

00220



ANNEE 2001 THESE : 2001 – TOU 3 – 4049

**ETUDE BIOMECANIQUE COMPARATIVE  
DE DEUX MONTAGES D'OSTEOSYNTHESE  
DANS LE CADRE DU TRAITEMENT D'UNE FRACTURE  
FEMORALE DIAPHYSAIRE COMMINUTIVE :  
UNE PLAQUE DCP 2.7mm VERSUS  
L'ASSOCIATION D'UN CLOU CENTRO-MEDULLAIRE  
ET DE DEUX PLAQUES VCP 2.0-2.7mm SANDWICHEES**

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement en 2001  
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

*par*

**Géraldine, Hélène, Thérèse JOURDAN**  
Née, le 26 novembre 1974 à AIX-EN-PROVENCE (Bouches-du-Rhône)

Directeur de thèse : **M. le Professeur André AUTEFAGE**

**JURY**

PRESIDENT :  
**M. Paul BONNEVIALLE**

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEUR :  
**M. André AUTEFAGE**  
**M. Erik ASIMUS**

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

ETUDE BIOMECANIQUE COMPARATIVE DE 2  
MONTAGES D'OSTEOSYNTHESE DANS LE  
CADRE DU TRAITEMENT D'UNE FRACTURE  
6608-2001 1





**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.

Hommages respectueux.

**A notre jury de thèse,**

**Monsieur le Professeur AUTEFAGE**

De l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Professeur de 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 Docteur ASIMUS**

Maître de conférences

De l'école Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Pathologie chirurgicale

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

Sincères remerciements pour ses conseils techniques.

**A mes parents,**

pour m'avoir portée, encouragée et soutenue tout au long de ces années. Avec tout mon amour, merci.

**A mes grand-parents,**

Qui m'ont vue grandir ...et à celui parti trop tôt.

**A Clara , Emilien et Lucas,**

Signée le docteur des animaux.

**A Carole, Clément, Norbert et Alexis,**

Pour tous nos moments passés et à venir.

**A mes amis,**

Qu'ils se rassurent ! Fracture et comminution ne font pas encore partie de mon concept de la biomécanique en amitié !!

**Aux Docteurs LAUMONNIER, LEMESLE, NEGREL et RIVIERE ,**

Pour la confiance qu'ils ont su m'accorder.

**A Jean-Bernard**

# SOMMAIRE

## INTRODUCTION

9

## GENESE DE L'ETUDE

1 – A propos d'ostéosynthèse biologique	10
1.1 - Principes théoriques	11
1.2 - Considérations cliniques	13
1.3 - Conséquences sur les implants	14
2– A propos des VCP	15
2.1 – Etude de FRUCHTER et HOLMBERG	Etude 1 17
2.2 – Etude de ASIMUS et GUIRAUTE	Etude 2 18
3 – Les montages mixtes clou – plaques : étude de D. HULSE, 1997	21

## I – MATERIELS ET METHODES

1 – Les échantillons	23
1.1 – <u>Prélèvement des fémurs</u>	23
1.2 – <u>Préparation des fémurs</u>	23
✓ Verticalisation des os - prise de repères - verticalisation dans deux plans différents	23
✓ Inclusion dans la résine	24
✓ Repos	26
1.3 – <u>Mise en place des montages</u>	26
✓ Choix aléatoire des fémurs	26
✓ Description des plaques utilisées dans les montages à tester	26
1.4 – <u>Le montage A</u>	27
1.5 – <u>Le montage B</u>	27
2 – Tests mécaniques	29
3– Analyses statistiques	30

<b>II – RESULTATS</b>	31
1 – La rigidité des montages	31
2– La force à la limite de la rupture	32
3 – L’analyse macroscopique des montages	32
<b>III – DISCUSSION</b>	36
1 – Les avantages liés à l’utilisation du montage mixte VCP – Clou	37
1.1– <u>Les avantages liés à l’utilisation des plaques VCP</u>	37
1.2 – <u>Les avantages liés à l’utilisation du clou centro – médullaire</u>	38
✓ Respect des conditions nécessaires à la cicatrisation osseuse	38
✓ Participation à la réduction de la fracture	39
1.3 – <u>Les avantages liés à la mixité du montage</u>	39
✓Diminution des contraintes sur les plaques	39
✓Augmentation de la rigidité du montage	40
✓Augmentation de l’espérance de vie du montage	42
✓ Possibilité de dérigidification progressive	43
2 – Les limites de l’étude	43
3 – Les interrogations	45
3.1 – <u>Le nombre minimum de vis</u>	45
3.2 – <u>La taille des vis</u>	46
<b>CONCLUSION</b>	47
<b>ANNEXES</b>	48
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	51

# LISTE DES ILLUSTRATIONS

## LISTE DES FIGURES :

**FIGURE 1 :** schéma des points d'application des forces en flexion en trois points sur les échantillons selon I. GUIRAUTE

**FIGURE 2 :** schéma montrant les prises de repère sur les fémurs.

**FIGURE 3 :** photographie montrant le bâti sur lequel les fémurs ont été fixés avec un Contrôle de la verticalité dans deux plans orthogonaux.

**FIGURE 4 :** photographie montrant un fémur inclus dans un socle de résine.

**FIGURE 5 :** schématisation des montages A et B.

**FIGURE 6 :** photographie montrant un fémur inclus dans un socle de résine sur lequel a été installé le montage A.

**FIGURE 7 :** photographies montrant les montages A et B en place dans la machine à tester, avant compression.

**FIGURE 8 :** courbe force/allongement

**FIGURE 9 :** photographie montrant une déformation plastique de la plaque DCP sur le trou le plus proximal de la zone de perte de substance osseuse.

**FIGURE 10 :** photographie montrant une bascule latéro-médiale du fragment osseux proximal ainsi qu'une déformation plastique des deux plaques VCP et du clou.

## LISTE DES TABLEAUX :

**TABLEAU 1 :** valeurs de la rigidité pour chaque type de montage dans l'étude de ASIMUS et Coll.

**TABLEAU 2 :** valeurs confrontées de la rigidité de différents montages dans les études de FRUCHTER et HOLMBERG, ASIMUS et Coll.

**TABLEAU 3 :** description des plaques utilisées dans les montages A et B de l'étude.

**TABLEAU 4 :** valeurs de la rigidité pour l'ensemble des montages testés A et B.

**TABLEAU 5** : valeurs de la force au point de rupture pour l'ensemble des montages testés A et B.

**TABLEAU 6** : analyse macroscopique des montages A et B après compression.

**TABLEAU 7** : caractéristiques et dimensions des VCP 2.0-2.7 mm et des DCP 2.7 mm.

**TABLEAU 8** : conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro- médullaire sur la rigidité du montage et sur les contraintes exercées sur la plaque.

# INTRODUCTION

Les fractures diaphysaires hautement comminutives se rencontrent fréquemment en médecine vétérinaire et sont souvent le fait d'accidents de la voie publique.

Le traitement de ce type de fracture est varié et dépend de la configuration de la fracture, de considérations biologiques et des préoccupations économiques du propriétaire de l'animal que l'on soigne. Un des traitements classiquement préconisés associe une réduction anatomique et une fixation rigide avec vis de traction ou cerclages suivis de la mise en place d'une plaque. Toutefois, reconstruire un cylindre osseux de manière parfaitement anatomique reste une tâche délicate même pour un chirurgien confirmé et expérimenté, de petites pertes de substance osseuse persistent toujours ne favorisant pas la formation d'os. Cette reconstruction anatomique imparfaite associée à un temps opératoire prolongé et des dégâts au niveau des tissus mous environnants sont souvent à l'origine de l'échec de ce type de traitement.

Une stratégie plus récente dans le traitement de ces fractures diaphysaires comminutives s'est fait jour : il s'agit du **concept d'ostéosynthèse biologique**. Dans ce concept, le traitement doit oublier une réduction anatomique parfaite des différents fragments et se concentrer sur la préservation des conditions biologiques permettant une cicatrisation de l'os. 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 alors seul à supporter.

En 1989, des plaques exclusivement destinées à l'usage vétérinaire, les plaques VCP (Veterinary Cuttable Plate), ont été commercialisées. Elles ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse des petits animaux. Cependant, leurs indications et les limites de leur utilisation sont moins nombreuses et moins précises que pour d'autres plaques utilisées depuis longtemps. On s'interroge notamment sur leur capacité à résister aux contraintes mécaniques, particulièrement lorsqu'elles sont amenées à jouer un rôle de soutien, comme c'est le cas dans le concept d'ostéosynthèse biologique.

C'est dans ce cadre – là que nous nous proposons de tester et de comparer les rigidités de deux montages d'ostéosynthèse : un montage ayant fait ses preuves (une plaque DCP 2.7 mm, de 2.5 mm d'épaisseur) et un montage dont les indications restent encore à définir : il s'agit d'un montage mixte associant un clou centro – médullaire et deux plaques VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées.

# GENESE DE L'ETUDE

## 1-A propos d'ostéosynthèse biologique

Il nous a paru important de revenir sur ce " nouveau " concept appelé ostéosynthèse biologique. La notion d'ostéosynthèse biologique, s'appliquant au traitement des fractures complexes est apparue ces dernières années, en médecine vétérinaire. Il ne s'agit pas d'un nouveau procédé chirurgical, mais d'un objectif technique. Le déroulement de la guérison fracturaire y est favorisé par des mesures opératoires préservant la vascularisation ainsi que la viabilité de l'os et des tissus mous. (1, 5, 16, 20, 21, 33, 40)

Longtemps, les chirurgiens orthopédistes ont été fascinés par l'image radiologique de la guérison osseuse par première intention. Toutefois, dans le cas de fractures comminutives, cet objectif a trop souvent été atteint au prix de traumatismes tissulaires et osseux chirurgicaux. Reconstruire anatomiquement un os avec une fracture comminutive s'avère long et difficile, qui plus est à mesure que le nombre des esquilles augmente et que leur taille diminue ; La manipulation excessive des nombreux fragments lors de la tentative de reconstruction conduit presque inexorablement à la rupture de leurs attaches avec les tissus mous environnants et à leur dévascularisation. Les conséquences de l'ensemble de ces gestes traumatisants sont des complications telles que retard de cicatrisation, non – union, mal – union, migration d'implant, infections ou refractures . (34)

C'est l'avancée des travaux sur les mécanismes de la cicatrisation osseuse aboutissant à une compréhension toujours meilleure de la biologie osseuse qui a véritablement débouché sur une nouvelle approche de l'ostéosynthèse par plaque, préservant les tissus mous et protégeant soigneusement l'os viable. (3, 4, 38, 42, 43, 44)

Quand les radios pré – opératoires laissent à penser qu'une reconstruction ad integrum de l'os considéré sera difficile voire irréalisable, priorité est donnée à la préservation de la vascularisation du site fracturaire au dépens de la stabilité et d'un alignement osseux parfait. C'est la fondation même du principe de l'ostéosynthèse biologique, technique chirurgicale visant à conjuguer optimum biologique et optimum mécanique ; des conditions qu'en fin de compte chaque ostéosynthèse devrait remplir .

## 1.1 – Principes théoriques

L'ostéosynthèse biologique par plaque n'est en fait qu'une variante des principes thérapeutiques connus du traitement des fractures ; parallèlement à l'avancée des connaissances sur la biologie osseuse, elle a apporté ses propres solutions aux quatre grands principes de l' A.O / A.S.I.F (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Association for the study of Internal Fixation).

