



## Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

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

This is an author-deposited version published in : [http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints ID : 4193](http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints/ID/4193)

**To cite this version :**

GEORGES, Aurélie. *Biomécanique en torsion dynamique de montages clou-plaque sur fémurs canins* . Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Toulouse 3, 2010, 115 p.

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

# Biomécanique en torsion dynamique de montages clou-plaque sur fémurs canins

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

*par*

**Aurélie, Eglantine GEORGES**

Née le 25 Août 1985 à Arles (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

Melle. Sophie PALIERNE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Maitre de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRE(S) INVITES(S) :

M. Pascal SWIDER

M. Michaël VERSET

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

AERC à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE



***A notre président de Thèse,***

**Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE,**  
*Professeur des Universités,  
Praticien Hospitalier  
Chirurgie orthopédique et traumatologique*

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 André AUTEFAGE**  
*Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,  
Pathologie chirurgicale*

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la direction de notre Thèse et qui nous a  
témoigné sa confiance.  
Qu'il trouve ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect

**Mademoiselle le Docteur Sophie PALIERNE**

*Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

Pour sa confiance et l'aide précieuse qu'elle nous a apportées tout au long de la  
réalisation de ce projet.  
Sincères reconnaissances

***Aux membres du Jury invités,***

**Monsieur le Professeur Pascal SWIDER**  
*Laboratoire de biomécanique EA3697-IRF30  
UFR Médecine Purpan – Toulouse 3*

Qui nous a aidés dans la réalisation de ce projet.  
Sincères remerciements

**Monsieur le Docteur Michaël VERSET**  
*A.E.R.C à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

Qui s'est énormément investi dans ce travail, qui a toujours été là pour répondre à  
chacune de mes questions. Pour le plaisir que j'ai eu à travailler avec lui.  
Sincères remerciements.



***A Michaël Verset,***

Sincèrement encore merci pour TOUTE ton aide sur cette thèse, je n'y serais jamais arrivé sans toi.

***A Geoffroy,***

Merci pour tous ses bons moments passés ensemble, d'avoir été là pour moi et merci pour ton aide informatique sur cette thèse. A notre vie future que j'espère longue et riche en histoire. Avec toi pour toujours.

***A mes parents,***

Merci d'être d'aussi bons parents, de m'avoir bien éduqué et merci de m'avoir supportée lors de mes nombreux caprices. Vous avez toujours cru en moi et j'ai toujours eu votre confiance. Je n'oublierais jamais vos encouragements lors de mes coups de déprime durant le concours véto.

Merci maman de me répondre tous les soirs au téléphone même pendant les matchs et d'être aussi disponible et aussi gentille pour tous tes enfants.

Merci papa pour m'avoir transmis ta passion pour les animaux, c'est grâce à toi que j'ai choisi ce métier et tu n'as jamais douté de ma réussite.

***A mes sœurs, Anne-sophie et Amandine,***

Mes deux grandes sœurs chéries, mes meilleurs amies, que de bons moments ensemble et quelle complicité entre nous. Vous êtes mes modèles et j'espère réussir aussi bien que vous sur le plan professionnel et sur le plan familial.

***A mes frères, Olivier et Robin,***

A mon grand frère, à nos chamailleries quand on était enfant mais aussi à tous ces bons moments.

A mon petit frère, qui n'est plus aussi petit maintenant, merci pour notre complicité et nos grands moments de délire, tu as grandi bien vite mais tu resteras toujours mon petit frère chéri. Bonne chance pour débiter tes études, tu n'as pas choisi la facilité mais j'ai confiance en toi.

***A mes nièces Noélia, Chloé-Line, mon neveu Lyvann et au papa Thierry***

A ces trois enfants que je vois grandir, que j'aime passer du temps avec vous, pas assez malheureusement. J'espère dans quelques années, être une tatie plus présente et vous faire voyager comme mes tantes l'ont fait pour moi.

***A mes tantes, Gille, Jeanine, Nicole et Claude***

Merci pour toutes ces vacances passées ensemble à la mer, au Futuroscope, à Disneyland, à la montagne... Vous avez toujours été là pour nous les enfants Georges et c'est grâce à vous qu'on a plein de souvenirs dans la tête.

***A mes amies et amis,***

Fanny, Anaïs, Fanny, Elsa, Marielle, Romain, Julien, Hélène, Fanny, Nelly, Guillaume... A tous nos bons moments dans cette école vétérinaire et à tous les autres qu'on aura encore j'espère. Beaucoup de réussite dans votre vie.

***A Marie-Paule et Jean-Pierre,***

Merci pour ce beau voyage que vous m'avez offert, j'ai des souvenirs pleins la tête grâce à vous. Vous m'avez accueilli à bras ouverts et vous avez fait preuve d'une très grande gentillesse envers moi.

# Table des matières

<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>17</b>
---------------------------	-----------

## **PARTIE 1 : ÉTAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES...19**

<b>I. A PROPOS DE LA CICATRISATION OSSEUSE.....</b>	<b>19</b>
<b>II. A PROPOS DE L'OSTEOSYNTHESE BIOLOGIQUE .....</b>	<b>20</b>
1. <i>L'ostéosynthèse rigide et ses limites.....</i>	20
2. <i>Les 4 principes de l'ostéosynthèse biologique .....</i>	22
a. Réduction et fixation .....	22
b. La préservation de l'apport sanguin.....	23
c. La stabilité .....	24
d. La mise en charge précoce et complète.....	25
3. <i>Le choix des implants .....</i>	25
4. <i>Ostéosynthèse rigide versus ostéosynthèse biologique .....</i>	27
<b>III. LE MONTAGE CLOU CENTROMEDULLAIRE-PLAQUE VCP.....</b>	<b>30</b>
1. <i>A propos des plaques VCP .....</i>	30
a. Caractéristiques.....	30
b. Propriétés mécaniques.....	31
2. <i>Association clou centromédullaire et plaque VCP.....</i>	32
a. Intérêt du clou centromédullaire .....	32
b. Influence de la taille du clou .....	34
3. <i>Influence des vis sur les propriétés mécaniques et biologiques du montage .....</i>	37
a. Nombre de vis .....	37
b. Position des vis .....	37
c. Vis monocorticale versus vis bicorticale.....	38



<b>IV. NOTIONS DE BIOMECHANIQUE OSSEUSE .....</b>	<b>39</b>
1. <i>Définitions et généralités .....</i>	40
a. Principes de biomécanique .....	40
b. La torsion.....	41
2. <i>Courbe du moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion et raideur du montage .....</i>	44
3. <i>Courbe de la contrainte en fonction de la déformation et module de rigidité.....</i>	46
a. Contrainte et déformation en cisaillement.....	46
Le module de rigidité.....	48
b.....	48
c. Le moment polaire d'inertie.....	49
d. Déformation en torsion et module de rigidité .....	50

## **PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE.....53**

<b>I. PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ETUDE .....</b>	<b>53</b>
<b>II. MATERIELS ET METHODES.....</b>	<b>54</b>
1. <i>Les échantillons.....</i>	54
a. Prélèvement des échantillons et conservation .....	54
b. Critères d'inclusion des fémurs dans l'étude .....	55
2. <i>Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse ..</i>	56
a. Enclouage .....	56
b. Ostectomie et mise en place de la plaque .....	56
c. Configurations des montages testés .....	57
3. <i>Inclusion des fémurs dans la résine et axe de torsion .....</i>	58
4. <i>Dispositifs de torsion et de mesure.....</i>	60
a. Dispositif de torsion .....	60
b. Dispositif de mesure.....	62
5. <i>Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure .....</i>	64
a. Etalonnage du couplemètre .....	64
b. Etalonnage de l'inclinomètre .....	65
c. Tests sur des matériaux non biologiques .....	65

+6. <i>Mise en charge des montages clou-plaque</i> .....	66
a. Sollicitations appliquées aux montages clou-plaque .....	66
b. Calcul de la raideur en torsion quasi-statique des montages clou-plaque et mesure du couple correspondant à un angle de torsion de 10° .....	69
c. Analyse statistique des résultats .....	69
<b>III. RESULTATS</b> .....	<b>70</b>
1. <i>Morphologie des fémurs utilisés pour l'étude</i> .....	70
2. <i>Étalonnage du couplemètre</i> .....	70
3. <i>Étalonnage de l'inclinomètre</i> .....	72
4. <i>Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure</i> .....	73
5. <i>Calcul de la raideur en torsion quasi-statique des montages clou-plaque et mesure du couple correspondant à un angle de torsion de 10°</i> .....	74
a. Influence des sollicitations dynamiques sur les propriétés mécaniques .....	78
b. Influence du type de montage sur les propriétés mécaniques .....	82
6. <i>Etude des interactions entre les paramètres</i> .....	86

## **PARTIE 3 : DISCUSSION** .....

<b>I. RESULTATS DE L'ETUDE</b> .....	<b>91</b>
1. <i>Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure</i> .....	91
2. <i>Analyse des courbes de couple en fonction de l'angle de torsion</i> .....	92
3. <i>Influence des sollicitations dynamiques sur les propriétés mécaniques des montages</i> .....	93
4. <i>Influence du type de montage sur leurs propriétés mécaniques</i> .....	94
<b>II. BIAIS POTENTIELS DE L'ETUDE</b> .....	<b>96</b>
1. <i>Les échantillons</i> .....	96
2. <i>Configurations des montages testés</i> .....	97
3. <i>Influence de l'intensité de serrage des vis sur la plaque</i> .....	97
4. <i>Influence du positionnement des vis par rapport au clou et du sens de torsion</i> .....	98

5. Influence de l'utilisation d'un même os pour les essais de plusieurs montages.....	100
6. Influence de la géométrie de l'os et des implants.....	101
7. Influence de l'amplitude des sollicitations exercées sur les montages	102
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>103</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>105</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>113</b>

# Table des figures

Figure 1 : Illustration représentant les forces s'exerçant sur l'os [75].....	26
Figure 2 : Histogramme représentant la rigidité en torsion des 8 montages versus le contrôle [26] ..	38
Figure 3 : Schéma d'un couple de forces .....	42
Figure 4 : Illustration représentant les contraintes s'exerçant sur l'os lors de torsion [39] .....	43
Figure 5: Illustration montrant la morphologie de la fracture produite par des forces en torsion, la ligne de fracture est en spirale [2]. .....	44
Figure 6: Courbe représentant le moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion.....	45
Figure 7: Contrainte et déformation en cisaillement.....	47
Figure 8: Courbe représentant les contraintes en cisaillement en fonction des déformations en cisaillement .....	48
Figure 9 : Expressions du moment polaire d'inertie [14] .....	50
Figure 11: Incidences crânio-caudale (à gauche) et latéro-médiale (à droite) d'une paire de fémur ..	55
Figure 12: Radiographie montrant les points de repère et les mesures morphologiques du fémur n° 7 .....	56
Figure 13: Représentation graphique des différents montages testés [60] [78] .....	58
Figure 14: Photographies du dispositif d'inclusion des fémurs a) inclusion des condyles fémoraux, b) fémur dans la potence prêt pour l'inclusion distale, c) fémur après la double inclusion [77] .....	60
Figure 15: Représentation schématique du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique [77] .....	61
Figure 17: Dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion.....	63
Figure 18: Schéma du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion .....	63
Figure 19: Dispositif d'étalonnage du couplemètre, a) schéma, b) photographie.....	64
Figure 20: Représentation graphique des cotes des poutres utilisées .....	65
Figure 21 : Résumé des sollicitations successives appliquées sur les montages lors d'un essai .....	68
Figure 22: Représentation graphique de la courbe du moment de torsion en fonction du temps, correspondant aux mises en charge en torsion dynamique des montages.....	69
Figure 23: Courbe d'étalonnage du couplemètre .....	71

