- 49- KLEMM K.W., BORNER M. Interlocking nailing of complex fractures of femur and tibia. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1989, **212**, 89-100.
- 50- LARIN A., EICH C.S., PARKER R.B., STUBBS W.P. Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails : 12 cases (1996-2000). *J. Am. Vet. Med. Ass.*, 2001, **219** (8), 1098-1104.
- 51- MATIS U., FORTERRE F. Ostéosynthèse biologique par plaque chez le chat. Proceedings CNVSPA, Paris – 1996.
- 52- MC LAUGHLIN Jr. R.M., COCKSHUTT J.R., KUZMA A.B. Stacked VCP for treatment of comminuted diaphyseal fractures in cats. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1992, **5**, 22-25.
- 53- MAC PHERRON M.A., SCHWARZ P.D., HISTAND M.B. Mechanical evaluation of half-pin (type 1) external skeletal fixation in combination with a single intramedullary pin. *Vet. Surg.*, 1992, **21**, 3, 178-182.
- 54- MOSES P.A., LEWIS D.D., LANZ O.I., STUBBS W.P., CROSS A.R., SMITH K.R. Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral fractures in 19 dogs and one cat. *Aust. Vet. J.*, 2002, **80**, 336-343.
- 55- MUIR P., PARKER R.B., GOLDSMID S.E., JOHNSON K.A. Interlocking intramedullary nail stabilisation of a diaphyseal tibial fracture. *J. Small Anim. Pract.*, 1993, **34**, 26-30.
- 56- MUIR P., JOHNSON K.A., MARKEL M.D. Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1995, **8**, 146-152.

- 57- MUIR P., JONHSON K.A. Interlocking intramedullary nail stabilisation of a femoral fracture in a dog with osteomyelitis. *J. Am. Vet. Med. Ass.*, 1996, **209** (7), 1262-1264.
- 58- OLMSTEAD M.L. Complications of fractures repaired with plates and screw. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1991, **21**, 4, 669-686.
- 59- PALMER R.H. Biological osteosynthesis. *Vet. Clin. North Small Anim. Pract.*, 1999, **29**, 5, 1171-1185.
- 60- PERREN S.M., CORDEY J. The concept of interfragmentary strain. In : UHTHOFF H. K Current concepts of internal fixation of fractures. Berlin, Heidelberg, New York : Springer verlag, 1980, 63-70.
- 61- PERREN S.M. Le concept d'ostéosynthèse par plaque à compression dynamique à contact limité (LC – DCP). *Injury*, 1991, **22**, Supplément 1, 1-41.
- 62- PERREN S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 2002, **84-B**, 1093-110.
- 63- RHINELANDER F.W., WILSON J.W. Blood supply to developing mature and healing bone. In : SUMMER-SMITH G. Bone in Clinical Orthopedics. Philadelphia : WB SAUNDERS COMPANY, 1982, 81-158.
- 64- SCHILTZ G. Biomécanique osseuse : bases théoriques et biomécanique des fractures. *Point vét.*, 1988, **20**, 115, 619-630.
- 65- SCHILTZ G. Biomécanique osseuse : biomécanique de la réparation des fractures. *Point vét.*, 1989, **21**, 124, 677-684.
- 66- SCHRADER S.C. Complications associated with the use of Steinmann intramedullary pins and cerclages wires for fixation of long-bone fractures. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1991, **21**, 4, 687-703.
- 67- SEDEL L., VAREILLES J.L. Consolidation des fractures. Editions techniques, Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris – France) Appareil locomoteur 14-031-A-20. 1992 : 11 p.
- 68- SEDEL L., MEUNIER A., NIZARD R. Biomécanique de l'os, application au traitement des fractures. Editions techniques, Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris – France) Appareil locomoteur 14-031-A-30. 1993 : 12 p.
- 69- WISS D.A., FLEMING C.H., MATTA J.M. et coll. Communitated and rotationally unstable fractures of the femur treated with an interlocking nail. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1986, **212**, 35-47.
- 70- WISS D.A., BRIEN W.W., STETSON W.B. Interlocked nailing for treatment of segmental fractures of the femur. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1990, **72A**, 724-728.
- 71- WISS D.A., BRIEN W.W., BECKER V. Jr. Interlocking nailing for the treatment of femoral fractures due to gunshot wounds. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 1991, **73**, 598-606.

Toulouse, 2003

NOM : CHAMBON

PRENOM : Marion

TITRE : ETUDE MECANIQUE COMPARATIVE DE DEUX MONTAGES D'OSTEOSYNTHESE EN SOUTIEN : ASSOCIATION CLOU CENTRO-MEDULLAIRE ET PLAQUE SECABLE VCP VERSUS CLOU VERROUILLE

RESUME : Cette étude consiste à tester deux montages d'ostéosynthèse en condition de soutien : un clou verrouillé de 4 mm de diamètre et une plaque VCP 2.0 – 2.7 mm associée à un clou centro-médullaire de 4 mm de diamètre.

Dans une première partie bibliographique, l'auteur remet en place les notions d'ostéosynthèse d'alignement et d'ostéosynthèse biologique avant de préciser l'utilisation des deux types de montages testés dans ce cadre.

Dans une deuxième partie expérimentale, les conditions du test sont précisément décrites : les implants ont été fixés sur des fémurs prélevés sur des cadavres de chien, sur lesquels a été réalisée une perte de substance osseuse médio-diaphysaire mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-implant a ensuite été soumis à un test en compression.

L'analyse des résultats montre que le montage associant la plaque VCP au clou centro-médullaire est plus rigide que le clou verrouillé.

La discussion souligne les avantages du montage clou-plaque par rapport au clou verrouillé tout en reconnaissant certaines limites à cette étude.

MOTS-CLES : BIOMECANIQUE-CHIEN-FEMUR-FRACTURE-OSTEOSYNTHESE

ENGLISH TITLE : A MECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF A 2.0-2.7 MM VETERINARY CUTTABLE PLATE ASSOCIATED WITH AN INTRAMEDULLARY PIN VERSUS AN INTERLOCKING NAIL, FOR THE REPAIR OF DIAPHYSEAL FEMORAL COMMUNUTED FRACTURES

ABSTRACT : This study consists in testing two types of implants to repair comminuted fractures : a 4 mm diameter interlocking nail versus a 2.0 – 2.7 mm Veterinary Cuttable Plate associated with a 4 mm diameter intramedullary pin.

In the bibliographic part, the author recalls the notions of alignment osteosynthesis and biological osteosynthesis and specifies the use of the two types of implants tested in this context.

In the experimental part, the testing conditions are described : implants were used to bridge a simulated fracture gap in five pairs of canine femurs. Each specimen was loaded in an axial hydraulic testing machine.

Once analysed, the results concluded that the Veterinary Cuttable Plate associated with the intramedullary pin is stiffer than the interlocking nail.

The advantages of the plate and rod combination, in spite of some limits to this study, are demonstrated in the discussion.

KEY-WORDS : BIOMECHANICAL-DOG-FEMUR-FRACTURE-OSTEOSYNTHESIS