L'approche conventionnelle du traitement des fractures associe une **réduction anatomique** parfaite à une **ostéosynthèse rigide** apportant une **stabilité** maximale dans le but de permettre le rétablissement rapide et complet de la fonction du membre blessé. Quand ce rétablissement fonctionnel nécessite une réduction exacte, comme dans le cas de fractures articulaires, un ajustement anatomique parfait et une fixation stable sont essentiels. Mais dans le cas de fractures diaphysaires comminutives, multiesquilleuses, plurifragmentaires , hormis le fait que cela soit difficilement réalisable, allongeant le temps opératoire et créant de nombreux dégâts vasculaires, tissulaires et osseux, des travaux sur la biomécanique osseuse (réactions biologiques induites par des facteurs mécaniques) et leurs incidences sur la cicatrisation de l'os ont montré que c'était inutile voire délétère. (3, 4, 10, 11, 25, 26, 29, 36, 37, 38, 41, 42, 43, 44)

Reconstruire un cylindre osseux fragmenté en plusieurs éléments de façon parfaitement anatomique est un véritable challenge pour le chirurgien orthopédiste ; il persiste inévitablement de petites pertes de substance osseuse qui vont représenter des points de concentration des forces et retarder la cicatrisation osseuse. Celles-ci peuvent même être à l'origine du lâchage d'implants. En effet, lors de la mise en charge du membre considéré, des micromouvements surviennent et se concentrent au niveau de ces pertes de substance, entraînant une augmentation des contraintes entre les différents fragments : plus la taille de la perte de substance est minime et plus les contraintes s'exerçant entre les fragments à ce niveau sont grandes. La perte de substance agit donc comme un éleveur de contraintes parce qu'elle augmente les contraintes mécaniques locales.

Il est intéressant de reprendre cette notion de contrainte pour en comprendre les effets sur la cicatrisation de l'os. Chaque type de tissu possède un niveau optimal de contrainte afin de pouvoir fonctionner et survivre. Le tissu osseux, pour croître, nécessite des niveaux de contrainte bas ; les contraintes élevées générées par les pertes de substance (même minimales) ne favorisent donc pas la formation d'os. Ceci est même confirmé par des études (10) : des ostéoblastes sont cultivés in vivo et soumis à différents efforts. Les cultures soumises à un

niveau de déformation de 1 % montrent une croissance cellulaire beaucoup plus importante que des cultures soumises à un niveau de déformation de 5 % . D'autres expériences montrent même que des niveaux de contrainte élevés entre différents fragments osseux favorisent la résorption osseuse.

Il existe donc un lien entre le niveau des contraintes mécaniques locales, la déformation tissulaire qui en résulte et la différenciation histologique conduisant à la cicatrisation correcte de l'os. Il est important de noter que des fractures simples concentrent la déformation tissulaire alors que des fractures comminutives répartissent cette déformation tissulaire et de ce fait la réduisent. Prenons un exemple (37). Une fracture transverse est réduite mais il persiste un petit espace interfracturaire associé à une immobilisation insuffisante ; la déformation relative dans le tissu de réparation sera importante ; la différenciation tissulaire s'arrêtera à un certain stade (tissu fibreux ou cartilagineux) ; le résultat sera une pseudarthrose . Par contre, en présence d'une fracture comminutive, si les espaces interfracturaire ne sont pas parfaitement réduits, la mobilité résiduelle n'aboutira pas à une déformation relative importante dans le tissu de réparation du fait de la répartition entre les différents et nombreux fragments ; le mouvement global est divisé entre les différents espaces fracturaires, à chaque espace le mouvement relatif est fortement diminué ; la différenciation tissulaire pourra se dérouler normalement.

Par conséquent, alors que pendant de nombreuses années, les chirurgiens se sont efforcés d'obtenir une fixation de stabilité maximale et une reconstruction quasi – anatomique, on considère actuellement qu'il vaut mieux sacrifier une part de cette stabilité au profit de la préservation d'une réaction biologique optimale.

**Une chirurgie atraumatique** est , bien sûr, la clef de voûte de cette ostéosynthèse dite biologique : préserver la vascularisation locale et éviter les dommages osseux. C'est encore aux données scientifiques qui ont conduit à une meilleure compréhension des phénomènes biologiques que l'on doit cette ostéosynthèse dont l'agressivité tissulaire est diminuée. On a montré que le modèle de guérison typique dans le procédé d'ostéosynthèse biologique repose sur la formation d'un cal, formant un pont osseux. C'est ce cal qui aboutira à la consolidation osseuse mais à la condition sine qua non d'une circulation et d'une vascularisation osseuse adéquates .

**La mobilisation active et précoce du membre** permet d'éviter les risques de maladie fracturaires. Des résultats en médecine humaine montrent que des fractures du fémur, traitées par reposition anatomique étaient stables lors de la mise en charge au bout de 32 à 34 semaines environ par opposition à 22 semaines, voire 13 semaines, en cas de traitement par ostéosynthèse biologique. (20)

## **1.2 – Considérations cliniques**

Ceci inclut des voies d'abord ménagées, l'utilisation de systèmes de fixation qui lèsent la vascularisation a minima , la pose du matériel de fixation de façon la moins traumatique possible. Les greffes d'os spongieux et la dérigidification progressive du système de fixation à chaque fois que cela est possible sont encore discutées.

La réduction atraumatique des fragments est réalisée par une voie d'abord plus longue permettant une exposition minimale du foyer de fracture ; les principaux fragments sont identifiés et leurs attaches musculaires impérativement préservées (elles assurent la vascularisation).

La réduction de la fracture se fera le plus loin possible du foyer de fracture, on utilisera pour cela des daviers réducteurs, en évitant des manipulations excessives et musclées des différents fragments.

La plaque est considérée comme un tuteur, pontant le foyer de fracture ; il n'est donc pas nécessaire qu'elle s'adapte parfaitement à la surface de l'os. Elle est glissée sous les plans musculaires sans manipuler les éléments fracturaires. (Technique OBDNT : Open But Do Not Touch)

Parmi les problèmes techniques de cette ostéosynthèse de soutien, notons la restitution d'un axe osseux correct et d'une longueur correcte sans rotation axiale. Il faut prendre soin de corriger la position relative des principaux fragments, c'est – à – dire ceux qui portent les surfaces articulaires.

On retiendra également la notion de vis stratégiques : il faut localiser les vis qui auront le plus d'importance d'un point de vue mécanique, elles seront placées en premier en ayant soin de leur donner un effet mécanique maximal, en particulier elles seront placées à distance du foyer de fracture et des traits de refend. On recommande l'utilisation de, au moins , quatre vis corticales, dans chacun des fragments principaux.

### 1.3 – Conséquences sur le choix des implants

Lorsqu'il persiste une solution de continuité de l'os après réduction, la stabilité des fragments dépend directement de la rigidité des implants. Dans ce cas, c'est l'implant qui absorbera toutes les forces lors de la mise en charge du membre concerné et ce jusqu'à ce que l'os acquière une certaine solidité et prenne le relais. A ce titre-là, il va être soumis à des contraintes mécaniques importantes pouvant entraîner déformation, lâchage prématuré ou rupture par fatigue ; la période de totale sollicitation de l'implant dépendant du potentiel de cicatrisation, intrinsèque à l'animal que l'on soigne.

Ceci implique donc que l'implant ne peut jouer son rôle que s'il est de **taille suffisamment importante** :

- Les plaques standards sont toujours surdimensionnées par rapport à la taille de l'os : plaque DCP de 2.7 mm pour les chats, de 2.7 à 3.5 mm pour les chiens de petite taille, dans le contexte d'une ostéosynthèse d'alignement d'une fracture du fémur (os le plus souvent concerné (20)). Mais il est à remarquer que ces plaques ont des dimensions et une taille de vis souvent volumineuses pour les os des animaux de cette taille.

Remarque : les plaques DCP sont aussi commercialisées pour des vis de 2.0 mm. Elles montrent des dimensions et une taille de vis plus compatibles avec les os des animaux de petite taille mais en contrepartie, elles ont une résistance mécanique en soutien insuffisante.

- On a aussi utilisé d'autres types de plaques : plaques larges , plaques d'allongement , LC - DCP .

Les plaques larges n'existent qu'en 3.5 mm et 4.5 mm, elles sont donc de taille incompatible avec les os des animaux de petit à moyen format.

La LC – DCP est une plaque dont le design est particulier : sa face inférieure est échancrée par de nombreux chanfreins, afin de limiter au maximum – comme son nom l'indique – son contact avec l'os. Présentant certes de nombreux avantages (dont ce n'est pas ici le propos), la LC – DCP n'est aussi disponible qu'en 3.5 mm et 4.5 mm.

- On peut se demander si un autre type de plaque, exclusivement développée pour l'usage vétérinaire, les VCP, peut être utilisé comme implant dans ce concept d'ostéosynthèse biologique. Présentant de nombreux avantages techniques, les données concernant leurs indications et les limites de leur utilisation sont encore mal connues. Une des principales interrogations concerne, en l'occurrence, leur capacité à résister aux contraintes mécaniques, particulièrement lorsqu'elles jouent un rôle de soutien total du foyer de fracture.

C'est afin de répondre en partie à cette interrogation que nous nous proposons de comparer la rigidité d'un montage comprenant des VCP à un autre utilisant la plaque DCP pour vis de 2.7 mm (20) , utilisés pour traiter une fracture diaphysaire fémorale hautement comminutive .

## **2- A propos des VCP**

Les plaques VCP (Veterinary cuttable plate) ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse chez les petits animaux. Avant la mise sur le marché des plaques VCP, l'offre de matériel de fixation interne était mal adaptée aux chats et aux chiens de moyen et petit format, particulièrement dans le cas de fractures complexes ou hautement comminutives.

Elles sont disponibles en deux dimensions différentes :

- Plaque VCP pour vis de 1.5 et de 2.0 mm  
Epaisseur de 1 mm  
Trous de plaque recevant indifféremment des vis de 1.5 ou de 2.0 mm
- Plaque VCP pour vis de 2.0 et de 2.7 mm  
Epaisseur de 1.5 mm  
Trous de plaque recevant indifféremment des vis de 2.0 ou de 2.7 mm

Toutes deux font 300 mm de long pour 7 mm de large. Elles possèdent le même nombre de trous par unité de longueur (50 trous pour 300 mm) et la même distance entre les centres de trous.

Elles possèdent de nombreux avantages : (8, 9, 13, 23, 31)

- Comme leur nom l'indique, elles sont sécables et peuvent être adaptées à la longueur désirée par le chirurgien pendant l'intervention.
- Elles peuvent être empilées de manière à augmenter la rigidité d'un montage. C'est la technique sandwich. On peut empiler deux plaques de même type ou non, et de même longueur ou non.
- Chaque type de plaque peut être utilisé avec deux types de vis.
- Elles possèdent un grand nombre de trous par unité de longueur : 50 trous sur 300 mm. Elles présentent donc plus de trous par unité de longueur que les plaques équivalentes d'un point de vue mécanique.
- Tous les trous sont équidistants les uns des autres : on peut donc décaler la plaque en cours d'intervention. Ce qui est un confort non négligeable pour le chirurgien.
- Elles sont économiques à l'usage et au stockage.

Les VCP présentent donc de nombreux avantages, atouts de séduction pour le chirurgien orthopédiste.