Figure 24: Courbe d'étalonnage de l'inclinomètre.....	72
Figure 25 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour l'éprouvette en aluminium n°3 .....	73
Figure 26: Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour la quatrième torsion quasi-statique (fin d'essai) sur le fémur n°1 appareillé par le montage n°1.....	75
Figure 27 : Courbes représentant les raideurs en torsion lors des tests quasi-statiques, en fonction des différents fémurs appareillés.....	79
Figure 28 : Courbes représentant les raideurs en torsion lors des tests quasi-statiques, en fonction des types de montage .....	79
Figure 29 : Courbes représentant les couples pour un angle de torsion de 10° lors des tests quasi-statiques, en fonction des fémurs appareillés .....	81
Figure 30 : Courbes représentant les couples pour un angle de torsion de 10° lors des tests quasi-statiques, en fonction des types de montage .....	81
Figure 31 : Courbes représentant les raideurs en torsion des différents types de montage en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique. ....	84
Figure 32 : Courbes représentant les raideurs en torsion des différents types de montage en fonction des fémurs appareillés. ....	84
Figure 33 : Courbe représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des différents types de montage en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique.....	85
Figure 34 : Courbe représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des différents types de montage en fonction des fémurs appareillés. ....	85
Figure 35 : Courbes représentant les raideurs en torsion des fémurs appareillés en fonction des différentes phases de torsion quasi-statique.....	88
Figure 36 : Courbes représentant les raideurs en torsion des fémurs appareillés en fonction des différents types de montage. ....	88
Figure 37 : Courbes représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des fémurs appareillés en fonction des différentes phases de torsion quasi-statique. ....	89
Figure 38 : Courbes représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des fémurs appareillés en fonction des différents types de montage. ....	89
Figure 39: Représentation graphique en coupe transversale illustrant a) l'influence potentielle du positionnement de la vis par rapport au clou centromédullaire dans la diaphyse fémorale et b) l'influence du sens de torsion sur la raideur d'un montage [77]. ....	99

# Table des tableaux

Tableau 1: Les différents types de cal (d'après Mc Kibbin 1978) [54], [56] .....	19
Tableau 2 : Résistance à l'élongation des tissus du cal de fracture [39] .....	24
Tableau 3 : Comparaison ostéosynthèse biologique et ostéosynthèse rigide [35] .....	28
Tableau 4 : Les différentes indications d'une ostéosynthèse rigide versus ostéosynthèse biologique [52] [64]. .....	29
Tableau 5 : Les différents types de plaques VCP disponibles [9] [34] .....	30
Tableau 6 : Gain en raideur du montage en fonction de la taille du clou utilisé [41] .....	35
Tableau 7 : Estimation du nombre de cycles avant rupture du montage [37]. .....	36
Tableau 8: Description du type d'implantation des vis dans les 3 montages testés .....	57
Tableau 9: Caractéristiques des poutres utilisées pour les tests préliminaires .....	65
Tableau 10 : Description des sollicitations successives appliquées sur les montages lors d'un essai ..	68
Tableau 11: Caractéristiques morphologiques des fémurs testés .....	70
Tableau 12: Couples et tensions correspondantes, lues lors de l'étalonnage du couplemètre. ....	71
Tableau 13: Tensions lue par l'inclinomètre pour des angles réels donnés lors des tests d'étalonnage. ....	72
Tableau 14 : Résultats des tests de validation du banc de torsion et du dispositif de mesure .....	74
Tableau 15 : Résultats des calculs de raideur en torsion quasi-statique des différents montages clou-plaque. ....	76
Tableau 16 : Résultats des couples appliqués sur les montages lors de la torsion maximale de 10° ...	77
Tableau 17 : Résultats du Post Hoc test de Tukey, appliqué aux comparaisons des raideurs en torsion et des couples engendrant un angle de torsion de 10° entre les différents types de montage.....	86
Tableau 18 : Résultats de l'ANOVA appliquée aux comparaisons des interactions entre les différents paramètres de l'étude. ....	90

# Table des annexes

Annexe 1 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 1. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15..... 113

Annexe 2 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 2. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15..... 114

Annexe 3 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 3. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15..... 115

## Introduction

Les fractures fémorales diaphysaires hautement comminutives sont très fréquentes en médecine vétérinaire canine et féline. Elles sont le plus souvent le fait d'accidents de la voie publique, de chutes ou de fractures par balle.

Il y a quelques années, le traitement chirurgical classiquement décrit, consistait en une reconstruction anatomique de la colonne osseuse, associée à une fixation interne rigide procurant une stabilité maximale au foyer de fracture, nécessaire à l'obtention d'une cicatrisation *per primam*. Toutefois, la reconstruction d'un cylindre osseux de manière parfaitement anatomique demeure parfois une tâche délicate, même pour un chirurgien expérimenté. Des pertes de substance peuvent persister et altérer la formation du tissu osseux. Une reconstruction anatomique imparfaite, associée à des dégâts des tissus mous environnants, sont parfois à l'origine de l'échec de ce type de traitement.

Depuis une vingtaine d'années, une nouvelle stratégie dans le traitement de ces fractures comminutives a été développée : il s'agit du concept d'ostéosynthèse biologique ou ostéosynthèse d'alignement. Ce concept consiste à rétablir l'alignement des fragments osseux proximal et distal, sans abord du site de fracture par une réduction indirecte. Cette technique permet de respecter la vascularisation apportée par les tissus mous périphériques et de préserver l'hématome fracturaire [65], lors de la fixation par un montage d'ostéosynthèse pontant le foyer de fracture. Le but est d'obtenir rapidement un cal osseux permettant de soulager l'implant d'une partie des efforts qui lui sont appliqués [4]. Lors d'ostéosynthèse biologique, l'os n'est pas reconstruit et par conséquent, la continuité osseuse n'est pas rétablie. C'est le montage d'ostéosynthèse qui supporte donc seul, l'ensemble des forces liées à l'appui du membre, d'autant que la mise au repos de l'animal est difficilement réalisable [42].

Lors de réalisation d'une ostéosynthèse biologique, le choix de l'implant est primordial car il doit présenter d'excellentes propriétés biomécaniques. 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. La raideur, inférieure à celle d'une plaque DCP (Dynamic Compression Plate) pour vis de taille équivalente, constitue une limite à son utilisation pour une ostéosynthèse biologique. Aussi, l'association avec un clou centromédullaire (montage combiné clou-plaque) permet-elle de diminuer les efforts appliqués sur la plaque et constitue l'un des montages de choix en chirurgie vétérinaire [37] [40] [42] [67]. Cependant, même si celui-ci est largement utilisé, il n'existe aucune recommandation précise et justifiée concernant le nombre, la localisation et le type d'implantation des vis à employer. En outre, très peu d'études s'intéressent aux sollicitations de torsion exercées sur des montages d'ostéosynthèse.

Cette étude se propose donc i) de comparer les propriétés mécaniques en torsion de plusieurs montages clou-plaque différant par l'implantation des vis, ii) d'évaluer l'influence de l'application d'une torsion dynamique sur les propriétés mécaniques en torsion des différents montages.

# Partie 1 : État des connaissances actuelles

## I. A propos de la cicatrisation osseuse

La consolidation osseuse est un processus de cicatrisation tout à fait original et complexe puisqu'il est le seul aboutir à la restitution complète du tissu lésé [21] [30] [70]. La fracture vient perturber un tissu structuré, vivant, vascularisé et en perpétuel remodelage. Ce remodelage assure sa maintenance biologique et mécanique. En effet il existe un processus permanent de destruction-reconstruction au cours duquel les ostéoclastes creusent des cônes de forage dans le tissu osseux et ouvrent la voie à des vaisseaux sanguins accompagnés d'ostéoblastes. Ceux-ci vont déposer de l'os néoformé, orienté selon les contraintes mécaniques de l'os [21] [68] [70].

La cicatrisation osseuse fait intervenir les 3 compartiments osseux : le périoste, la corticale et la médullaire [10] [54] [56]. Leur participation au processus de cicatrisation dépend de nombreux paramètres comme les facteurs de croissance, les cytokines, le pH, l'oxygène, ou encore la stabilité mécanique obtenue [22] [30] [54] [56] [68]. En 1978, Mc Kibbin a étudié certains paramètres influençant ces 3 compartiments osseux.

Type de consolidation	Vitesse	Comblement d'un espace	Tolérance à la stabilité	Tolérance à la stabilité absolue	Importance des tissus mous
Cal périosté	+++	+++	+++	-	+++
Cal cortical	+	-	-	++++	-
Cal médullaire	++	++++ (lent)	++	+++	-

Tableau 1: Les différents types de cal (d'après Mc Kibbin 1978) [54], [56]

Lors de fracture hautement comminutive, une reconstruction anatomique est généralement impossible [27]. La cicatrisation osseuse est dite alors indirecte ou secondaire [10]. Le cal périosté joue un rôle essentiel puisqu'il assure une immobilisation rapide en se développant sur la face externe de la corticale, de part et d'autre du trait de fracture qu'il ponté [50] [54]

[56]. La formation et l'évolution du cal périosté sont stimulés par une mobilité modérée du foyer de fracture [41] [54] [56] [68] [70]. Inversement, une stabilité "absolue" limite la formation du cal périosté [41] [54] [56]. La croissance du cal périosté externe est limitée dans le temps. Il est susceptible de se former et de proliférer pendant environ 6 semaines ; ce qui explique qu'une micro-mobilité des abouts fracturaires pendant 5-6 semaines améliore la consolidation osseuse [56].

Ainsi, lors de fracture où seule une cicatrisation osseuse secondaire est possible, il est important de favoriser la formation du cal périosté par :

- Une préservation maximale des tissus mous.
- Un choix de système de fixation permettant une stabilité "relative"

## **II. A propos de l'ostéosynthèse biologique**

### **1. L'ostéosynthèse rigide et ses limites**

Dans les années 1950, les complications des fractures articulaires et des os longs (arthroses post-traumatiques, déformations osseuses) chez l'homme étaient très fréquentes. Celles-ci étaient principalement dues à une immobilisation trop longue du membre. La réduction chirurgicale et la fixation interne n'étaient pas considérées comme le traitement de choix mais plutôt comme un dernier recours car les techniques chirurgicales, les implants et les instruments n'étaient pas adaptés pour traiter ce type de blessure [47] [71].

En 1958 un groupe de chirurgiens orthopédistes, d'ingénieurs et de chercheurs fondèrent l'A.O/A.S.I.F (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation). Cette association contribua au développement et à l'application des principes de la fixation interne des foyers de fracture.

L'association AO a tout d'abord mis l'accent sur l'importance d'une rééducation immédiate du membre après la chirurgie [52] [71]. Pour cela :

- La réduction s'effectuait à foyer ouvert, ce qui impliquait une découverte des abouts fracturaires par un abord chirurgical direct de l'os [4] [10] [52]
- La réduction de la fracture devait être anatomique : les fragments osseux étaient réunis pour former une seule et solide colonne osseuse [4] [20] [42] [61] [67]
- La fixation était extrêmement rigide et le matériel était positionné au contact de l'os [10] [47] [61] [67]

L'association de ces concepts a permis tout d'abord une cicatrisation per primam sans cal périosté visible à la radiographie. Elle permettait aussi d'obtenir une stabilité mécanique suffisamment importante pour avoir d'une part, une récupération fonctionnelle précoce du membre et d'autre part, d'éviter les problèmes de cal vicieux, de pseudarthrose ou de déformation [12] [47] [52] [71]. Le principe d' « Open Reduction Internal Fixation » (ORIF) était ainsi né [52].

Différents implants sont utilisés pour obtenir une fixation rigide. Les plaques vissées représentent le type d'implant le plus couramment utilisé selon 2 modes d'utilisation :

- En compression : le but est alors de comprimer les fragments osseux selon une direction axiale. Le contact osseux est solidement rétabli et l'os supporte alors la grande majorité des contraintes mécaniques auxquelles il est soumis et la plaque est peu sollicitée. Les plaques DCP (Dynamic Compression Plate), LC-DCP (Low Contact Dynamic Compression Plate) et LCP (Locked Compression Plate) peuvent être utilisées dans cette indication [52] [73].
- En neutralisation : la plaque est posée au contact de l'os et joue un rôle de tuteur. Des vis de traction sont mises en place pour obtenir une compression entre les différents fragments osseux reconstruits. Dans ce cas, la plaque et l'os se répartissent les contraintes liées à la mise en charge du foyer de fracture [7] [49].

Cette approche du traitement des fractures nécessite une réduction précise, comme dans le cas de fractures articulaires, où un ajustement anatomique et une stabilisation parfaite sont

essentiels. Cependant lors de fractures diaphysaires comminutives et multi esquilleuses, la reconstruction anatomique du cylindre osseux peut s'avérer difficile. De petites pertes de substances osseuses peuvent persister et constituer des points de concentration de forces risquant de retarder la cicatrisation osseuse [35] [42] [61]. Depuis une dizaine d'années, la philosophie du traitement des fractures comminutives a évolué progressivement vers l'ostéosynthèse biologique.

## 2. Les 4 principes de l'ostéosynthèse biologique

L'ostéosynthèse biologique obéit globalement aux grands principes exposés par l'A.O/A.S.I.F en y ajoutant certaines spécificités. Le concept repose sur l'alliance d'un optimum mécanique et d'un optimum biologique lors du traitement chirurgical.