Cependant, les VCP étant des plaques d'apparition assez récente (leur commercialisation date de 1989) , les données concernant leurs indications et les limites de leur utilisation sont moins précises que pour d'autres types de plaques utilisées depuis longtemps et de surcroît en chirurgie humaine, comme les DCP par exemple. (6, 7, 37)

Si l'on se place dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires comminutives, où l'implant est amené à jouer un rôle de soutien total du foyer de fracture (toutes les forces passent par l'implant lors de la mise en charge), la rigidité d'une VCP seule s'avère bien sûr insuffisante. On peut alors augmenter cette rigidité en sandwichant les VCP et en les associant à un deuxième type d'implant. Mais l'interrogation demeure quant à la rigidité d'un tel montage.

Quelques études nous ont permis de situer les propriétés mécaniques des plaques VCP par rapport aux autres plaques disponibles sur le marché, afin de pouvoir préciser la nature du montage à tester face à notre implant de référence : la plaque DCP 2.7 mm . (2, 22, 23)

## 2.1- Etude de FRUCHTER et HOLMBERG, 1991 (22)

Etude 1

Une analyse des caractéristiques mécaniques des VCP utilisées seules ou sandwichées a été réalisée par FRUCHTER et HOLMBERG en 1991. (22)

Elle permet de situer les propriétés mécaniques des VCP par rapport aux autres plaques, entrant en concurrence. C'est volontairement que nous ne tiendrons compte que d'une partie des résultats, ayant trait à la comparaison avec les DCP.

Leur étude porte sur plusieurs montages. Les plaques sont soumises à un test en flexion en trois points à l'aide d'une machine à tester ; la compression s'exerce dans la partie médiane de la plaque selon une direction perpendiculaire à son axe.

Toutes les plaques comportent 6 trous.

Un ordinateur enregistre la courbe de déformation correspondant à la force appliquée (en Newton, N) en fonction de la déformation (en millimètre, mm). Cette courbe est appelée courbe force / allongement ; elle est linéaire durant la première partie de la déformation, appelée phase élastique, dont la pente (en N / mm) est une mesure de la rigidité du montage.

### Résultats :

- Les VCP 1.5 - 2.0 mm et 2.0 – 2.7 mm utilisées seules ou sandwichées sont plus rigides que les DCP 2.0 mm , 1 mm d'épaisseur.
- Les VCP 1.5 – 2.0 mm et 2.0 – 2.7 mm utilisées seules ou sandwichées sont moins rigides que les DCP 2.7 mm , 2 mm d'épaisseur.
- La rigidité de deux plaques VCP sandwichées est approximativement égale à la somme de leur rigidité individuelle.

On peut toutefois émettre quelques critiques à cette étude.

- Les auteurs se placent dans une situation se rencontrant rarement en clinique : tous les trous de plaque sont occupés par des vis. La question venant à l'esprit est donc la suivante : que deviennent ces résultats si des trous sont laissés libres, comme ce qu'il se passe en pratique lorsque le chirurgien opte pour le concept d'ostéosynthèse biologique dans le traitement d'une fracture comminutive ? C'est - à - dire : Que devient la rigidité des VCP utilisées seules ou sandwichées lorsque ces plaques sont utilisées pour ponter un déficit osseux important et

doivent donc exercer un effet mécanique de soutien sur une distance importante ?

- Les DCP 2.0 mm de 6 trous, d'épaisseur 1 mm rentrent rarement en concurrence avec les VCP ; ce sont plutôt des DCP 2.0 mm , d'épaisseur plus grande (1.5 mm) et avec un nombre plus important de trous (7, 8, 10 jusqu'à 12 trous). Ce sont les grandes absentes de cette étude.

## **2.2- Etude de I. GUIRAUTE (23) et E. ASIMUS (2)**

Etude 2

Cette deuxième étude a permis de confirmer certains résultats de l'étude de FRUCHTER et HOLMBERG ainsi que de fournir les résultats manquant à la comparaison avec les DCP 2.0 mm , d'épaisseur 1.5 mm et les DCP 2.7 mm.

Les différentes plaques et montages sont également soumis à un test en flexion en trois points (figure 1) mais dans des conditions que l'on pourrait qualifier de plus biologiques :

- Tous les trous de vis ne sont pas occupés.
- L'espace entre les supports (c'est – à – dire en fait l'espace où la plaque mécaniquement intervient seule) est de 18 mm contre 1 mm pour l'étude de FRUCHTER et coll. Ce type de dispositif semble donc plus représentatif de la rigidité globale du montage d'ostéosynthèse puisqu'il prend en compte à la fois les parties pleines de la plaque et ses trous de vis, évidemment moins résistants mécaniquement.

**Figure 1 :** Schéma des points d'application des forces en flexion en 3 points sur les échantillons selon I. GUIRAUTE (23)

Matériel :

- Groupe 1 : plaque DCP 2.0 mm – 8 trous – épaisseur 1.5 mm
- Groupe 2 : plaque VCP 1.5 – 2.0 mm – 8 trous
- Groupe 3 : plaque VCP 2.0 – 2.7 mm – 8 trous
- Groupe 4 : 2 plaques VCP 1.5 – 2.0 mm – 8 trous
- Groupe 5 : 1 plaque 1.5 – 2.0 mm et 1 plaque VCP 2.0 – 2.7 mm – 8 trous
- Groupe 6 : 2 plaques VCP 2.0 – 2.7 – 8 trous
- Groupe 7 : plaque DCP 2.7 mm – 6 trous – épaisseur de 2.0 mm

Résultats : ( tableau 1 )

**Tableau 1 :** Valeurs de la rigidité pour chaque type de montage

(les valeurs sont données sous forme de la moyenne plus ou moins l'écart – type)

Montages	N / mm
DCP 2.0	573 ± 9
VCP 1.5 – 2.0	504 ± 30
VCP 2.0 – 2.7	765 ± 66
Sandwich 2 VCP 1.5 – 2.0	972 ± 31
Sandwich VCP (1.5-2.0)(2.0-2.7)	1131 ± 41
Sandwich 2 VCP 2.0 – 2.7	1305 ± 49
DCP 2.7 mm	2073 ± 83

- Les DCP 2.0 mm , d'épaisseur 1.5 mm ont une rigidité intermédiaire entre les VCP 1.5 – 2.0 mm et les VCP 2.0 – 2.7 mm utilisées seules.
- La rigidité de deux plaques VCP sandwichées est légèrement inférieure à la somme de leur rigidité individuelle.

- Les DCP 2.7 mm, d'épaisseur 2 mm ont une rigidité 1.5 fois supérieure à celle de 2 VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées.

Il nous faut donc maintenant confronter l'ensemble des résultats de ces trois études.

Le tableau ci – dessous (tableau 2) résume une partie des données des trois études précédentes.

**Tableau 2 :** valeurs confrontées pour chaque type de montages dans les étude de FRUCHTER et HOLMBERG, ASIMUS et Coll.

MONTAGES	RIGIDITE ( N /mm )	
	Etude de Fruchter et Coll. (22)	Etudes de I. Guiraute (23) et E. Asimus (2)
VCP 2.0 – 2.7 ( vis de 2 .7 )	578	765
2 VCP 2.0 – 2.7 ( vis de 2.7 )	<b>1066</b>	<b>1305</b>
DCP 2.0 1 mm 6 trous	134	
DCP 2.0 1.5 mm		573
DCP 2.7 2mm 6 trous	<b>1507</b>	<b>2073</b>

Remarques : Toutes les plaques de l'étude 1 comportent 6 trous ; toutes les plaques des études 2 et 3 comportent 8 trous, sauf la DCP 2.7 mm qui n'en comporte que 6.

Les études 2 (23) et 3 (2) se placent plus proche des conditions biologiques dans lesquelles nous désirons nous situer.

Toutefois, toutes les études (2, 22, 23) montrent que la DCP 2.7 mm utilisée seule reste le plus résistant des montages testés (respectivement 1507 et 2073 N / mm) . Le montage 2 VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées vient ensuite (1066 et 1305 N / mm) .

Si l'on se replace dans le cadre de notre étude, le traitement des fractures fémorales hautement comminutives, pour des animaux de petit à moyen format, l'implant de référence en DCP semble être la DCP 2.7 mm dont la longueur doit être suffisante (20, 27). Les DCP testées ci – avant ne comportent que 6 trous . Or, les DCP 2.7 mm de longueur plus importante (7, 8, 10 et 12 trous) sont aussi plus épaisses (2.5 mm d'épaisseur). Il n'y a pas de données relatives aux DCP de cette épaisseur dans les trois études précédentes. Cependant, sachant que la rigidité d'un implant est proportionnelle au cube de son épaisseur, on peut estimer la rigidité d'une DCP 2.7 mm , de 2.5 mm d'épaisseur à partir des résultats obtenus dans l'étude 2. La valeur calculée donne une rigidité d'à peu près 4000 N / mm.

Notre étude se propose de comparer les rigidités de cette plaque DCP 2.7 mm, de 2.5 mm d'épaisseur, utilisée seule à un montage d'ostéosynthèse comprenant deux VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées et un clou centro-médullaire.

En effet, la rigidité calculée pour la plaque DCP 2.7 mm, de 2.5 mm d'épaisseur étant largement supérieure à celle obtenue expérimentalement pour les deux VCP 2.0 – 2.7 mm, leur association à un autre implant a pour but d'augmenter la rigidité globale du montage. Cet autre implant peut être un clou centro – médullaire ou un fixateur externe. (27, 28, 32)

### **3- Les montages mixtes clou – plaque**

La principale étude sur laquelle nous nous appuyons a été réalisée par Don HULSE, en 1997(27).

Le but de son étude est la comparaison des contraintes s'exerçant sur une plaque seule et sur un système d'ostéosynthèse mixte associant une plaque et un clou.

Ces deux systèmes sont utilisés pour ponter une perte de substance importante, mimant une fracture comminutive, créée sur des fémurs de chien. L'ensemble est ensuite équipé de deux jauges de contrainte et soumis à des tests dynamiques en compression.

NB : les plaques utilisées sont des DCP larges 3.5 mm , 12 trous ; le clou occupe 50 % de la cavité médullaire.

Résultats :

- 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 multiplie l'espérance de vie du montage par un facteur 10. (Ce qui signifie que les cycles nécessaires à la rupture de la plaque sont multipliés par 10)
- Les contraintes s'exerçant au niveau des trous de plaque dans le système mixte clou – plaque sont équivalentes à celles s'exerçant au niveau de la partie centrale solide de la plaque dans le système où la plaque est utilisée seule. Ce qui revient à dire que l'apport du clou diminue aussi les contraintes s'exerçant au niveau des trous de plaque, les zones les moins résistantes mécaniquement.

Etant donné ce dernier résultat, 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.

C'est dans la même logique que notre étude a été menée 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 sandwichées.

# MATERIELS ET METHODES

Le but est la comparaison de la rigidité de deux montages :

**Montage A** : une plaque DCP de 2.7 mm

**Montage B** : association de 2 plaques VCP 2.0 -2.7 mm sandwichées et d'1 clou de diamètre 2.5 mm.

Ces deux types d'implants sont posés sur des fémurs sur lesquels a été pratiqué une perte de substance osseuse médiadiaphysaire mimant une fracture diaphysaire comminutive.

L'ensemble os- implant est alors soumis à un test en compression.

## 1- Les échantillons

### 1.1 - Prélèvements des fémurs

Des paires de fémurs de taille moyenne ont été prélevés sur cinq cadavres frais de chien de race beagle, poids moyen 12 Kg. Les tissus mous ont été éliminés. Les fémurs ont été radiographiés de manière à déterminer le diamètre minimal de la cavité médullaire. Les os ont ensuite été enroulés dans des compresses imbibées d'une solution saline afin de prévenir toute déshydratation puis congelés à  $-24^{\circ}\text{C}$  jusqu'au jour du test.

### 1.2 - 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.

#### ✓Verticalisation des fémurs

- Prises de repères sur les fémurs

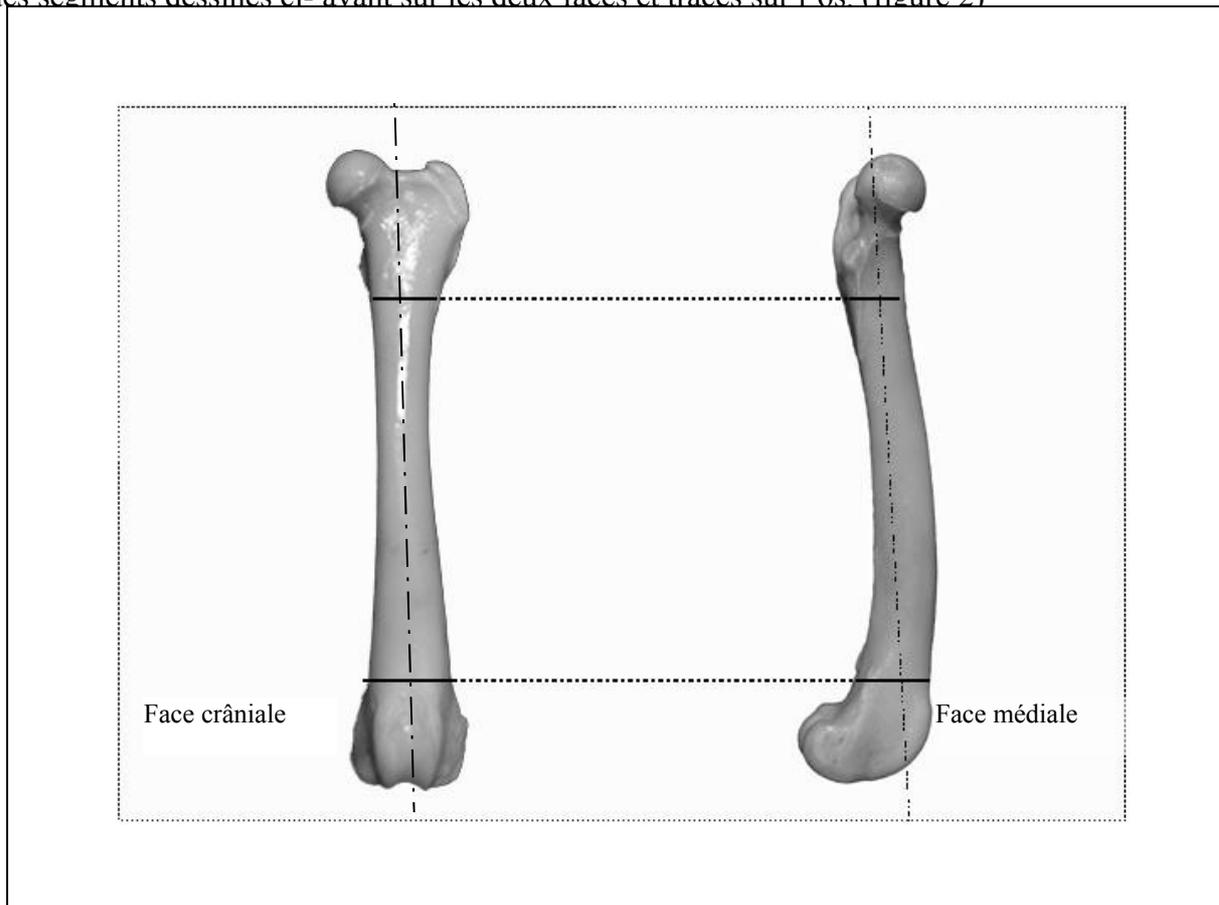
Il est important de couler tous les os dans une position identique, ce qui rend au préalable une prise de repères indispensable.

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.

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

Les lignes proximales et distales 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 2)



**Figure 2 :** 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 la verticale est ajustée dans deux plans différents, à l'aide de fils à plomb : verticalisation dans un plan latéro – médial et crânio – caudal. (figure 3)

### ✓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 : polyol LP725 et ISO LP725, VANTICO SAS, Technologie T2L, 11500 QUILLAN) et laissés immobiles jusqu'à la prise

définitive de la résine. L'extrémité distale du fémur a donc été incluse dans un parallélépipède de résine, formant un socle solide de 115x87x67 mm. (figure 4)



**Figure 3 :** photographie montrant le bâti sur lequel les fémurs ont été fixés avec un contrôle de la verticalité dans 2 plans orthogonaux



**Figure 4 :** photographie montrant un fémur inclus dans un socle de résine

Dans cette position, les forces appliquées par la machine sur le tête fémorale sont censées reproduire les forces (en compression) physiologiques subies par un fémur.

✓Le fémur dans sa résine, a ensuite été laissé au repos pendant douze heures à basse température (4°C). On a pris soin d'enrouler, au préalable, l'os de compresses humides.

### **1.3 - Mise en place des montages** (le jour même du test)

#### **✓Choix aléatoire des fémurs**

Un fémur de chaque paire a été choisi au hasard pour recevoir le montage A. Le fémur controlatéral a reçu le montage B.

#### **✓Description des plaques utilisées dans les montages à tester**

L'ensemble des caractéristiques et dimensions des deux types de plaques utilisées dans les montages dont la rigidité a été testée , est résumé dans le tableau 3.

**Tableau 3** : Description des plaques utilisées dans les montages A et B

Type de plaque	Vis utilisées	Longueur de plaque (mm)	Nombre de trous	Nombre de trous occupés par des vis	Nombre de corticales vissées
<b>VCP 2.0-2.7</b>	2.7	85	14	8	12
<b>DCP 2.7</b>	2.7	84	10	6	12

#### Remarques :

- Les deux types de plaques utilisées étaient de la même longueur.
- Les vis utilisées étaient toutes des vis de 2.7 mm.
- Le nombre de corticales dans lesquelles les vis s'ancraient était le même.  
(12 corticales)
- Seul le nombre de trous de vis occupés a différencié entre les montages A et B.

- L'espace existant dans chaque fragment entre les vis situées le plus près de la perte de substance est le même, dans les montages A et B.

#### **1.4 – Le montage A :**

Il s'agit d'une plaque DCP 2.7 mm de 10 trous (épaisseur de 1.5 mm)

- On a fixé sur la face latérale de l'os la plaque dont 6 trous seulement étaient occupés, et de la façon suivante : utilisation de vis bicorticales de 2.7 mm dans les 3 trous proximaux et distaux.

Remarque : les plaques ont été placées sur la face latérale de l'os c'est-à-dire sur la face de l'os qui travaille en tension. (6, 7, 15, 25, 45)

- Une ostectomie diaphysaire de trois centimètres a été pratiquée pour simuler une fracture comminutive de telle sorte que la distance séparant le trait d'ostéotomie proximal de la dernière vis proximale soit identique à celle séparant le trait d'ostéotomie distal de la première vis distale. (figures 5 et 6)

#### **1.5 – Le montage B :**

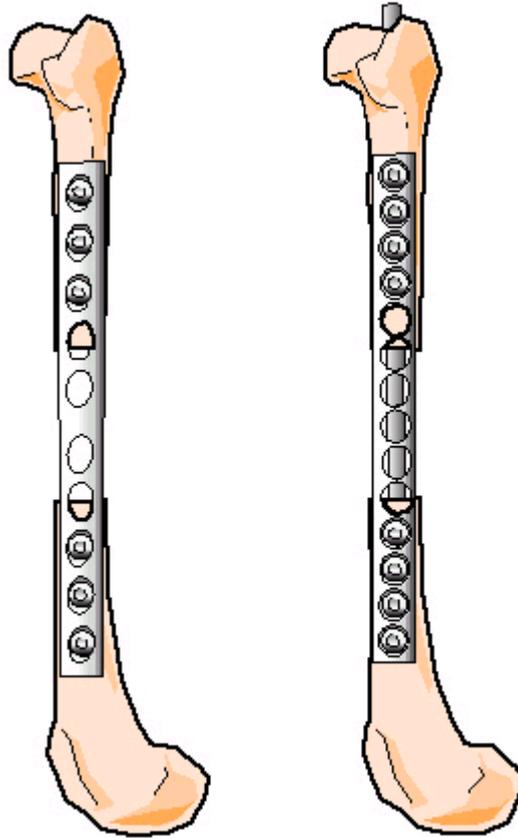
il associe : 2 plaques VCP 2.0 - 2.7 mm de 14 trous, sandwichées sur toute la longueur

1 clou centro- médullaire ( clou de Steinmann, section ronde, pointe pyramidale, de diamètre 2.5 mm )

- Mise en place du clou centro- médullaire de diamètre 2.5 mm (c'est-à-dire 50% de la largeur minimale de la cavité médullaire, mesurée sur les radiographies prises en direct des fémurs) de manière normograde.
- Les deux plaques VCP 2.0 - 2.7 mm de 14 trous (dont seulement 8 seront occupés) ont été fixées sur la face latérale de l'os, à l'aide de deux vis bicorticales de 2.7 mm à chaque extrémité des plaques.(1 et 2)
- Le clou a été retiré.
- Ostectomie diaphysaire de trois centimètres. (cf. ci – dessus)
- Remise en place du clou, toujours de manière normograde.
- Mise en place des autres vis : (figure 5)

Vis bicorticale en 3 et 4

Vis monocorticales en 5, 6, 7 et 8

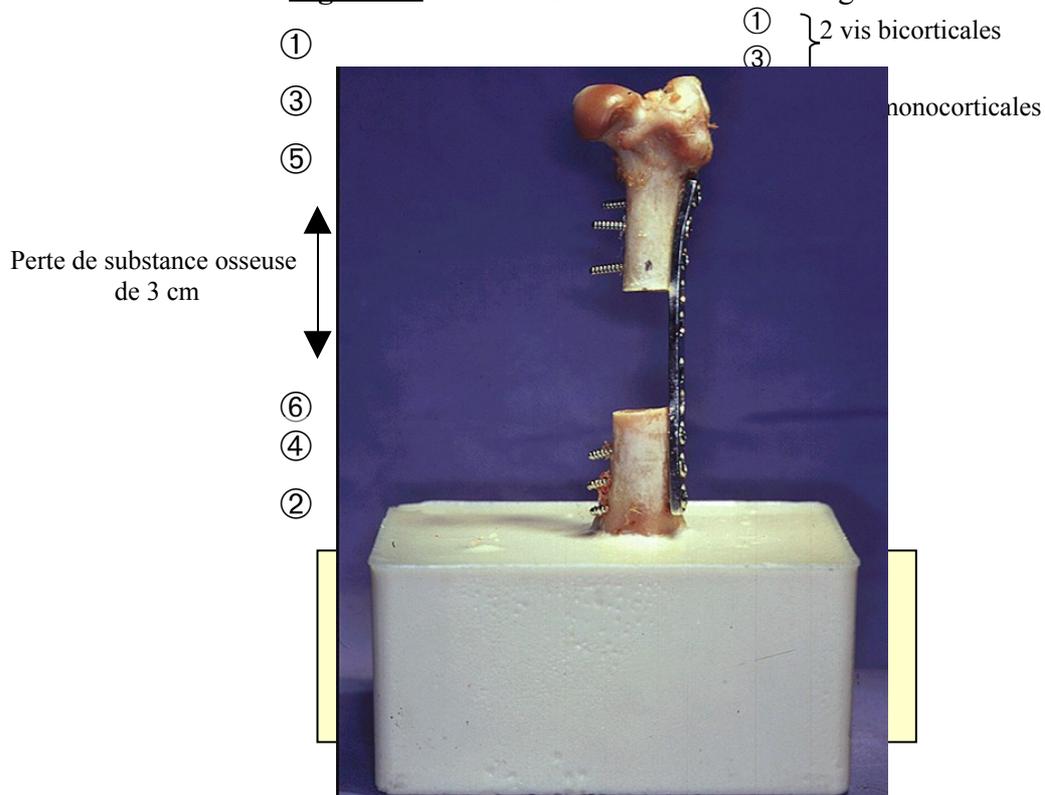


Remarque : les vis sont numérotées dans leur ordre de mise en place ← en place, centro-médulaire