En médecine vétérinaire, la reprise de l'activité physique après le traitement chirurgical d'une fracture est précoce et difficilement contrôlable. Plus la cicatrisation osseuse est rapide, plus la durée de sollicitation des implants est écourtée et plus le risque de rupture d'implant est minimisé. L'objectif de l'ostéosynthèse biologique est de soutenir de façon optimale le déroulement physiologique de la guérison osseuse et de favoriser la formation d'un cal périosté. Le concept d'ostéosynthèse biologique est ainsi défini à travers les quatre variables principales qui influent sur la formation du cal périosté [54] [56] :

- La réduction
- La vascularisation locale
- La stabilité
- La mise en charge précoce et complète

### a. Réduction et fixation

Lors de fractures comminutives ou multi-esquilleuses, l'obtention d'une réduction anatomique et d'une cicatrisation *per primam* peut être difficile. Dans ces conditions,

l'ostéosynthèse dite « d'alignement » est une solution intéressante pour traiter ce type de fracture [42] [51]. Idéalement, la réduction se fait sans aborder le foyer de fracture, de façon à minimiser le traumatisme chirurgical. Les abouts osseux principaux sont identifiés afin de rétablir la forme générale, la longueur et l'axe de l'os. Ce type d'ostéosynthèse est associé à une diminution du risque septique et une diminution du temps opératoire [10] [35] [42] [45] [51] [67].

La fixation est assurée par une plaque vissée qui ponté le foyer de fracture et qui maintient la réduction le temps de la cicatrisation osseuse. Pour cela, la plaque est glissée sous les plans musculaires en manipulant le moins possible les éléments fracturaires [22] [36] [61] [64].

### **b. La préservation de l'apport sanguin**

La stabilisation interne des fractures, après réduction anatomique des fragments, implique un abord chirurgical du foyer de fracture. Or, l'abord chirurgical provoque un traumatisme iatrogène des tissus mous qui s'ajoute au traumatisme fracturaire et compromet la vascularisation locale. En outre, l'abord du foyer élimine l'hématome fracturaire et l'ensemble des facteurs de cicatrisation présents localement [10] [35] [45] [51] [67]. Cette perturbation de la vascularisation altère la formation du cal périosté [54]. Pour éviter cette dévascularisation du site de fracture, l'utilisation d'une fixation respectant les tissus mous péri-fracturaires (d'où le terme biologique) a été conseillée.

La réduction à foyer fermé permet la conservation de l'hématome fracturaire et de son potentiel ostéogénique [35] [51].

Lorsque la réduction à foyer fermé n'est pas réalisable, l'abord chirurgical peut se faire a minima selon le concept appelé par les Anglo-Saxons « Open But Do Not Touch » (OBDNT) [5] [35] [36]. Les fragments principaux sont identifiés et leurs attaches musculaires sont impérativement conservées puisqu'elles assurent la vascularisation du fragment. Concernant les esquilles osseuses, toutes celles qui sont vascularisées (c'est-à-dire celles sur lesquelles persistent une insertion musculaire) sont conservées car elles jouent un rôle actif dans la réparation osseuse [3] [5] [10] [22] [35] [52] [61] [67]. Une esquille dévascularisée en milieu

stérile peut jouer un rôle de support dans la formation du cal. En milieu septique, une esquille dévascularisée risque de se transformer en séquestre, aggravant l'infection osseuse. Lorsque les conditions d'asepsie et d'antisepsie opératoires ne sont pas maîtrisées, il est recommandé d'éliminer toute esquille dévascularisée [10] [27].

Les conditions vasculaires péri-fracturaires influencent fortement la formation du cal périosté [54].

### c. **La stabilité**

La colonne osseuse n'étant pas reconstruite anatomiquement, il n'existe pas de répartition des efforts liés à l'appui du membre, entre le montage et l'os. Le montage d'ostéosynthèse doit donc être suffisamment raide pour supporter la totalité des efforts résultants de la mise en charge du membre. Toutefois, contrairement à l'ostéosynthèse rigide où la stabilité du système de fixation doit être absolue, lors d'ostéosynthèse biologique, une stabilité relative est tolérée. Elle est d'autant plus tolérée que ce compromis s'opère au profit d'une meilleure vascularisation des fragments osseux et des tissus mous environnants. Cette stabilité "relative" génère des déformations qui se répartissent entre les différentes esquilles, minimisant le risque de dépasser le seuil d'élongation toléré par les tissus lors de la cicatrisation de l'os. [37] [39] [41] (cf. tableau 2).

Les différents tissus	Elongation
Tissu de granulation	100%
Cartilage	10%
Os	2%

**Tableau 2 : Résistance à l'élongation des tissus du cal de fracture [39]**

Lors de la progression de la cicatrisation osseuse, deux phénomènes contribuent à la diminution des déformations. Premièrement, les micromouvements générés par la stabilité relative du montage, favorisent la résorption osseuse et induisent une diminution des déformations [38] [39]. Deuxièmement, le tissu de granulation devient de plus en plus fibreux, améliorant ainsi la stabilité du système (diminution de la variation de longueur), et diminuant donc les déformations appliquées sur l'os [39].

La stabilité "relative" du montage permet donc :

- Une diminution des déformations locales.
- La formation du cal périosté.

#### **d. La mise en charge précoce et complète**

La mobilisation active et précoce du membre permet d'éviter les risques de maladie fracturaire. Or, des résultats obtenus en médecine humaine ont montré que des fractures du fémur traitées par repositionnement anatomique étaient stables lors de la mise en charge au bout de 32 à 34 semaines, contre 22 semaines voire 13 semaines lors d'ostéosynthèse biologique [27]. L'ostéosynthèse biologique permet donc de limiter les complications associées à une immobilisation prolongée du membre.

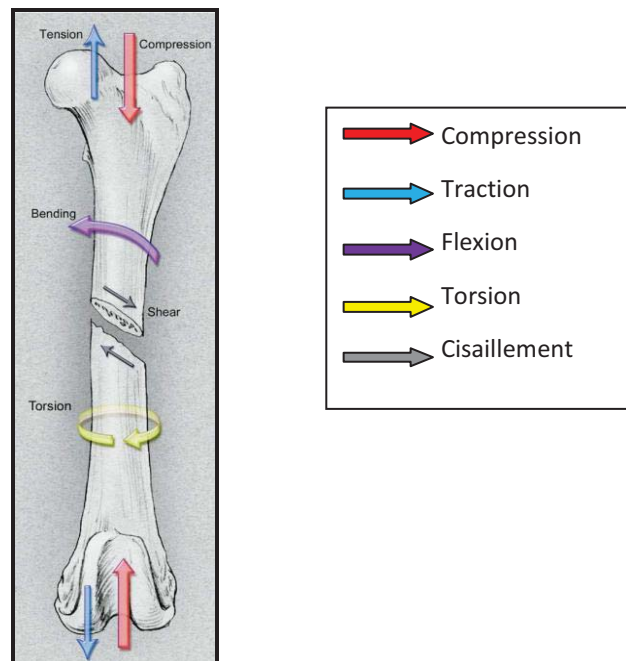
### **3. Le choix des implants**

Après réduction des fractures comminutives, une solution de continuité peut persister entre les différents segments osseux. La stabilité de ces segments dépend directement de la raideur des implants. Lors de fracture comminutive, l'implant supporte seul l'ensemble des contraintes mécaniques s'exerçant sur le foyer comminutif, durant les premiers stades de la guérison osseuse. Bien que les techniques d'ostéosynthèse biologique raccourcissent les délais de consolidation, les ruptures d'implant peuvent encore survenir. Les risques de rupture sont d'autant plus importants que le foyer comminutif est de petite taille car tous les efforts se concentrent sur une courte distance [14] [38] [39].

Le choix des implants repose sur de nombreux facteurs ; le type et la localisation de la fracture, la taille et l'âge de l'animal, le nombre de segments atteints, et les dégâts tissulaires autour du foyer de fracture en sont les principaux. Il est important de tenir compte également des forces s'exerçant sur le foyer de fracture. Cinq types de force doivent être pris en compte (cf. figure 1) [20] [75] :



- Compression : la force axiale directement liée au poids du patient et à l'usage du membre
- Traction : force axiale de direction opposée à la compression liée à certaines actions musculaires et au poids du membre
- Flexion : force qui entraîne une compression sur le côté d'un os et une traction sur l'autre.
- Torsion : force qui entraîne une rotation de l'os.
- Cisaillement : force, secondaire à la compression axiale, qui s'exerce sur une fracture oblique et est parallèle à la ligne de fracture.



**Figure 1 : Illustration représentant les forces s'exerçant sur l'os [75]**

Les implants choisis doivent être capables de supporter l'ensemble des forces qui s'appliquent à l'os lors de la mise en charge du membre, permettant la stabilité du montage nécessaire à une cicatrisation osseuse. Les principaux implants utilisés lors d'ostéosynthèse biologique sont :

- Les plaques seules : elles protègent le foyer de fracture des forces de traction, compression, cisaillement et torsions [20] [75].

- Les montages combinés clou centromédullaire et plaque : le clou est situé dans l'axe neutre de l'os et neutralise les forces de flexion préservant mieux la plaque [20] [55] [75].
- Les clous verrouillés : ils protègent le foyer de fracture des forces de compression, de flexion, de torsion et de cisaillement [20] [55] [75].
- Les combinaisons de plaque et fixateur externe temporaire [11] [20].

Ces implants permettent de réaliser des montages aux propriétés mécaniques satisfaisantes en préservant la vascularisation du foyer. La formation du cal périosté est stimulée et les contraintes se partagent entre les implants et la colonne osseuse au fur et à mesure de la cicatrisation [28].

#### **4. Ostéosynthèse rigide versus ostéosynthèse biologique**

De nombreuses études ont montré la supériorité de l'ostéosynthèse biologique sur l'ostéosynthèse rigide lors de fractures comminutives [3] [35] [42] [45] [67]. Hortsman *et al.* ont comparé des fractures diaphysaires comminutives traitées par ostéosynthèse biologique ou rigide [35]. Sur une période de 7 ans, un échantillon de 20 chiens avec des fractures diaphysaires comminutives d'os long (fémur, humérus et tibia), a été recueilli. Parmi ces 20 chiens, 11 étaient traités par ostéosynthèse rigide et 9 par ostéosynthèse biologique. Afin d'éviter le biais lié au choix de l'implant, tous les montages ont été réalisés avec des clous verrouillés. Une analyse statistique a comparé la durée de l'intervention, le temps de cicatrisation (évaluée radiographiquement) et les complications entre ces deux méthodes (cf. tableau 3).

	Durée de l'intervention	Temps de cicatrisation	Complications
<b>Ostéosynthèse biologique</b>	60 à 110 minutes (médiane 95 minutes)	4 à 11 semaines (médiane 6 semaines)	Pas de différence significative entre les deux méthodes
<b>Ostéosynthèse rigide</b>	65 à 155 minutes (médiane 110 minutes)	6 à 16 semaines (médiane 8 semaines)	

**Tableau 3 : Comparaison ostéosynthèse biologique et ostéosynthèse rigide [35]**

L'ostéosynthèse biologique apporte de nombreux avantages par rapport à l'ostéosynthèse rigide lors du traitement des fractures comminutives, notamment une :

- diminution du temps chirurgical [35] [42] [45] [67]
- diminution du risque septique [35] [42] [45] [67]
- fonctionnalité du membre plus précoce [53]
- réduction du taux de non-union osseuse [24]
- réduction du temps d'hospitalisation [6] [24] [53]
- cicatrisation plus rapide [23] [35] [42] [67]

Toutefois, il ne faut pas pour autant abandonner le recours à la reconstruction anatomique d'un foyer de fracture. La décision concernant la technique à adopter pour le traitement d'une fracture nécessite une analyse minutieuse de la radiographie, en s'attachant particulièrement au type de la fracture, à la longueur du foyer, ainsi qu'à la taille des esquilles. Ces éléments influent sur les forces s'exerçant sur le foyer et par conséquent sur la sollicitation de l'implant [12] [46]. Lors de fractures simples, une cicatrisation *per primam* est envisageable, mais nécessite une mise en compression des fragments osseux et une stabilité absolue. Lors de fractures comminutives, la stabilité absolue est difficile à obtenir et une cicatrisation par formation d'un cal périosté est préférée (cf. tableau 4).