MONTAGE A

MONTAGE B

**Figure 5 :** Schématisation des deux montages



**Figure 6 :** photographie du montage A

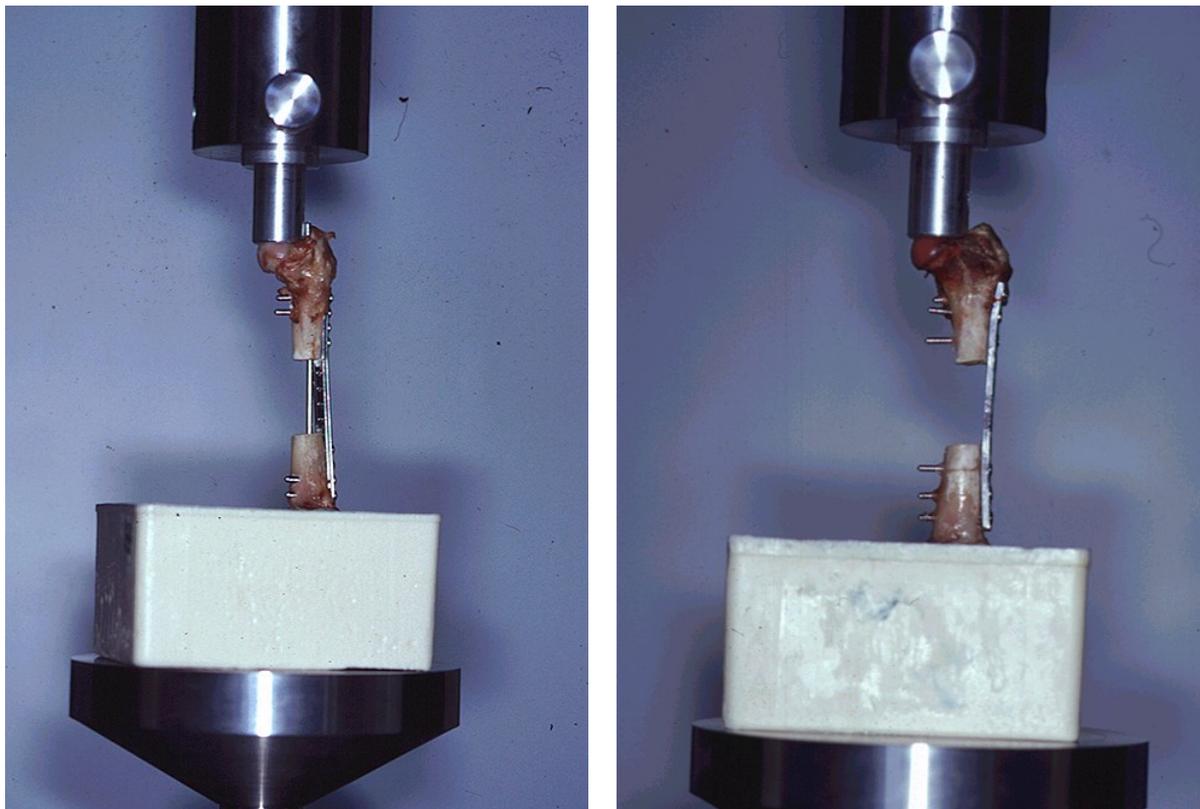
## 2- Les Tests mécaniques

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 glissement 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, fixé à la machine à tester, sur la traverse supérieure exerçant 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. (figure 7)



**Figure 7 :** photographies montrant les différents montages en place dans la machine à tester, avant compression

Pour chaque os, le test n'a été réalisé qu'une seule fois, à la vitesse de 1 millimètre 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 également fourni pour chaque test la pente de la partie linéaire de la courbe correspondant à la rigidité os-implant dans sa phase de déformation élastique (en Newton par millimètre). (Figure 8)

**Figure 8 :** Courbe force / allongement selon SEDEL, MEUNIER et NIZARD. (44)

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

### **3- Analyse statistique**

Les statistiques suivent la règle de POPPER (12): il est extrêmement difficile de montrer que deux choses sont équivalentes ; il est en revanche beaucoup plus facile de montrer qu'elles sont différentes : on dit alors qu'il y a 95% ou 99% de chance d'établir qu'elles sont significativement différentes pour un risque inférieur à 5% ou 1%.

Dans notre étude, Le niveau de significativité retenu a été de 0.05.

Les analyses statistiques ont toutes été réalisées sur un logiciel SYSTAT 5.2 pour MACINTOSH. (SYSTAT- Evanston USA)

Les comparaisons entre les deux groupes ont été faites par analyse de la variance. (ANOVA)

# RESULTATS

## 1 – La rigidité des montages

Les valeurs de la rigidité pour chaque os sont résumées dans le tableau 4.

**Tableau 4** : valeurs de la rigidité pour l'ensemble des montages testés A et B

Paire de fémur (N°)	RIGIDITE ( N /mm)	
	Montage A	Montage B
1	265	263
2	288	300
3	267	247
4	293	317
5	214	284
moyenne	265	282
Ecart – type	31	28

Les valeurs varient de

- 214 N / mm à 293 N / mm pour le montage A. (DCP 2.7 mm)
- 247 N / mm à 317 N / mm pour le montage B. (deux VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées associées à un clou centro – médullaire)

**Conclusion** : au seuil retenu de 5 %, il n'existe pas de différence significative entre les deux types de montages A et B.

**Remarque** : les courbes force / allongement (à partir desquelles sont obtenues les pentes et donc les valeurs de la rigidité) de l'ensemble des plaques testées sont adjointes en annexe.

## 2 – La force à la limite de rupture

Une autre valeur numérique peut être intéressante à prendre en compte : il s'agit de la force à la limite de rupture.(en Newton)

L'ensemble des résultats est résumé dans le tableau 5.

Les résultats varient de :

- 544 N à 970 N pour le montage A
- 870 N à 1442 N pour le montage B

Ils montrent donc une dispersion importante.

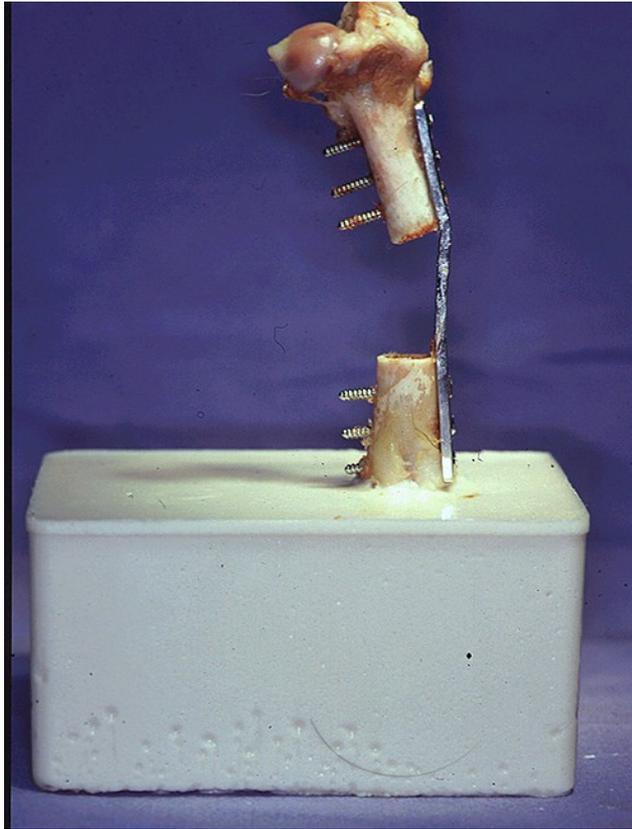
**Tableau 5** : valeurs de la force à la limite de rupture  
pour l'ensemble des montages testé A et B

Paire de fémur ( N° )	FORCE A LA LIMITE DE RUPTURE (N)	
	Montage A	Montage B
1	595	1156
2	544	1131
3	970	870
4	700	1442
5	630	1023

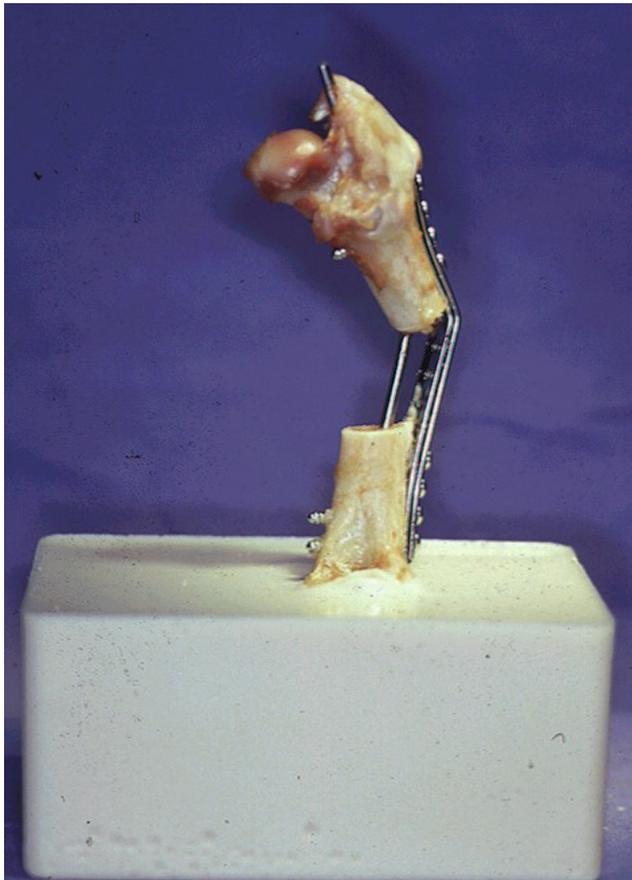
## 3 – Analyse macroscopique des montages

De façon générale, 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.(figure 9)
- Une bascule latéro - médiale du fragment osseux proximal.(figure 10)
- Un éclatement de la corticale latérale au niveau des deux vis monocorticales du fragment osseux distal dans le montage B.



**Figure 9 :** photographie montrant une déformation plastique de la plaque DCP sur le trou le plus proximal de la zone de la perte de substance osseuse



**Figure 10 :** photographie montrant une bascule latéro-médiale du fragment osseux proximal ainsi qu'une déformation plastique des 2 plaques VCP et du clou

Le tableau 6 consigne une description précise des différents montages, observés individuellement.

**Tableau 6** : analyse macroscopique des montages A et B

Après compression

Paire de fémur ( N° )	Description macroscopique	
	Montage A	Montage B
1	Pas de déformation de la plaque	Déformation plastique des plaques au niveau du trou N°6 : + + + Déformation plastique du clou : + + + Bascule latéro – médiale du fragment proximal Un éclatement de la corticale latérale du fragment distal, au niveau des deux vis monocorticales
2	Déformation plastique de la plaque au niveau du trou N°4 : +	Déformation plastique des plaques et du clou au niveau du trou N°5 : +
3	Déformation plastique de la plaque au niveau du trou N°4 : +	Déformation plastique des plaques au niveau du trou N°5 : + + + Déformation plastique du clou : + + + Bascule latéro – médiale du fragment proximal Un éclatement de la corticale latérale du fragment distal, au niveau des deux vis monocorticales
4	Déformation plastique de la plaque au niveau du trou N°4 : +	Déformation des plaques et du clou imperceptible
5	Déformation plastique de la plaque au niveau du trou N°4 : + + Bascule latéro – médiale légère du fragment proximal	Déformation plastique des plaques et du clou au niveau du trou N°5 : + + Un éclatement de la corticale latérale du fragment distal, au niveau des deux vis monocorticales

Remarques :

Les déformations plastiques sont cotées relativement les unes aux autres : de + pour la déformation minimale à + + + pour la déformation la plus importante.

Les trous de vis sont numérotés à partir du haut du montage. (Pour le montage A, le premier trou libre dans la zone de la perte de substance osseuse est le trou n°4. Pour le montage B, il s'agit du trou n°5)

## DISCUSSION

La rigidité d'une plaque d'ostéosynthèse dépend du matériau qui la compose, de sa largeur, de son épaisseur et de sa forme. (22)

Les plaques DCP 2.7 mm et VCP 2.0 – 2.7 mm sont toutes deux en acier inoxydable (Normes ISO 5832 / 1) ; leurs caractéristiques sont résumées dans le tableau 7.

**Tableau 7 :**  
Caractéristiques et dimensions des VCP 2.0-2.7 mm et DCP 2.7 mm  
(telles qu'elles sont commercialisées)

Type de plaque	Vis utilisables	Epaisseur de plaque (mm)	Largeur de plaque (mm)	Longueur de plaque (mm)	Type De Trous	Nombre De trous
<b>VCP 2.0-2.7</b>	2.0 ou 2.7	1.5	7.0	300	Légèrement ovalisés	50
<b>DCP 2.7</b>	2.7	2.5	8.0	84	Ovale DCP	10

D'autres éléments qui influencent la rigidité de la plaque sont l'architecture des trous de vis, le nombre de trous par unité de longueur et la distance séparant les trous de vis. Les vis en remplissant les trous de plaque (espaces vides qui représentent des zones de moindre résistance) augmentent également la rigidité, mais essentiellement lorsqu'elles sont très proches du foyer de fracture. (2, 22, 23)

Dans notre étude, la longueur de plaque occupée par des vis, la taille des vis, le nombre de corticales dans chaque fragment osseux et la longueur de plaque en regard de la perte de substance sont identiques dans les deux montages testés.

Seuls diffèrent l'architecture des plaques et l'ajout d'un implant centro – médullaire au montage comprenant les deux plaques VCP sandwichées.

Le modèle expérimental utilisé simule une fracture comminutive diaphysaire sur un os long, le fémur. Le test de compression choisi reproduit mieux les forces s'exerçant sur les implants et les os dans les conditions physiologiques que le test de flexion en trois points. Les résultats obtenus ne peuvent donc être comparés avec ceux des études de FRUCHTER & HOLMBERG (22) et ASIMUS et Coll. (2, 23). En effet, la compression qui s'exerce sur la tête du fémur tente de reproduire l'axe des contraintes physiologiques que subit

normalement le fémur ; elle est abaxiale et parallèle à l'axe fémoral. 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. L'étude biomécanique réalisée permet de mieux cerner les indications et les limites d'utilisation des plaques VCP et de répondre, en partie, aux interrogations concernant leurs caractéristiques mécaniques lorsqu'elles sont utilisées en soutien. **Notre étude montre que l'association de deux VCP 2.0 – 2.7 mm sandwichées et d'un clou centro – médullaire est un montage au moins aussi rigide que la DCP 2.7 mm, utilisée seule.**

## **1 – Les avantages liés à l'utilisation du montage mixte clou - plaque**

### **1.1 – Les avantages liés à l'utilisation des VCP**

Depuis leur commercialisation certes récente (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. (31)

Elles possèdent de nombreux avantages par rapport à la plaque DCP 2.7 mm avec laquelle elles ont été comparées.

- Ce sont des plaques disponibles en deux dimensions différentes.
- Chaque type de plaque peut être utilisée avec deux tailles de vis.

La plaque DCP 2.7 mm nécessite la mise en place de vis de 2.7 mm, souvent de taille trop volumineuse pour les os des animaux de petite taille.

La plaque VCP 2.0 – 2.7 mm accepte des vis de 2.7 mm et de 2.0 mm, laissant donc le libre choix au chirurgien de la taille des vis, en fonction de l'os à traiter.

- Elles sont sécables et peuvent donc être adaptées à la longueur désirée par le chirurgien.
- Elles s'utilisent seules ou empilées , afin d'augmenter la rigidité de tout ou partie du montage.(21, 31) Cependant, le fait d'empiler les plaques limite la liberté du chirurgien de choisir l'axe de sa vis et donc d'éviter le clou.
- Elles possèdent un grand nombre de trous par unité de longueur (50 trous sur 300 mm). Elles présentent donc plus de trous par unité de longueur que les DCP.

Ceci est intéressant dans le cadre des fractures diaphysaires comminutives : avec une plaque VCP, des vis supplémentaires peuvent être ancrées dans un petit fragment proximal ou distal, ce qui participe pour une grande part à la stabilité du montage.

Pour illustration, dans notre étude, pour une même longueur de plaque (84 mm), chaque fragment osseux reçoit :

**3 vis**, pour le montage A. (DCP 2.7 mm)

**4 vis**, pour le montage B. (2 VCP 2.0 – 2.7 mm + un clou centro – médullaire)

- Tous les trous sont équidistants les uns des autres. La VCP peut donc être décalée en cours d'intervention, si le chirurgien le désire ou se rend compte que l'un des fragments nécessite plus de prises. Les DCP présentent un segment moyen dépourvu de trous, qui peut représenter un désavantage parce qu'une fois que la plaque est choisie, il est logique que la zone dépourvue de trous se trouve en regard du trait de fracture. Elle ne peut donc plus par la suite être déplacée selon son grand axe. (37)
- Elles sont moins larges que les plaques DCP 2.7 mm et donc plus adaptées à la largeur des os des petits animaux ; elles diminuent le risque d'ostéoporose sous plaque. (19)
- Enfin, elles sont économiques à l'usage et au stockage.

## **1.2 – Les avantages liés à l'utilisation du clou centro - médullaire**

- **Respect des conditions biologiques nécessaires à la cicatrisation osseuse**

Le risque de dégâts causés à la vascularisation médullaire lors de la mise en place du clou, qui pourrait retarder la cicatrisation osseuse mérite d'être pris en considération. Des études montrent qu'un clou centro - médullaire sans alésage n'altère pas de façon significative l'apport sanguin nécessaire à la cicatrisation de l'os. (18, 39) 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. (3, 38)

### - **Participation à la réduction de la fracture**

Un des problèmes techniques de cette ostéosynthèse de soutien, pour le chirurgien orthopédiste, est la restitution d'un axe osseux correct et d'une longueur correcte sans rotation axiale.

Introduit de manière directe, le clou permet un réalignement correct, le contrôle de la longueur et la rotation des fragments fracturés. Il préserve la vascularisation périostée de l'os et respecte le caillot au niveau du foyer de fracture.

IL permet aussi, 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 leur attaches musculaires, leur vascularisation...(1, 40)

### **1.3 – Les avantages liés à la mixité du montage**

L'association clou – plaque présente de nombreux avantages dans le traitement des fractures complexes ou comminutives (14, 27, 28)

#### - **Diminution des contraintes mécaniques sur la plaque**

Lors d'une fracture diaphysaire comminutive, la présence des pertes de substance osseuse ne permet pas la répartition des forces entre les plaques et l'os durant la période post – opératoire. Cette situation est d'autant plus critique lorsque ces pertes de substance osseuse sont présentes au niveau de la corticale opposée à la plaque. Ceci réduit considérablement leur aptitude à résister aux forces de flexion. D'autant plus que si une plaque résiste bien, aux forces de traction, rotation, tension, cisaillement, elle présente au contraire une moindre résistance aux forces de flexion, de part la présence de parties vides : les trous de vis, zones de concentration des forces.

Lorsqu'une plaque DCP ou VCP est utilisée pour ponter un foyer de fracture, c'est – à – dire lorsqu'elle exerce un effet mécanique de soutien, les contraintes mécaniques sont d'autant plus importantes que la plaque est seule à absorber les forces lors de la mise en charge, avant que les tissus cicatriciels ne combler les espaces interfragmentaires. Durant cette période, l'implant risque une rupture en fatigue. (17, 24, 27, 28)

Un moyen de réduire les contraintes mécaniques s'exerçant au travers de la plaque, particulièrement en flexion, est l'association d'un clou centro - médullaire.

Le clou de Steinman correctement utilisé est efficace contre ces forces de flexion (18). De part sa position centro – médullaire, il offre des avantages mécaniques supplémentaires par rapport à la plaque d'ostéosynthèse : il est proche de l'axe neutre de l'os et par conséquent, il

est plus résistant aux déformations plastiques causées par les forces de flexion, en raison de sa moindre sollicitation. (32)

Il agit donc de concert avec les plaques pour résister aux forces de flexion et diminue ainsi les contraintes mécaniques s'exerçant sur ces dernières et sur les tissus mous.

#### **- Augmentation de la rigidité du montage**

Le degré de rigidité du montage clou / plaques est dépendant du mouvement relatif entre l'os et le clou lors de la mise en charge.

Parce que l'os et le clou ne sont pas solidarités, le principal facteur de tenue du clou est la friction entre l'os spongieux et le clou. Lors de l'application d'une force en flexion, le clou est capable de mouvement à l'intérieur de l'os. Plus la friction os – clou est importante, plus le système sera rigide. Pour la même raison, il paraît évident que la rigidité de l'association clou – plaques VCP doit être moindre dans le cas de fractures épiphysaires ou métaphysaires que pour des fractures exclusivement diaphysaires.

On peut dire que la rigidité du montage clou / plaques est proportionnelle au rapport de la surface du clou centro – médullaire à celle de la cavité médullaire qu'il occupe. (18)

Mais il faut qu'il existe un compromis entre le diamètre du clou et par conséquent l'espace de la cavité médullaire qu'il occupe, et la place nécessaire au passage des vis.

Dans une étude, Don HULSE a fait varier le diamètre d'un clou centro – médullaire, associé à une plaque et en a observé les effets sur la rigidité du montage et sur la diminution des contraintes appliquées à la plaque (28). Les résultats sont regroupés dans le tableau 8.