	Fracture faible énergie	Fracture haute énergie avec préservation de la vascularisation
Type de fracture	Fracture simple	Fracture comminutives, multi esquilleuses
Type de réduction	Anatomique et compression inter-fragmentaire	indirecte
Stabilité	absolue	relative
Type de cicatrisation	Per primam	Par seconde intention

Tableau 4 : Les différentes indications d'une ostéosynthèse rigide versus ostéosynthèse biologique [52] [64].

Lors d'ostéosynthèse biologique, la gestion des esquilles n'est pas encore consensuelle aujourd'hui. Certains, conformément aux règles de l'ostéosynthèse biologique, sont partisans de ne réaliser aucun abord du foyer de fracture, ayant pour seule préoccupation de rétablir la longueur de l'os et l'orientation des surfaces articulaires. Cependant, certaines esquilles, à distance du foyer de fracture, mettent un temps important avant de s'incorporer dans le cal de fracture. En outre, une esquille très éloignée du foyer de fracture et mal orientée peut gêner le jeu musculaire ou léser les tissus périphériques. Dans certaines situations, l'abord du foyer de fracture est préconisé *a minima*, pour permettre de rapprocher les esquilles trop éloignées et de les réorienter. Ce geste peut-être réalisé sans traumatiser la vascularisation [10] [12].

### III. Le montage clou centromédullaire-plaque VCP

#### 1. A propos des plaques VCP

##### a. Caractéristiques

Les plaques VCP (Veterinary Cuttable Plate) ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse chez les petits animaux. Leur commercialisation par Synthes® est assez récente (1989) mais elles sont couramment utilisées aujourd'hui.

Les plaques VCP sont disponibles en deux dimensions (cf. tableau 5) [9] [34] :

	Taille des vis reçues	Epaisseur	Longueur	Largeur
VCP 1,5/2,0mm	1,5mm ou 2,0mm	1 mm	30cm	7mm
VCP 2,0/2,7mm	2,0mm ou 2,7mm	1,5mm	30cm	7mm

Tableau 5 : Les différents types de plaques VCP disponibles [9] [34]

Les deux types de plaque ont le même nombre de trous par unité de longueur (50 trous sur 300mm) et la même distance entre les centres des trous permettant leur empilement.

Les avantages des VCP sont multiples [8] [9] [18] [34] :

- Elles sont sécables et peuvent donc être adaptées à la longueur de l'os en per-opératoire.
- Elles peuvent être empilées, ce qui permet d'augmenter la raideur du montage en fonction du degré de comminution de la fracture. Deux plaques de types différents et de longueurs différentes peuvent être empilées.
- Chaque plaque peut être utilisée avec deux types de vis.
- Elles présentent plus de trous par unité de longueur (50 trous sur 300mm) que les DCP de taille équivalente.

Quelques études ont été réalisées pour situer les propriétés mécaniques des plaques VCP par rapport aux autres plaques disponibles sur le marché.

## **b. Propriétés mécaniques**

L'analyse des qualités mécaniques de ces plaques a été réalisée à l'université d'Ontario par Fruchter *et al.* en 1991 [29]. Leur étude portait sur plusieurs types de plaques de 6 trous, vissées sur des supports en bois. A l'aide d'une presse mécanique, les plaques ont été soumises à un test en flexion trois points. Les courbes de la force (en N) en fonction de l'allongement (en mm) ont été obtenues. La raideur en flexion (en N/mm) a été calculée pour chaque type de plaque.

Les résultats suivant ont été obtenus :

- Les plaques VCP 1,5/2,0 mm et 2,0/2,7 mm utilisées seules ou empilées sont plus raides que les plaques DCP pour vis de 2,0 mm d'1mm d'épaisseur.
- Les plaques VCP 1,5/2,0 mm et 2,0/2,7 mm utilisées seules ou empilées sont moins raides que les plaques DCP pour vis de 2,7 mm de 2mm d'épaisseur.
- La raideur de deux plaques empilées est approximativement égale à la somme des raideurs individuelles.
- La taille des vis utilisées n'affecte pas la raideur du montage.

Les limites de ce travail résident dans le fait que les configurations testées, où tous les trous de plaque sont occupés par des vis, sont rares en situation clinique. Lors d'ostéosynthèse biologique appliquée aux fractures comminutives, les plaques VCP (seules ou sandwichées) sont utilisées pour ponter un déficit osseux important et exercer un effet mécanique de soutien sur un espace important. Par conséquent, tous les trous de vis ne sont pas occupés.

L'étude de Guiraute *et al.*[29] a permis de confirmer les résultats de Fruchter *et al.* [34] et de compléter les données précédentes en étudiant les DCP pour vis de 2,0 mm d'1,5 mm d'épaisseur. Comme dans l'étude précédente, différents types de plaques et de montages ont été soumis à un test en flexion trois points, dans des conditions plus proches du concept d'ostéosynthèse biologique :

- Tous les trous de vis ne sont pas occupés.
- Une perte de substance de 18 mm a été modélisée contre 1 mm dans l'étude de Fruchter *et al.*[29].

Les résultats de cette étude sont les suivants :

- Les DCP pour vis de 2,0 mm d'1,5 mm d'épaisseur ont une raideur intermédiaire entre les VCP 1,5/2,0 mm et les VCP 2,0/2,7 mm utilisées seules.
- La raideur de deux plaques VCP empilées est légèrement inférieure à la somme des raideurs individuelles.
- Les DCP pour vis de 2,7 mm de 2mm d'épaisseur ont une raideur 1,5 fois supérieure à celle de deux VCP 2,0/2,7 mm empilées.

Ainsi au regard de ces deux études, les plaques VCP ont une place de choix dans le traitement des fractures diaphysaires comminutives. Toutefois, dans certaines situations, la raideur du montage peut être insuffisante et une rupture de l'implant par fatigue est possible lorsque la plaque VCP est utilisée seule. Pour pallier cet inconvénient, il convient de réaliser un empilement des plaques VCP ou d'associer une plaque VCP et un autre type d'implant pour augmenter la raideur du montage d'ostéosynthèse.

## **2. Association clou centromédullaire et plaque VCP**

### **a. Intérêt du clou centromédullaire**

- ***Sur les propriétés mécaniques du montage***

L'étude réalisée par Don Hulse *et al.* en 1997, a comparé les contraintes s'exerçant sur une plaque seule et sur un montage mixte clou-plaque [40].

- Montage 1 : plaque DCP pour vis de 3,5 mm de 12 trous, fixée par 4 vis bicorticales de part et d'autre du foyer de fracture.
- Montage 2 : plaque DCP pour vis de 3,5 mm de 12 trous, fixée par 1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales sur les fragments proximal et distal. La plaque était associée à un clou de Steinmann occupant 50% de la cavité médullaire.

Ces deux montages ont été utilisés pour ponter une perte de substance importante (60mm), sur des fémurs de chiens, mimant une fracture comminutive. L'ensemble a été ensuite équipé de deux jauges d'extensométrie et a été soumis à des tests dynamiques en compression.

Les résultats suivants ont été obtenus :

- L'ajout d'un clou centromédullaire, occupant 50% de la cavité médullaire, a diminué de moitié les déformations mesurées sur la plaque.
- L'ajout d'un clou centromédullaire a multiplié la durée de vie du montage par un facteur 10, c'est-à-dire que le nombre de cycles nécessaires à la rupture de la plaque a été multiplié par 10.
- La diminution des déformations enregistrées sur le montage clou-plaque s'est exercée également au niveau des trous de plaque, zones de moindre résistance mécanique.

L'association d'une plaque et d'un clou centromédullaire permet :

- une neutralisation optimale des forces de flexion, rotation, tension et compression qui s'exercent en regard du foyer fracturaire.
- Une augmentation de la raideur globale du montage.
- Une diminution des contraintes mécaniques qui s'exercent sur la plaque et donc une augmentation de la durée de vie de la plaque.

- ***Sur les propriétés biologiques du montage***

Lors d'ostéosynthèse biologique, la réduction à foyer fermé peut s'avérer difficile et nécessiter un abord chirurgical *a minima*. L'utilisation d'un clou centromédullaire permet de faciliter la réduction en rétablissant l'alignement axial et la longueur de l'os [20] [67]. Le clou assure un maintien de la réduction pendant la pose de la plaque et évite une manipulation



excessive des différents fragments. Les attaches musculaires et la vascularisation des abouts osseux sont préservés [77].

Lors de la mise en place d'un clou, la vascularisation médullaire peut être perturbée et entraîner ainsi un risque de retard de cicatrisation. Toutefois, des études ont montré qu'un clou centromédullaire sans alésage préalable de l'os concerné, n'altère pas de façon significative l'apport sanguin nécessaire à la cicatrisation osseuse [25] [72]. La circulation médullaire détruite lors de l'enclouage est régénérée dans la première semaine et assure de nouveau la vascularisation corticale, sauf aux endroits où le clou est en contact avec les corticales [1]. En outre, il convient de prendre en considération l'apport bénéfique des cellules de la moelle osseuse chassées par le clou lors de son passage dans la cavité médullaire. Ces cellules de la moelle osseuse s'insinuent entre les abouts fracturaires. Elles contiennent quelques cellules souches capables de se différencier en cellules ostéoblastiques et de favoriser l'ostéogénèse [60].

Le montage mixte clou-plaque répond aux principes de l'ostéosynthèse biologique. Il assure un maintien de la vascularisation des abouts fracturaires, tout en offrant la stabilité et la raideur nécessaires durant les premiers stades de la guérison osseuse. Le montage assure un soutien total du foyer de fracture jusqu'à la formation du cal périosté.

#### **b. Influence de la taille du clou**

Don Hulse *et al.* ont réalisé une étude clinique de l'efficacité d'un montage mixte clou-plaque avec un clou occupant 50% de la cavité médullaire [40]. Malgré de bons résultats, il a noté quelques cas de retard de cicatrisation, imputable notamment à la raideur excessive du montage. Devant ce constat, Don Hulse *et al.* ont réalisé une nouvelle étude visant à déterminer l'influence de la taille du clou sur [37] :

- la réduction des contraintes s'exerçant sur la plaque.
- la raideur globale du montage.
- la durée de vie du montage.

Quatre montages ont été soumis à des tests en compression. Chaque montage était équipé d'une plaque DCP pour vis de 3,5 mm, de 10 trous, fixée par 4 vis monocorticales placées de part et d'autre d'une perte de substance de 20 mm, mimant une fracture comminutive diaphysaire.

- Montage 1: plaque DCP seule
- Montage 2: plaque DCP et clou de Steinmann occupant 30% de la cavité médullaire
- Montage 3: plaque DCP et clou de Steinmann occupant 40% de la cavité médullaire
- Montage 4: plaque DCP et clou de Steinmann occupant 50% de la cavité médullaire

Les résultats obtenus ont montré que :

- pour chaque augmentation de 10% de la taille du clou, les contraintes exercées sur la plaque ont diminué approximativement de 20%.
- la raideur du montage clou-plaque a augmenté avec la taille du clou occupant la cavité médullaire (cf. tableau 6).

Montage	Gain du montage en raideur (%)
Montage 2	+6%
Montage 3	+40%
Montage 4	+78%

Tableau 6 : Gain en raideur du montage en fonction de la taille du clou utilisé [41]

- la durée de vie du montage clou-plaque a augmenté avec la taille du clou occupant la cavité médullaire (cf. tableau 7).

Forces appliquées au montage en Newton (N)	Nombre de cycles nécessaires à la rupture du montage			
	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4
1 200 N	90 000	infini	infini	infini
1 500 N	28 000	60 000	infini	infini
2 000 N	14 000	20 000	40 000	infini
2 500 N	immédiate	10 000	30 000	infini

**Tableau 7 : Estimation du nombre de cycles avant rupture du montage [37].**

Lorsque les consignes post-opératoires sont correctement respectées, les forces appliquées sur le montage sont inférieures à 1500 N. Cependant, en médecine vétérinaire, la reprise de l'activité physique est difficilement contrôlable. Les auteurs n'ont pas exclu que, lors d'une course incontrôlée, le montage subissait des forces supérieures à 2000 N.

Ainsi, l'association d'une plaque DCP pour vis de 3,5 mm et d'un clou centromédullaire de Steinmann occupant entre 35 et 40% de la cavité médullaire offre au montage des propriétés mécaniques et biologiques en accord avec le concept d'ostéosynthèse biologique. Une taille de clou plus importante rend le montage trop raide et pourrait gêner la formation du cal périosté. De plus, l'étude a montré que la raideur était fonction de la taille de la perte de substance osseuse [37]. Si la longueur du foyer de fracture est inférieure à 20 mm, un clou occupant moins de 35% de la cavité médullaire est préféré, alors qu'un clou occupant plus de 40% de la cavité médullaire est plus adapté lors d'une perte de substance osseuse supérieure à 20mm.