**Tableau 8 :**

Conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro – médullaire sur la rigidité du montage et sur les contraintes exercées sur la plaque (28)

MONTAGE	Effets sur	
	RIGIDITE	CONTRAINTE
Plaque et ECM 30 %	↗ 6 %	↘ 20 %
Plaque et ECM 40 %	↗ 50 %	↘ 40 %
Plaque et ECM 50 %	↗ 83 %	↘ 50 %

NB : ECM : enclouage centro – médullaire

↗ : augmentation

↘ : diminution

% : pourcentage de la cavité médullaire occupée par le clou

C'est bien sûr avec le clou centro – médullaire occupant 50 % de la cavité médullaire que l'augmentation de la rigidité (83 %) et la diminution des contraintes s'exerçant sur la plaque (50 %) sont les plus importantes. Voilà pourquoi, dans notre étude, nous avons choisi un clou centro – médullaire occupant 50 % de la cavité médullaire. Il représente 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.

Une question vient à l'esprit : pourquoi ne pas utiliser un clou de plus gros diamètre et des vis exclusivement monocorticales ? C'est le principe même de l'enclouage verrouillé, technique de choix du traitement des fractures du fémur chez l'homme. Toutefois, en médecine vétérinaire, même si l'on dispose de clou de diamètre compatible à celui de la cavité médullaire des animaux de petite taille (clou verrouillé de 4.7 mm de diamètre et vis de 2.0 mm), la courbure du fémur du chien est souvent un frein à cette technique. Le montage d'ostéosynthèse associant deux plaques VCP sandwichées et un clou centro-médullaire semble donc être une alternative intéressante à l'enclouage verrouillé, utilisant un clou rectiligne.

Toutefois, même dans le cadre de fractures diaphysaires, la rigidité apportée par le clou est à pondérer par l'étendue de la comminution. Cette rigidité est intimement liée à la longueur du clou se trouvant en regard de la perte de substance osseuse. Plus cette perte de substance est importante, plus réduite sera la diminution de contrainte sur les plaques, plus petit sera le gain de rigidité apporté par le clou avec pour conséquence une déflexion globale du montage importante.

**- Augmentation de l'espérance de vie du montage**

C'est une conséquence de la diminution de contrainte sur les plaques.

La fatigue mécanique est un phénomène dans lequel 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.

Dans son étude (27) , Don HULSE étudie en fait 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 conclue qu'une diminution de moitié des contraintes entraîne la multiplication par un facteur 10 de l'espérance de vie de la plaque. (de 10.000 à 100.000 cycles nécessaires pour rompre la plaque pour une valeur de la contrainte égale à  $470 N / mm^2$ )

Il est vrai que les résultats de cette étude ne sont pas directement transposables à la notre : 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 des deux VCP sandwichées.

Toutefois, il n'est pas présomptueux de dire, en se basant sur les travaux de Don HULSE, que l'ajout d'un clou centro – médullaire, en diminuant les contraintes mécaniques sur les plaques, prolonge l'espérance de vie du montage d'ostéosynthèse.

### - **Possibilité de dérigidification progressive**

Voilà un avantage supplémentaire du système combinant plaques et clou : il est possible de doper la réponse biologique en dérigidifiant progressivement le montage, c'est – à – dire en enlevant le clou.

Quelle que soit la méthode utilisée, l'ostéosynthèse ne doit jamais être d'une rigidité absolue au long cours. La combinaison d'une fixation rigide initiale et d'une fixation plus flexible qui lui est ultérieurement substituée, engendre la formation d'un os plus robuste pendant la première phase et une union plus solide dans les phases tardives. Cette combinaison thérapeutique semblerait donner de meilleurs résultats, par limitation des inconvénients de la fixation rigide. (30, 35)

## **2 – Les limites de l'étude**

L'étude que nous avons menée comporte les limites suivantes :

- Nous n'avons pas utilisé de jauges de contraintes dans cette étude. Les données obtenues ne nous donnent qu'une idée de la rigidité globale du montage.
- 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. Ceci 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. (20) De plus, il est à noter que les ruptures d'implant (notamment de plaques) se rencontrent surtout au niveau du fémur .

- Lors d'investigations biomécaniques, une notion est à garder à l'esprit : il ne faut pas s'intéresser aux différences statistiques mais aux différences ayant une signification clinique.(12)

Prenons un exemple concret : ci – dessus se posait le problème du lâchage prématuré d'implant voire de la rupture en fatigue des implants soumis à des forces de flexion importantes du fait de l'absence d'appui au niveau de la corticale médiale. Mais il faut reconnaître que le problème ne se pose pas qu'en terme mécanique si l'on considère que le champ de nos investigations est maintenant un animal vivant, pris dans sa globalité que l'on traite pour une fracture et non plus un os isolé que l'on teste ex vivo.

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 tissus mous et vascularisation locale, l'ensemble de ces mesures protégeant l'implant des contraintes excessives et donc du risque de rupture.

Il faudrait donc compléter notre étude biomécanique d'une étude des résultats cliniques observés et obtenus lors de l'utilisation in vivo du montage associant le clou centro – médullaire et les deux VCP.

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

### **3 - Les interrogations**

Quelques interrogations subsistent concernant les vis utilisées pour fixer les plaques.

#### **3.1- Le nombre minimum de vis**

Le fait qu'une série de trous ne reçoivent pas de vis, répartit les contraintes en flexion sur une plus grande longueur de la plaque et minimise les risques de rupture de fatigue. De plus, les fractures complexes ou comminutives nécessitent une fixation par un nombre restreint de vis, afin de ne pas léser davantage l'os déjà endommagé et éviter ainsi des complications lors de la guérison. (20) Toutefois, il faut aussi qu'un nombre minimum de trous de vis soient occupés pour éviter un lâchage prématuré des implants.

Certains auteurs recommandent :

- Dans le cadre d'une étude rétrospective sur des fractures traitées par ostéosynthèse biologique (20), l'utilisation de 4 vis corticales pour chacun des deux fragments principaux est recommandée. Le respect d'un trauma chirurgical minimum (base du concept d'ostéosynthèse biologique) ne doit pas s'accompagner d'erreurs techniques comme une plaque trop courte, par exemple. Le choix d'une plaque trop courte, avec, par conséquent, un nombre restreint de trous de vis occupés, peut entraîner un lâchage prématuré de l'implant voire sa rupture. Dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires complexes, l'auteur recommande donc une longueur de plaque suffisante, permettant la fixation de 4 vis corticales pour chacun des deux fragments principaux. (20)
- Dans le cadre d'une étude (27), Don HULSE recommande l'utilisation d'un minimum de trois vis monocorticales et d'une vis bicorticale de part et d'autre du foyer de fracture. Si le placement d'une vis bicorticale s'avère impossible, il est recommandé de positionner au moins cinq vis monocorticales dans chacun des fragments.
- Notre étude respecte l'ensemble de ces recommandations : deux vis bicorticales et deux vis monocorticales sont placées dans chaque fragment osseux, de part et d'autre de la comminution.

Toutefois, à l'heure actuelle, il n'existe pas d'étude biomécanique comparative et de données précises argumentées sur le nombre minimum de vis à utiliser et sur leur position (mono ou bicorticales), dans le cadre des montages mixtes clou / plaque(s).

### **3.2 – La taille des vis**

Un des avantages des VCP est leur possible utilisation avec deux tailles de vis différentes. Ainsi, Les VCP 2.0 – 2.7 mm peuvent être utilisées avec des vis de 2.0 mm ou de 2.7 mm. L'utilisation de vis de 2.0 mm semblerait plus compatible avec la taille des os des animaux de petite taille et permettrait de libérer de l'espace dans le cavité médullaire, autorisant donc l'emploi d'un clou centro – médullaire d'un diamètre plus important. Il serait intéressant de savoir ce que devient la rigidité d'un tel montage.

Toutefois, il est à noter que si la taille de la vis utilisée n'a pas d'effet sur la rigidité des plaques VCP 1.5 – 2.0 mm utilisées seules ou empilées, ou 2.0 – 2.7 mm utilisées seules, elle semble jouer un rôle non négligeable dans la rigidité des plaques VCP 2.0 – 2.7 mm utilisées sandwichées. (22) Un mouvement relatif des deux plaques lors de la mise en charge à relier à une occupation moindre des trous de plaque par les têtes de vis peut expliquer cette légère différence.

# CONCLUSION

Notre étude montre que, d'un point de vue mécanique, l'association d'un clou centro – médullaire de 2.5 mm et de deux 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 fracture diaphysaire fémorale comminutive . Ces résultats nous permettent donc d'apporter une précision quant aux indications et aux limites d'utilisation des plaques VCP.

Lors de comminution importante nécessitant une ostéosynthèse d'alignement, deux plaques VCP 2.0 – 2.7 mm associées à un clou centro – médullaire constituent un montage de choix chez les animaux de petite taille, en particulier en raison de leurs propriétés mécaniques et de leurs nombreux avantages techniques.

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, qui nous renseigneraient sur le comportement et l'évolution in vivo du montage. L'étude serait alors complète.

Nous espérons tout de même que notre étude encouragera l'emploi de ce type de montage.

# ANNEXES

ANNEXE I: courbes force/allongement pour le montage A

**ANNEXE II**: courbes force/allongement pour le montage B

**ANNEXE III** : courbes force/allongement pour l'ensemble des montages testés

## BIBLIOGRAPHIE

- 1 – **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
- 2– **ASIMUS E. et Coll.** Etude expérimentale des propriétés mécaniques des plaques VCP. Communication GECOV – Avril 2000.
- 3 – **AUTEFAGE A.** Consolidation des fractures. Encyclopédie vétérinaire, Paris, 1992, Orthopédie 3100, 8 p.
- 4 – **AUTEFAGE A.** L'os fracturé : biomécanique – classification. Proceedings Cours d'initiation à la méthode A. O du traitement des fractures des petits animaux – Courchevel, 1996.
- 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 – **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.
- 7 – **BRINKER W.O , OLMSTEAD M.L., SUMNER-SMITH G.** Manual of internal fixation in small animals. Deuxième édition. Berlin : Springer Verlag, 1997, 29 – 79.
- 8 – **BRUSE S., DEE J., PRIEUR W.D.** Internal fixation with a VCP in small animals. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1989 , **1** , 40 – 46.
- 9 – **CABASSU J.P.** Application de la VCP, Proceedings Congrès CNVSPA, Paris, 1994
- 10 – **CHEAL E.L., MANSMANN K.A., DIGIOIA A.M. et al.** The role of interfragmentary strain in fracture healing : ovine model of a healing osteotomy. *Orthop. Res.*, 1991 , **9** , 131 – 142.
- 11 – **CLAES L., HEITERMEYER U., KRISCHAK G., BRAUN H., HIERHOLZER G.** Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. *Clin. Orthop.* 1999 ,**365** , 221 – 229
- 12 - **CORDEY J.** An introduction to selected chapters in bone biomechanics. *Injury*, 1999 , **30**, S-A1 – S-A6.
- 13 – **DEE J.F.** Clinical application of VCP. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1991 , **4** , 2, 37 – 38.