D'autre part, cette étude concernait des plaques DCP pour vis de 3,5 mm, qui sont plus raides que les plaques VCP [47]. Ainsi pour augmenter la raideur d'un montage mixte clou-plaque VCP, les auteurs préconisaient un clou occupant 50% de la cavité médullaire [37].

### **3. Influence des vis sur les propriétés mécaniques et biologiques du montage**

#### **a. Nombre de vis**

Le nombre de vis utilisées sur un montage doit être suffisamment important pour assurer une bonne tenue de la plaque sur l'os. Une mobilité excessive de l'implant serait responsable d'une instabilité du foyer de fracture et d'une perturbation de la vascularisation osseuse. Or ces deux éléments peuvent altérer la cicatrisation osseuse [64]. Cependant, l'augmentation du nombre de vis n'est pas forcément associée à un allongement de la durée de vie du montage, et pourrait même perturber la cicatrisation. En effet, le forage de l'os nécessaire à l'introduction des vis, perturbe la vascularisation et crée des zones de faiblesse. Plusieurs études ont démontré que les trous de vis diminuent la résistance de l'os aux forces de traction et de compression [7] [43]. De plus, selon l'A.O, l'insertion ou la désinsertion de vis en région diaphysaire entraîne une perte de résistance osseuse en torsion de l'ordre de 50% [43]. Après le retrait du matériel d'ostéosynthèse, une durée de 8 semaines environ est nécessaire pour combler le trou laissé par la vis [43]. La reprise de l'activité physique doit donc être progressive après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse. Il est donc impératif de déterminer le nombre de vis minimal, nécessaire à l'obtention des compétences mécaniques souhaitées, en fonction de la localisation et du type de la fracture.

Le nombre de vis à utiliser lors d'un montage clou-plaque n'a pas été clairement établi. Toutefois, certains auteurs ont émis certaines recommandations comme :

- l'utilisation d'au moins 3 vis sur les fragments proximal et distal [67].
- l'utilisation de 4 vis de part et d'autre du foyer de fracture semble être un bon compromis entre propriétés biologiques et mécaniques du montage [37] [40].

#### **b. Position des vis**

En 1999, Field *et al.* ont étudié l'influence du nombre de vis et de leur position sur la raideur du montage [26]. Pour cela, des plaques DCP pour vis de 4.5mm de 10 trous ont été fixées soit par 10 vis (contrôle) soit par 6 vis (8 configurations différentes) et ont été soumises à

des tests en flexion 4 points et à des tests en torsion. Les montages ont été réalisés sur des os intacts ou avec une ostéotomie mimant une fracture médio-diaphysaire.

En torsion sur les os avec une ostéotomie, 3 montages sur 8 présentaient une raideur équivalente au contrôle (cf. figure 2).

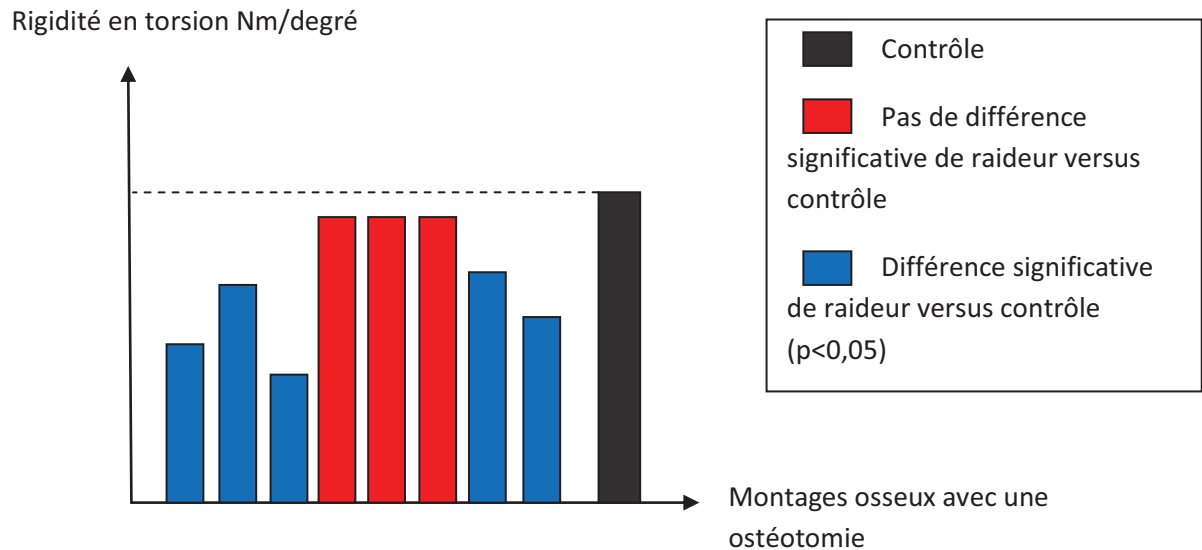


Figure 2 : Histogramme représentant la rigidité en torsion des 8 montages versus le contrôle [26]

Une diminution du nombre de vis n'est donc pas toujours associée à une perte de la raideur du montage. Le choix pertinent de la position des vis permet d'obtenir un montage conciliant optimum biologique et mécanique.

### c. Vis monocorticale versus vis bicorticale

Concernant le type d'implantation des vis, il n'existe pas non plus de règles absolues. Don Hulse *et al.* ont étudié plusieurs configurations et recommandent, pour les montages clou-plaque, l'utilisation d'1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales de part et d'autre du foyer de fracture ou de 5 vis monocorticales lorsqu'il est impossible d'utiliser des vis bicorticales [40]. Toutefois, il semblerait que la fréquence des complications post-chirurgicales soit identique pour les montages comportant 0, 1 ou 2 vis bicorticales [67].

En 1988, Davenport *et al.* ont réalisé des tests en torsion statique sur des os intacts ou avec un modèle de fracture médio-diaphysaire fémorale par ostéotomie [17]. Des plaques DCP

ont été fixées par 6 vis bicorticales ou par 5 vis bicorticales et une monocorticale, de part et d'autre du foyer de fracture.

Les résultats suivants ont été obtenus :

- la raideur des montages étaient identiques que les os soient intacts ou avec une ostéotomie.
- La raideur était augmentée sur les os avec ostéotomie lorsqu'une vis bicorticale occupait la position la plus périphérique sur la plaque versus une vis monocorticale.

Cette étude a permis de montrer la nécessité d'implanter des vis bicorticales dans les trous les plus périphériques d'une plaque vissée, de part et d'autre du foyer de fracture [17].

Même s'il existe quelques études relatives au nombre, à la position et au type d'implantation des vis, l'influence des vis sur la raideur du montage reste un sujet peu documenté. Il est possible de retenir certaines recommandations comme :

- l'utilisation d'au moins 3 ou 4 vis de part et d'autre du foyer de fracture [37] [40] [67]
- l'utilisation d'au moins 1 vis bicorticale en position la plus périphérique de part et d'autre du foyer de fracture [17]

#### **IV. Notions de biomécanique osseuse**

Les conditions mécaniques nécessaires au maintien de la stabilité d'une fracture sont assurées par les propriétés mécaniques de l'implant et de l'os, sur lequel il s'applique. La connaissance des propriétés mécaniques de l'os et des implants est donc primordiale dans le choix du traitement d'une fracture.

## 1. Définitions et généralités

### a. Principes de biomécanique

La biomécanique peut se définir comme l'étude des forces et de leur action sur la matière vivante. Une force peut être définie comme toute cause capable de modifier l'état de repos ou de mouvement d'un système matériel [34] [66]. Elle se détermine par :

- Son point d'application
- Sa direction et son sens
- Son intensité

La réponse mécanique de l'os à des forces peut-être décrite par un système quantitatif de relations entre les contraintes appliquées et les déformations résultantes [74] :

- La contrainte représente le rapport de la force appliquée par unité de surface, exprimée en  $N/m^2$
- La déformation correspond au rapport de l'allongement obtenu sur la longueur initiale.

Dans le domaine élastique, la déformation en un point est proportionnelle à la contrainte appliquée en ce point.

Les os et en particulier les os longs sont soumis à des forces physiologiques et à des forces non physiologiques [2] [34] [38] [39] [74].

- Les forces physiologiques :

L'activité physique induit trois types de forces :

- les forces externes dues aux poids du corps,
- les forces internes provoquées par les contractions musculaires
- les forces internes générées par les réactions entre les os.

Lors de l'appui du membre, la mise en charge produit une association de divers types de forces, en tension ou compression axiale, en torsion ou en flexion. Dans le

domaine élastique, ces forces produisent des contraintes modérées, pour lesquelles la déformation osseuse est complètement réversible lors de la levée de la mise en charge. Même si elles sont physiologiques ces contraintes doivent être prises en compte lors d'ostéosynthèse, car elles sollicitent et fatiguent l'implant. Elles influencent donc la durée de vie du montage.

- Les forces non physiologiques :

Ces forces se produisent dans des conditions inhabituelles comme par exemple lors d'accidents de la voie publique, de blessures par balle ou de chutes. Lors de ces traumatismes à haute énergie, les contraintes sont telles, qu'elles provoquent des déformations irréversibles, pouvant aller jusqu'au point de rupture de la structure, lors de fracture.

### **b. La torsion**

La torsion est la sollicitation subie par un corps soumis à l'action d'un couple de forces opposées, agissant dans des plans parallèles.

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

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

L'efficacité d'un couple dépend de la valeur  $F$  commune aux forces ( $F = F_1 = F_2$ ), de la distance des points d'application à l'axe sur lequel elles agissent.



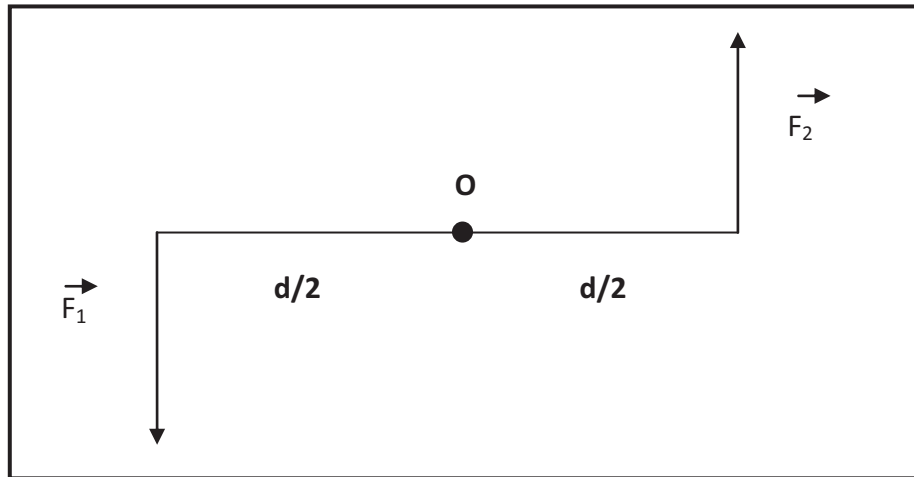


Figure 3 : Schéma d'un couple de forces

Le bras de levier, noté  $d$ , est la distance entre les deux points d'application des forces d'un couple. Ce bras de levier est orthogonal à l'axe d'action au point où agit le couple (point  $O$ ) (cf. figure 3).

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

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

Avec :

⇒  $M$  : moment du couple de forces (N.m)

⇒  $F$  : force  $F = F_1 = F_2$  (N)

⇒  $d$  : bras de levier (m)

Lors d'un traumatisme, des forces de torsion s'appliquent à l'os, lors d'une rotation du corps alors que le pied est fermement implanté au sol. Les muscles contribuent largement à ce type de force, car leurs insertions sont situées à distance de l'axe de rotation de l'os, qui correspond au centre de la cavité médullaire. Ainsi, les contractions musculaires se produisent avec un bras de levier égal à la distance entre le centre de la cavité médullaire et la zone d'insertion du muscle à la surface de l'os cortical. La force due à la contraction musculaire induit un moment de torsion (force x bras de levier) qui entraîne une déformation en torsion de la colonne osseuse. Ce moment est d'autant plus important que la ligne des forces musculaires est perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os, comme c'est le

cas avec les muscles ilios-psoas et le muscle rotateur externe de la hanche. Lorsque ceux-ci se contractent, ils induisent une rotation externe de la hanche pouvant provoquer une fracture proximale du fémur [39].

Les forces de torsion engendrent des contraintes de cisaillement réparties selon des plans perpendiculaires à l'axe longitudinal de l'os et des contraintes en traction et en compression, générées selon des plans obliques par rapport à l'axe longitudinal de l'os (cf. figure4) [39] [66] [74].

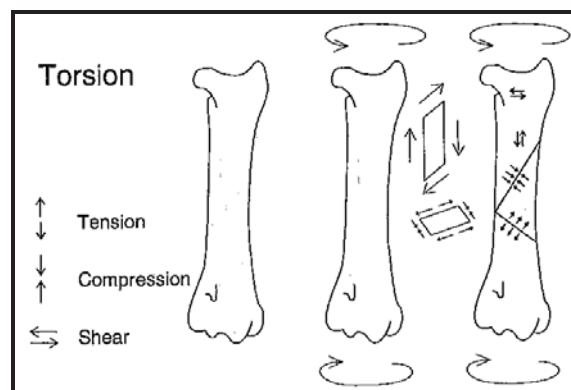


Figure 4 : Illustration représentant les contraintes s'exerçant sur l'os lors de torsion [39]

L'intérêt clinique de la compréhension des différents types de contraintes s'exerçant sur l'os est de mieux comprendre les caractéristiques morphologiques des fractures et de pouvoir adapter les propriétés mécaniques d'un implant aux contraintes s'exerçant sur l'os.

Les contraintes en torsion et en compression produisent une ligne de fracture qui forme une spirale autour de l'os. Lorsque la spirale fait un tour complet, l'os s'ouvre en créant une fracture de type spiroïde (cf. figure 5) [2] [39].

Lorsqu'une fracture transverse est traitée par un matériel d'ostéosynthèse instable en torsion, des contraintes de cisaillement peuvent générer une instabilité en rotation, favorisant un problème de retard de consolidation ou de non-union [39].



Figure 5: Illustration montrant la morphologie de la fracture produite par des forces en torsion, la ligne de fracture est en spirale [2].

Constamment, le tissu osseux est soumis à des contraintes de tous types et de toutes intensités. Dans la plupart des cas, l'os est capable d'y résister grâce aux deux propriétés mécaniques majeures de l'os, sa solidité et sa raideur.

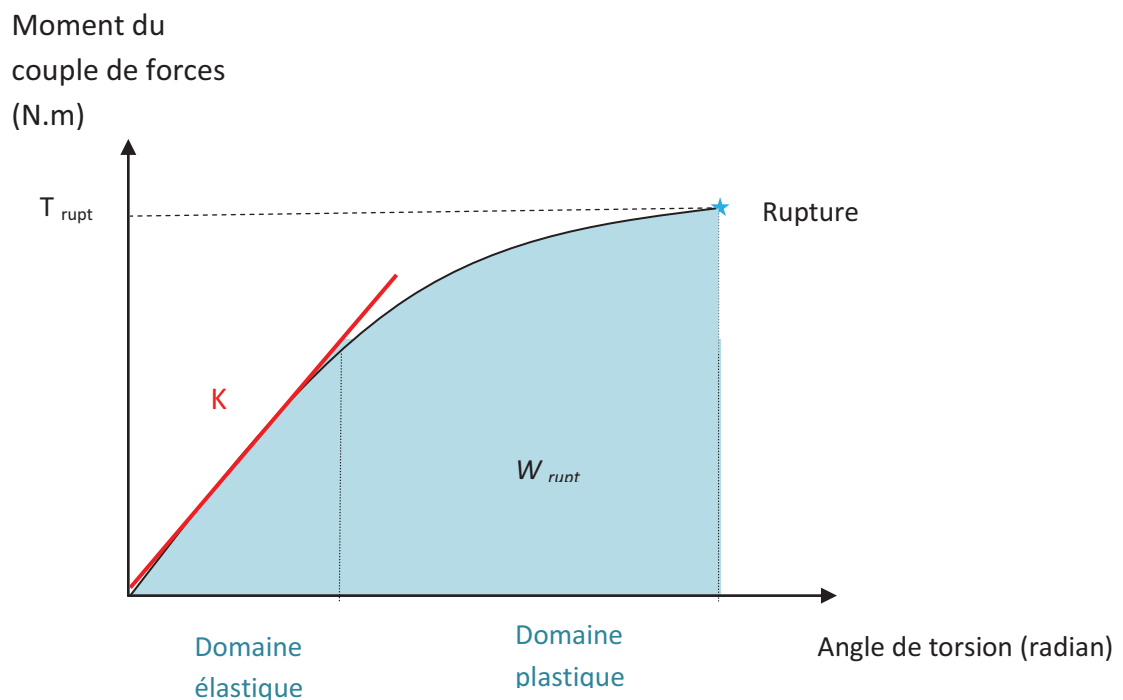
## 2. Courbe du moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion et raideur du montage

Lorsqu'une structure est soumise à une contrainte, celle-ci se déforme avant de se rompre. La courbe du moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion permet de définir certaines propriétés mécaniques d'une structure, qu'il s'agisse d'un os seul ou d'un os appareillé [38] [39]. Chacune des propriétés trouvées sont spécifiques d'une structure même si elles sont composées d'un même matériau. En effet, les propriétés structurelles d'un objet dépendent de sa composition matérielle mais aussi de ses dimensions [38] [39] [66].

La courbe du moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion montre que la structure étudiée réagit selon deux phases (cf. figure 6) [34] [38] [39] [57] [66] [74] :

- La première partie de la courbe est linéaire. Elle correspond à la phase de déformation élastique: quand l'action de la force cesse, la structure retrouve sa forme initiale, la déformation est réversible.

- La deuxième partie de la courbe n'est plus linéaire, elle correspond à la phase de déformation plastique: quand l'action de la force cesse, la structure ne peut plus retrouver sa forme initiale, la déformation est alors irréversible.
- Le point de passage d'une phase à l'autre correspond à la limite élastique
- Le point de rupture est le dernier point de la courbe : pour toute force d'intensité supérieure à celle de ce point, la structure se rompt.



$T_{rupt}$  : moment du couple de forces à la rupture

$K$  : raideur en torsion de la structure

$W_{rupt}$  : travail nécessaire à la rupture

**Figure 6: Courbe représentant le moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion**

La pente de la partie linéaire correspondant au domaine élastique correspond à la raideur en torsion  $K$  de la structure testée. L'angle de torsion est proportionnel au moment du couple de forces qui lui est appliqué et la relation entre le couple de forces et l'angle de torsion est donnée par l'équation suivante :

$$T = K \theta$$

Avec :

- ⇒ T : torsion appliquée à la structure (N.m)
- ⇒ K : raideur de la structure (N.m/rad)
- ⇒  $\theta$  : angle de torsion (radian)

### **3. Courbe de la contrainte en fonction de la déformation et module de rigidité**

Pour connaître les propriétés mécaniques d'un matériau, il faut s'affranchir de l'influence de la structure de l'échantillon testé. Les paramètres mécaniques doivent être pondérés par les caractéristiques géométriques du spécimen testé. La contrainte et la déformation permettent ainsi de caractériser les propriétés mécaniques propres au matériau et non au spécimen.

#### **a. Contrainte et déformation en cisaillement**

Lorsque la contrainte s'applique parallèlement à la surface du matériau elle produit une déformation en cisaillement (cf. figure 7).

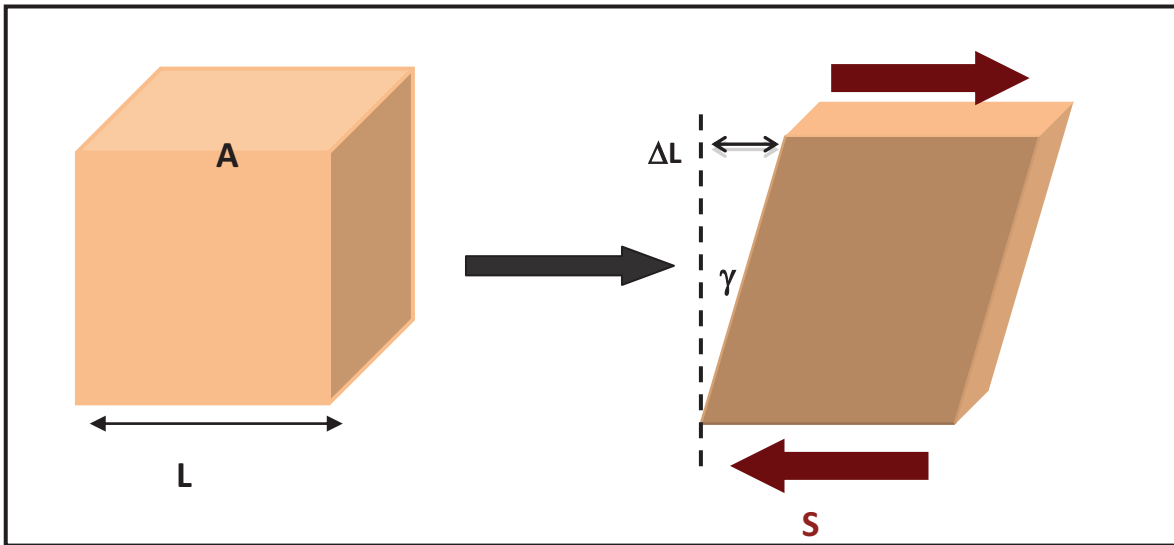


Figure 7: Contrainte et déformation en cisaillement

- La contrainte en cisaillement  $\tau$  est définie par [14] [15] [16] [38] [74] :

$$\tau = \frac{S}{A}$$

Avec :

- ⇒ S : la force de cisaillement appliquée (N)
- ⇒ A : la surface d'application ( $m^2$ )
- ⇒  $\tau$  : la contrainte en cisaillement ( $N/m^2$ )

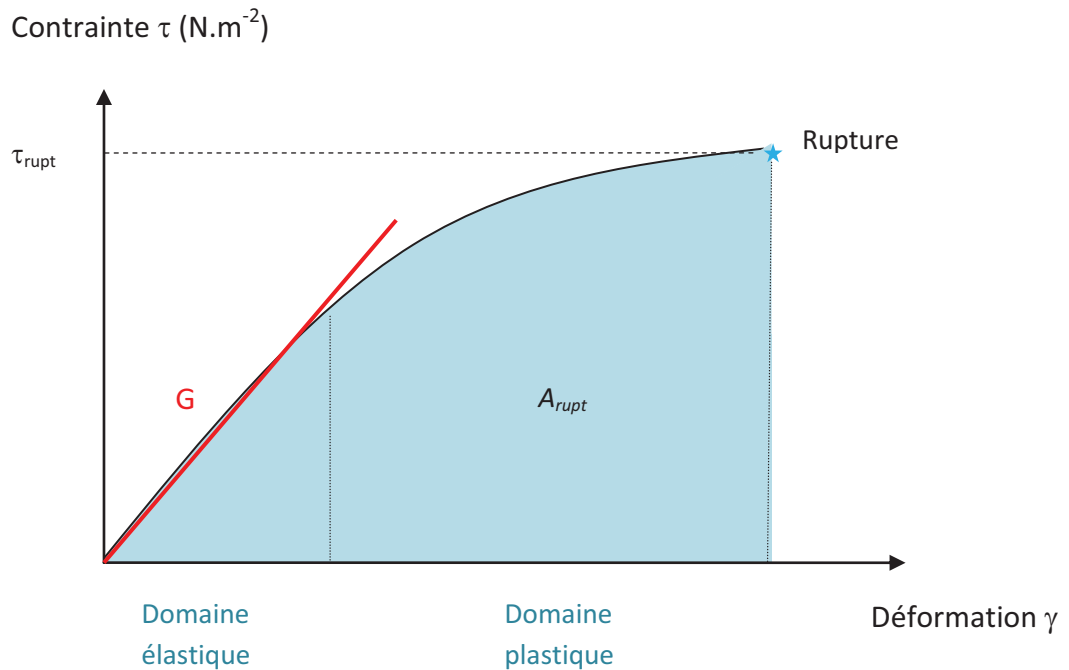
- La déformation élémentaire  $\gamma$  est définie par [13] [14] [16] [66] [73] :

$$\gamma = \frac{\Delta L}{L}$$

Avec :

- ⇒ L : la longueur initiale (m)
- ⇒  $\Delta L$  : la modification de longueur (m)
- ⇒  $\gamma$  : la déformation élémentaire en cisaillement (m/m)

## b. Le module de rigidité



$\tau_{rupt}$  : *moment du couple de forces à la rupture*

G : *module de Coulomb ou module de rigidité ou module de cisaillement*

$A_{rupt}$  : *énergie nécessaire à la rupture*

Figure 8: Courbe représentant les contraintes en cisaillement en fonction des déformations en cisaillement

La pente de la portion linéaire dans le domaine élastique correspond au module de Coulomb ou module de rigidité ou encore module de cisaillement. La relation entre le module de rigidité, la contrainte et la déformation en cisaillement est donnée par l'équation suivante (cf. figure 8):

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

Avec :

$\Rightarrow \gamma$  : déformation (sans unité)

$\Rightarrow G$  : module de Coulomb ou module de rigidité ou module de cisaillement ( $\text{N.m}^{-2}$ )

$\Rightarrow \tau$  : contrainte ( $\text{N.m}^{-2}$ )

Il existe une relation entre le module de Young E ou module d'élasticité et le module de Coulomb G [13] [16]:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

Avec :

⇒ G : module de Coulomb ou module de rigidité (N.m<sup>-2</sup>)

⇒ E : module de Young ou module d'élasticité (N.m<sup>-2</sup>)

⇒ ν: coefficient de poisson

### c. Le moment polaire d'inertie

Le moment polaire d'inertie J représente la distribution du matériau autour de l'axe central de torsion de la structure considérée. Le moment polaire d'inertie intervient dans la capacité à résister aux forces de torsion. Plus la masse du matériau est importante, plus le matériau se trouve éloigné de l'axe central de rotation, plus le moment polaire d'inertie augmente. Ceci est vrai pour les cylindres, à section circulaire [16].