- 14 – **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 10<sup>th</sup> ESVOT Congress, Munich, 23 – 26 Mars 2000.
- 15 - **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.
- 16 – **DRAPE J.** L'ostéosynthèse biologique, Proceedings CNVSPA, Lyon - 1996.
- 17 – **DRAPE J.** Ostéosynthèse par plaque d'alignement. Proceedings Cours d'initiation à la méthode AO du traitement des fractures des petits animaux - Courchevel 2000.
- 18 - **DUHAUTOIS B.** Enclouage, clou verrouillé et cerclages. Encyclopédie vétérinaire (Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés) Orthopédie 3400, 2000, 11 p.
- 19 – **FIELD J.R.** Bone plate fixation : its relationship with implant induced osteoporosis. *Vet. Comp. Orthop. Trauma.*, 1997, **10**, 88 – 94.
- 20 – **FORTERRE F.** L'ostéosynthèse biologique : étude rétrospective de 126 fractures traitées par une ostéosynthèse biologique. Th. : Med. Vet. : Toulouse : 1993-TOU 34116.
- 21 – **FREY A.J, OLDS R.** A new technique for repair of comminuted diaphyseal fractures. *Vet. Surg.*, 1981, **10**, 51 – 57.
- 22 – **FRUCHTER A.M., HOLMBERG D.L.** Mecanical analysis of the VCP. *Vet. Comp. Ortho. Trauma.*, 1991, **4**, 116 – 119.
- 23 – **GUIRAUTE I.** Plaques vétérinaires sécables : étude biomécanique.vétérinaire. Th. :Med. Vet. : Toulouse : 1996-TOU 34068.
- 24 – **HAUSER P.** La plaque de soutien. Proceedings Cours d'initiation à la méthode A. O du traitement des fractures des petits animaux – Courchevel, 1996.
- 25 – **HULSE D., HYMAN B.** Biomechanics of fracture fixation failure. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1991, **21**, 4, 647-667.
- 26 – **HULSE D., HYMAN B.** Fracture biology and biomechanics. In : SLATTER D. Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia : W.B SAUNDERS COMPANY , 1993, **2**, 1595 – 1603.
- 27 – **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.
- 28 – **HULSE D.** Communication personnelle . Cours d'initiation à la méthode A. O. du traitement des fractures des petits animaux – Courchevel 2000.

- 29 – **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.
- 30 – **LEFEVRE C., LE NEN D. , CARROL E. et BEAL D.** Fractures diaphysaires de l'adulte. Editions techniques, Encyclopédie médico – chirurgicale ( Paris – France ) Appareil locomoteur 14 – 031.A – 60, 1993, 15 p.
- 31 – **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.
- 32 – **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.
- 33 – **MATIS U., FORTERRE F.** Ostéosynthèse biologique par plaque chez le chat. Proceedings CNVSPA, Paris – 1996.
- 34 – **OLMSTEAD M.L.** Complications of fractures repaired with plates and screw. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 1991, **21**, 4, 669-686.
- 35 – **PANJABI M.M.,WHITE A.A., WOLF J.A.** A biomechanical comparison of flexible and rigid fracture fixation.In : UHTHOFF H. K. Current concepts of internal fixation. Berlin, Heidelberg, New York : Springer verlag, 1980, 324-333.
- 36 – **PERREN S.M., CORDEY J.** The concept of inter fragmentary strain. In : UHTHOFF H. K. Current concepts of internal fixation of fractures. Berlin, Heidelberg, New York : Springer verlag, 1980, 63 – 77.
- 37 – **PERREN S.M.** Le concept d'ostéosynthèse par plaque à compression dynamique à contact limité. (LC – DCP). *Injury*, 1991, **22**, Supplément 1, 1-41.
- 38 – **RHINELANDER F.W., WILSON J.W.** Blood supply to developping mature and healing bone. In : SUMNER-SMITH G. Bone in Clinical Orthopedics. Philadelphia : WB SAUNDERS Company, 1982, 81 – 158.
- 39 - **CHEMITSCH E.H., KOWALSKI M.I., SWIONTKOWSKI M.F. et al.** 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.
- 40 - **PALMER R. H.** Biological osteosynthesis. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 1999, **29**, 5, 1171-1185.
- 41 – **SCHILTZ G.** Biomécanique osseuse : bases théoriques et biomécanique des fractures. *Point vét.*, 1988, **20**, 115, 619-630.
- 42 – **SCHILTZ G .** Biomécanique osseuse : biomécanique de la réparation des fractures. *Point vét.*,1989, **21**, 124, 677-684.

43 – **SEDEL L., VAREILLES J.L.** Consolidation des fractures. Editions techniques, Encyclopédie médico – chirurgicale (Paris – France) Appareil locomoteur 14 – 031. A – 20. 1992 : 11 p.

44 – **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.

45 - **SMITH G.K.** Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction and fixation. In : **NEWTON C.D., NUNAMAKER D.M.** Textbook of small animal orthopaedics. Philadelphia : J.B. Lippincot Company, 1985, 195 – 230.

Toulouse, 2001

**NOM** : JOURDAN

**PRENOM** : Géraldine

**TITRE** : 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 mm sandwichées.

**RESUME** : Dans le cadre d'un traitement des fractures fémorales comminutives visant à respecter le concept d'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de tester la rigidité de deux montages : un montage ayant fait ses preuves (une plaque DCP 2.7 mm) et un autre dont les indications restent encore à définir, il s'agit d'un montage associant deux plaques VCP 2.0-2.7 mm sandwichées à un clou centro-médullaire.

Après une rétrospection bibliographique destinée à éclairer le lecteur sur les motivations de l'auteur à confronter ces deux types de montages, les conditions expérimentales sont précisément décrites : les implants ont été installés sur des fémurs, prélevés sur des cadavres de chien, sur lesquels a été réalisée une perte de substance osseuse médiadiaphysaire mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-implant a ensuite été soumis à un test de compression.

Mais, si l'analyse statistique des résultats conclut à une différence non significative de la rigidité des deux montages testés, la discussion souligne nettement les avantages d'un montage sur l'autre tout en reconnaissant certaines limites et quelques interrogations à cette étude.

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

---

**ENGLISH TITLE** : A biomechanical comparison of the 2.7 mm Dynamic Compression Plate with a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plate and intramedullary pin system, for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fracture.

**ABSTRACT** :The purpose of the author was to test the stiffness of two types of implants for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fractures respecting the concept of biological osteosynthesis : a 2.7 mm Dynamic Compression Plate versus a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plates and intramedullary pin system. 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.

Although statistical analysis of the results concluded that there was no significant difference in stiffness of the two types of implants, advantages of the plates and rod combination were distinctly underlined in the discussion.

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

Toulouse, 2001

**NOM** : JOURDAN

**PRENOM** : Géraldine

**TITRE** : 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 mm sandwichées.

**RESUME** : Dans le cadre d'un traitement des fractures fémorales comminutives visant à respecter le concept d'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de tester la rigidité de deux montages : un montage ayant fait ses preuves (une plaque DCP 2.7 mm) et un autre dont les indications restent encore à définir, il s'agit d'un montage associant deux plaques VCP 2.0-2.7 mm sandwichées à un clou centro-médullaire.

Après une rétrospection bibliographique destinée à éclairer le lecteur sur les motivations de l'auteur à confronter ces deux types de montages, les conditions expérimentales sont précisément décrites : les implants ont été installés sur des fémurs, prélevés sur des cadavres de chien, sur lesquels a été réalisée une perte de substance osseuse médiadiaphysaire mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-implant a ensuite été soumis à un test de compression.

Mais, si l'analyse statistique des résultats conclut à une différence non significative de la rigidité des deux montages testés, la discussion souligne nettement les avantages d'un montage sur l'autre tout en reconnaissant certaines limites et quelques interrogations à cette étude.

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

---

**ENGLISH TITLE** : A biomechanical comparison of the 2.7 mm Dynamic Compression Plate with a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plate and intramedullary pin system, for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fracture.

**ABSTRACT** :The purpose of the author was to test the stiffness of two types of implants for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fractures respecting the concept of biological osteosynthesis : a 2.7 mm Dynamic Compression Plate versus a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plates and intramedullary pin system.

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.

Although statistical analysis of the results concluded that there was no significant difference in stiffness of the two types of implants, advantages of the plates and rod combination were distinctly underlined in the discussion.

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

Toulouse, 2001

NOM : JOURDAN

PRENOM : Géraldine

TITRE : 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 mm sandwichées.

RESUME : Dans le cadre d'un traitement des fractures fémorales comminutives visant à respecter le concept d'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de tester la rigidité de deux montages : un montage ayant fait ses preuves (une plaque DCP 2.7 mm) et un autre dont les indications restent encore à définir, il s'agit d'un montage associant deux plaques VCP 2.0-2.7 mm sandwichées à un clou centro-médullaire.

Après une rétrospection bibliographique destinée à éclairer le lecteur sur les motivations de l'auteur à confronter ces deux types de montages, les conditions expérimentales sont précisément décrites : les implants ont été installés sur des fémurs, prélevés sur des cadavres de chien, sur lesquels a été réalisée une perte de substance osseuse médiadiaphysaire mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-implant a ensuite été soumis à un test de compression.

Mais, si l'analyse statistique des résultats conclut à une différence non significative de la rigidité des deux montages testés, la discussion souligne nettement les avantages d'un montage sur l'autre tout en reconnaissant certaines limites et quelques interrogations à cette étude.

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

---

ENGLISH TITLE : A biomechanical comparison of the 2.7 mm Dynamic Compression Plate with a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plate and intramedullary pin system, for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fracture.

ABSTRACT :The purpose of the author was to test the stiffness of two types of implants for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fractures respecting the concept of biological osteosynthesis : a 2.7 mm Dynamic Compression Plate versus a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plates and intramedullary pin system. 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.

Although statistical analysis of the results concluded that there was no significant difference in stiffness of the two types of implants, advantages of the plates and rod combination were distinctly underlined in the discussion.

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

Toulouse, 2001

NOM : JOURDAN

PRENOM : Géraldine

TITRE : 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 mm sandwichées.

RESUME : Dans le cadre d'un traitement des fractures fémorales comminutives visant à respecter le concept d'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de tester la rigidité de deux montages : un montage ayant fait ses preuves (une plaque DCP 2.7 mm) et un autre dont les indications restent encore à définir, il s'agit d'un montage associant deux plaques VCP 2.0-2.7 mm sandwichées à un clou centro-médullaire.

Après une rétrospection bibliographique destinée à éclairer le lecteur sur les motivations de l'auteur à confronter ces deux types de montages, les conditions expérimentales sont précisément décrites : les implants ont été installés sur des fémurs, prélevés sur des cadavres de chien, sur lesquels a été réalisée une perte de substance osseuse médiadiaphysaire mimant une fracture comminutive. L'ensemble os-implant a ensuite été soumis à un test de compression.

Mais, si l'analyse statistique des résultats conclut à une différence non significative de la rigidité des deux montages testés, la discussion souligne nettement les avantages d'un montage sur l'autre tout en reconnaissant certaines limites et quelques interrogations à cette étude.

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

---

ENGLISH TITLE : A biomechanical comparison of the 2.7 mm Dynamic Compression Plate with a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plate and intramedullary pin system, for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fracture.

ABSTRACT : The purpose of the author was to test the stiffness of two types of implants for repair of highly comminuted femoral diaphyseal fractures respecting the concept of biological osteosynthesis : a 2.7 mm Dynamic Compression Plate versus a two stacked 2.0-2.7 mm Veterinary Cuttable Plates and intramedullary pin system.

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.

Although statistical analysis of the results concluded that there was no significant difference in stiffness of the two types of implants, advantages of the plates and rod combination were distinctly underlined in the discussion.

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