Le moment polaire d'inertie est défini par [14] :

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

Avec

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

⇒ S : l'aire de la surface transversale du cylindre (m<sup>2</sup>)

⇒ J : le moment polaire d'inertie (m<sup>4</sup>)



Le moment polaire d'inertie est défini par les relations suivantes (cf. figure 9) :

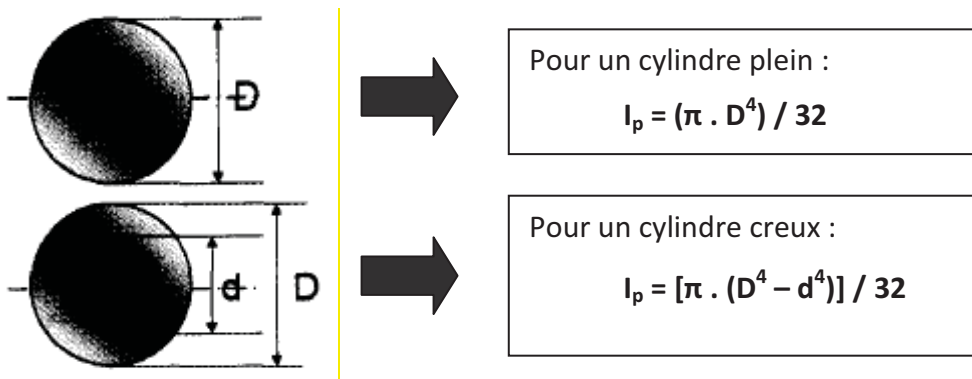


Figure 9 : Expressions du moment polaire d'inertie [14]

La contrainte en cisaillement  $\tau$  est reliée au couple de torsion  $T$  par la relation :

$$\tau = \frac{T r}{J}$$

Avec :

- ⇒  $\tau$  est la contrainte en cisaillement en ( $\text{N}/\text{m}^2$ )
- ⇒  $T$  est le couple de torsion en ( $\text{N}\cdot\text{m}$ )
- ⇒  $r$  est le rayon de l'échantillon cylindrique en ( $\text{m}$ )
- ⇒  $J$  est le moment polaire d'inertie du spécimen ( $\text{m}^4$ )

#### **d. Déformation en torsion et module de rigidité**

Si l'os est assimilé à un cylindre creux, de longueur  $L$ , de rayon  $r$ , constitué d'un matériau de module d'élasticité  $E$  et de coefficient de Poisson  $\nu$ , l'application d'un couple de torsion  $T$  entraîne (cf. figure 10) :

- Une déformation de surface, hélicoïdale, d'une inclinaison d'un angle  $\gamma$  par rapport à l'axe longitudinal
- La rotation d'une surface transversale par rapport à l'autre d'un angle  $\theta$

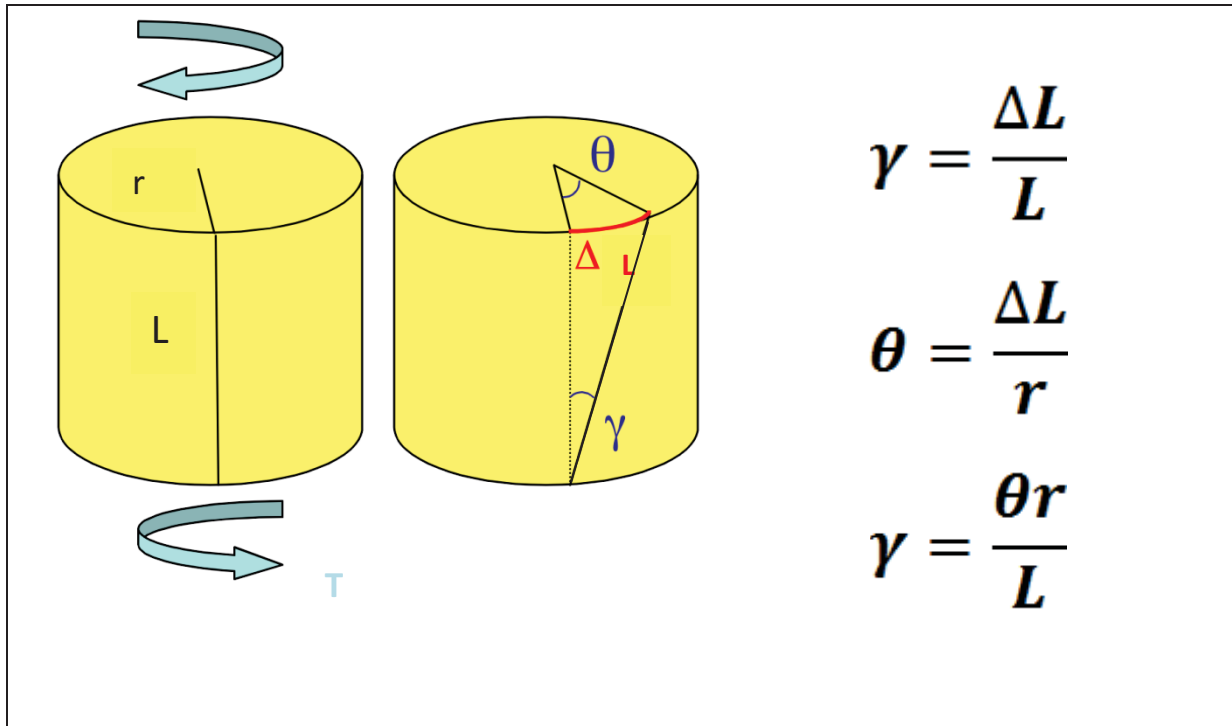


Figure 10 : Relation entre la déformation en cisaillement  $\gamma$  et la déformation en torsion  $\theta$  [14]

Avec :

- ⇒  $T$  : Couple de torsion
- ⇒  $r$  : Rayon du cylindre
- ⇒  $L$  : Longueur du cylindre
- ⇒  $\theta$  : Déformation en torsion
- ⇒  $\gamma$  : Déformation en cisaillement
- ⇒  $\Delta L$  : Déplacement lié à la torsion et au cisaillement

Grâce à la relation entre la déformation en cisaillement  $\gamma$  et la déformation en torsion  $\theta$  (cf. figure 10), le module de rigidité est égal à :

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

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

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

- $E$  : le module de Young ou d'élasticité
- $\nu$  : le coefficient de Poisson
- $G$  : le module de rigidité ou de cisaillement

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

## Partie 2 : Etude expérimentale

### I. Problématique et objectifs de l'étude

Lors de montage clou-plaque comme traitement d'une fracture comminutive médio-diaphysaire fémorale, des vis bicorticales sont insérées dans les métaphyses fémorales proximale et distale. La présence du clou centro-médullaire impose de trouver la bonne angulation permettant l'insertion de ces vis bicorticales sans entrer en conflit avec le clou. Des vis monocorticales peuvent être mises en place lors d'encombrement trop important par le clou, généralement en regard de la diaphyse fémorale [65]. Certains auteurs ont recommandé un minimum de 3 vis monocorticales et 1 vis bicorticale de part et d'autre de la fracture [40]. Il semblerait qu'un nombre inférieur de vis soit associé à une cicatrisation osseuse sans complication [67]. L'utilisation d'un clou centromédullaire d'un diamètre de 35 à 40% du diamètre médullaire a été suggéré pour obtenir une raideur du site fracturaire nécessaire à sa cicatrisation, tout en permettant la mise en place de vis bicorticales sans interférences avec le clou [37]. Le diamètre du clou peut être modulé, jusqu'à 50% du diamètre médullaire, en fonction du degré de comminution de la fracture. En revanche, lors de l'utilisation d'un clou de fort diamètre, celui-ci peut gêner la mise en place de vis bicorticales, ce qui implique le recours à une fixation exclusivement par des vis monocorticales.

Dans la littérature, peu d'études biomécaniques, chez l'homme comme chez le chien, sont consacrées aux différents types d'implantation des vis sur un montage combiné clou-plaque VCP. Parmi ces études, la torsion dynamique a été très peu utilisée par rapport à la flexion ou à la compression, alors qu'elle génère des forces de cisaillement, jouant un rôle majeur dans la rupture des montages d'ostéosynthèse. Aucune recommandation précise n'a été proposée sur le nombre, la position et l'implantation des vis sur ce type de montage.

Cette étude avait pour objectif de tester l'influence de différents types d'implantation de vis sur la raideur en torsion de montages associant un clou centro-médullaire et une plaque

VCP, sur un modèle de fracture comminutive fémorale. L'influence de l'application d'une torsion dynamique sur la raideur en torsion des différents montages a également été étudiée.

Cette étude s'inscrit dans une volonté de mieux comprendre la biomécanique des montages clou-plaque VCP, afin de permettre l'élaboration de recommandations pour optimiser la fixation des fractures comminutives médio-diaphysaires fémorales.

## **II. Matériels et méthodes**

### **1. Les échantillons**

#### **a. Prélèvement des échantillons et conservation**

L'étude a été réalisée sur des fémurs de chiens adultes de race Beagle. Les fémurs ont été prélevés sur des cadavres frais et nettoyés pour éliminer un maximum des attaches musculaires et capsulaires qui s'y insèrent.

Les fémurs ont été conservés par congélation à -24°C jusqu'au jour du test. L'hydratation des os, au cours de la congélation, a été maintenue par des compresses imbibées d'une solution saline de chlorure de sodium isotonique (Versol® NaCl 0.9%) au contact de l'os, le tout entouré d'une alèse elle-même imbibée de la même solution.

Les fémurs ont été décongelés juste avant leur utilisation à température ambiante et ont été maintenus hydratés en permanence, à l'aide de compresses imbibées de solution saline de chlorure de sodium isotonique, pendant toute la préparation et jusqu'à l'achèvement des tests biomécaniques. La température du laboratoire a été maintenue à 21°C par un climatiseur.

### **b. Critères d'inclusion des fémurs dans l'étude**

Un ensemble de critères a été contrôlé afin de vérifier l'homogénéité des différents échantillons et d'exclure les fémurs dont les propriétés mécaniques pouvaient être altérées. Les critères d'inclusion des fémurs retenus dans l'étude ont été :

- une longueur totale (du sommet du grand trochanter à l'extrémité des condyles) comprise entre 11 et 13 cm.
- un diamètre de la cavité médullaire d'environ 6 mm en regard de l'isthme fémoral.
- une fermeture complète des cartilages de conjugaison.
- une absence de signe radiographique d'affection osseuse.

Ces critères ont été évalués par des radiographies préliminaires selon deux incidences crânio-caudale et latéro-médiale (cf. figure 11). Les mesures morphologiques ont été effectuées sur des radiographies crânio-caudales, selon un protocole précédemment décrit [59]. L'axe médullaire du fémur est l'axe passant par le milieu de la cavité médullaire en regard de la moitié et du quart proximal du fémur. La longueur fémorale est la distance entre la perpendiculaire à l'axe médullaire fémoral passant par le sommet du grand trochanter et la perpendiculaire à l'axe médullaire fémoral passant par l'extrémité la plus distale des condyles. Le diamètre médullaire en regard de l'isthme fémoral est la zone la plus étroite de la diaphyse fémorale perpendiculaire à l'axe médullaire fémoral (cf. figure 11 et 12).



Figure 11: Incidences crânio-caudale (à gauche) et latéro-médiale (à droite) d'une paire de fémur

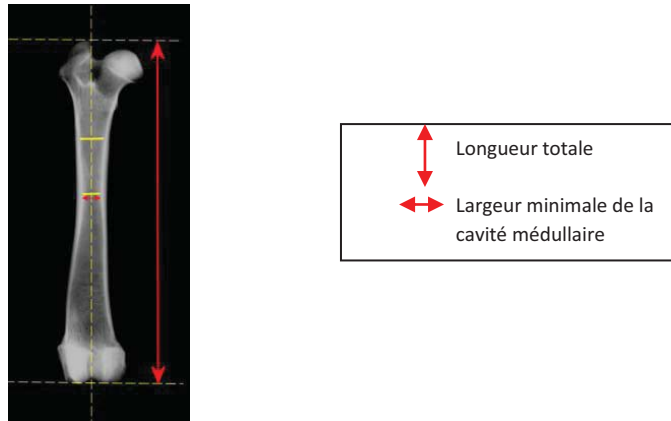


Figure 12: Radiographie montrant les points de repère et les mesures morphologiques du fémur n° 7

Quatre fémurs ont été exclus de l'étude pour défaut de fermeture des cartilages de conjugaison.

## 2. Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse

Seuls les fémurs droits ont été conservés pour l'étude en torsion dynamique.

### a. Enclouage

Les os intacts ont été encloués de manière normograde, depuis la fosse trochantérienne jusqu'à l'épiphyse distale fémorale, avec un clou centromédullaire de Steinmann de section ronde et à pointe pyramidale. Le diamètre de la section du clou a été choisi afin d'occuper 50% de la cavité médullaire en regard de son diamètre minimal mesuré sur les radiographies des fémurs. Des clous de 3 mm de diamètre ont été sélectionnés afin de garantir une raideur optimale du montage et de reproduire une situation clinique pour laquelle l'implantation bicorticale des vis peut poser un problème [37] [40].

### b. Ostectomie et mise en place de la plaque

Une plaque VCP (Veterinary Cuttable Plate SYNTHES®) pour vis de 2,0 et 2,7 mm comportant 13 trous a été modelée sur la face latérale du fémur. Dans l'étude, les vis ont été

numérotées de 1 à 6 de la partie proximale vers la partie distale (seuls 6 trous de vis ont été utilisés). Les trous de vis n°1 à n°6 du montage clou-plaque ont été percés sans mettre en place les vis.

Le site d'ostectomie, centré au milieu de la plaque, a été repéré par marquage sur l'os. Le modèle de fracture médio-diaphysaire a été créé par la formation d'une perte de substance médio-diaphysaire en pratiquant une ostectomie fémorale de 12 mm à l'aide d'une scie à os.

La plaque a été mise en place ainsi que l'intégralité des vis (6 vis de 2 mm auto-taraudantes), qui sont toutes orientées caudalement par rapport à l'axe longitudinal du clou. Deux modèles de vis ont été utilisés :

- des vis auto-taraudantes de 2,0 mm de diamètre et 6 mm de longueur (SYNTHES®) pour l'implantation monocorticale
- des vis auto-taraudantes de 2,0 mm de diamètre et de 20 mm de longueur pour l'implantation bicorticale.

Toutes les vis ont été serrées à l'aide d'un tournevis équipé d'un limiteur de couple, fixé à 0.3 N.m (TORQUELEADER Minor FH®) afin de standardiser l'intensité de serrage des vis.

### **c. Configurations des montages testés**

Les 3 types de montage ont été testés successivement sur un même fémur, le n°1 en premier puis le n°2 et enfin le n°3 (cf. tableau 8 et figure 13).

N°montage	Vis n°1	Vis n°2	Vis n°3	Vis n°4	Vis n°5	Vis n°6
1	Bi	Bi	Mono	Mono	Bi	Bi
2	Bi	Mono	Mono	Mono	Mono	Bi
3	Mono	Mono	Mono	Mono	Mono	Mono

**Tableau 8: Description du type d'implantation des vis dans les 3 montages testés**



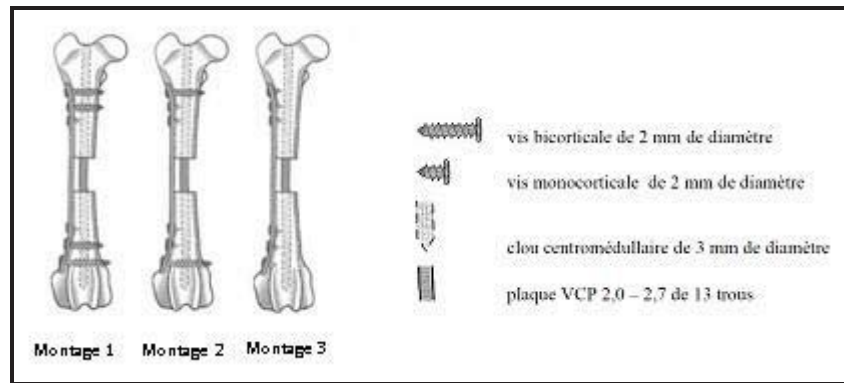


Figure 13: Représentation graphique des différents montages testés [60] [78]

Concernant les vis pour lesquelles une implantation mono- ou bicorticale est possible (vis 1, 2, 5 et 6), le trou de vis a été percé directement de façon bicorticale, même si la vis était mise en place de façon monocorticale dans les premières étapes du test. Cette précaution évitait de léser le pas de vis de la première corticale lors d'une percée ultérieure de la deuxième corticale pour mettre en place la vis bicorticale.

### 3. Inclusion des fémurs dans la résine et axe de torsion

La mise en place des fémurs sur le banc de torsion a nécessité l'inclusion des extrémités proximale et distale des fémurs dans de la résine polyuréthane (RENSHAPE™ Rencast FC52® polyol et isocyanate).

Avant l'inclusion, deux broches de 1.2 mm de diamètre ont été posées en croix dans chaque épiphyse, perpendiculairement au grand axe de l'os, afin d'améliorer l'ancrage de l'os dans la résine.

L'axe de torsion choisi était l'axe du clou centromédullaire, correspondant à l'axe longitudinal du fémur. Ce choix permettait d'obtenir quasi-exclusivement des contraintes de torsion, en minimisant les contraintes de flexion et compression liées à la morphologie cylindrique irrégulière de l'os fémoral [78].

Le clou centromédullaire a été mis en place puis coupé en le laissant dépasser d'une dizaine de centimètres en zone proximale. L'inclusion a été réalisée grâce à une potence

spécialement conçue à cet effet. Cette potence comprenait à sa base, un coffrage démontable qui permettait de réaliser l'inclusion, et en région proximal, un couvercle sur lequel était fixé un mandrin fixant le clou. L'os était ainsi maintenu de façon à positionner les condyles fémoraux dans le coffrage pour être inclus, en maintenant le fémur de telle sorte que le clou soit parfaitement vertical et centré dans la potence. Ainsi, l'axe de rotation se trouvait être perpendiculaire au plan de la coulée de résine et centré dans le bloc de résine (cf. figure 14).

Un agent de démoulage siliconé en spray DEM 40<sup>TM</sup> a été utilisé préalablement à l'inclusion pour faciliter le retrait du coffrage.

Une fois l'os positionné, l'inclusion a été effectuée selon deux étapes successives. Dans un premier temps, les condyles fémoraux ont été entièrement immergés dans la résine en prenant soin de ne pas inclure les extrémités de la plaque.

Après 20 min, une fois la résine solidifiée, le fémur ainsi inclus a été retiré du coffrage. Le clou a été raccourci de manière à ne pas dépasser de la fosse sous-trochantérienne. Le bloc de résine a ensuite été retourné et fixé sur la partie haute de la potence de manière à placer la partie proximale du fémur dans le coffrage. La deuxième inclusion pouvait alors être réalisée.

Ces deux étapes ont permis d'obtenir l'inclusion des zones proximale et distale des fémurs, en positionnant l'axe du clou au centre des deux blocs de résine (cf. figure 14). La résine a ensuite été laissée environ douze heures pour qu'elle acquière sa solidité maximale, tout en maintenant l'hydratation de l'os.

Les deux socles en résine contenant les épiphyses fémorales ont été placés dans deux pièces d'encastrement métalliques fabriquées sur mesure. Deux trous ont ensuite été forés dans chaque bloc de résine afin d'accueillir deux tiges métalliques filetées, permettant la fixation rigide des socles de résine sur le banc de torsion.

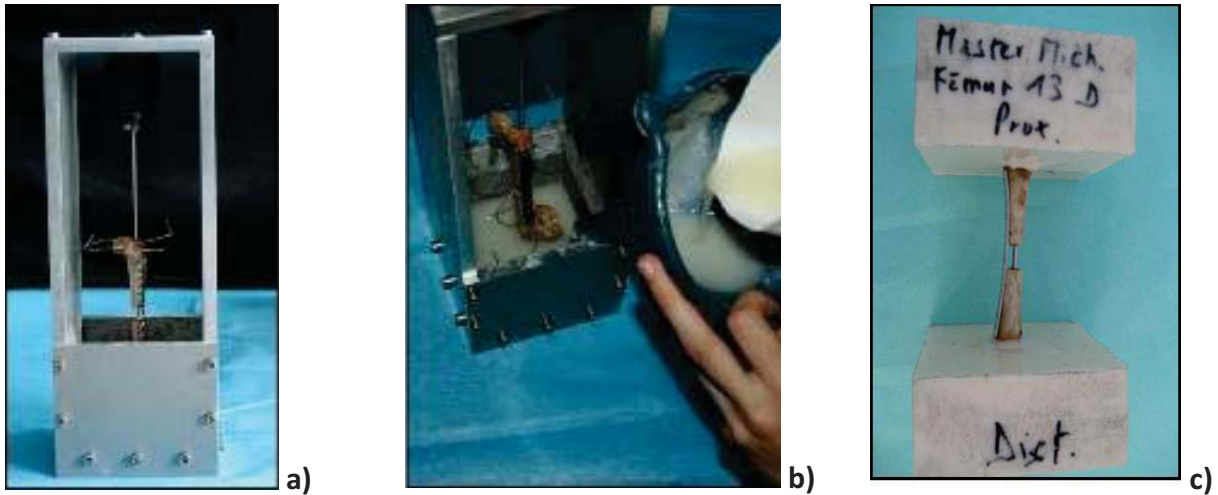


Figure 14: Photographies du dispositif d'inclusion des fémurs a) inclusion des condyles fémoraux, b) fémur dans la potence prêt pour l'inclusion distale, c) fémur après la double inclusion [77]

#### 4. Dispositifs de torsion et de mesure

##### a. Dispositif de torsion

Une configuration encadrée-guignée de l'os a été choisie pour les essais. Le montage a été soumis à une torsion statique et dynamique, grâce à une machine INSTRON™ ElectroPuls E1000® pilotée en déplacement. Celle-ci possède une capacité dynamique de  $\pm 1$  kN, une capacité statique de  $\pm 710$  N, une course de 60 mm, une plage de fréquence étendue jusqu'à 200 Hz. Elle est dotée d'un capteur de force Dynacell™. Cette machine possède un système de pilotage numérique par un ordinateur PC dédié.

La force exercée par la machine a été transmise à une barre de liaison en acier. Un assemblage de 2 liaisons glissières, permettait un mouvement dans les 2 directions du plan horizontal et une rotule, a été interposé entre la presse et la barre de liaison. La barre de liaison était reliée à l'encastrement de l'os par un roulement combiné (roulement radial et axial) (cf. figures 15 et 16). Le guidage a donc été réalisé par une liaison pivot-glissant permettant d'appliquer un couple de torsion extérieur sans couplage en traction-compression. La force exercée par la machine a ainsi été convertie en moment de torsion, appliqué autour de l'axe passant par le clou centromédullaire. Ce système est isostatique, ce

qui garantit le fonctionnement du dispositif et la constance du couple appliqué (cf. figures 15 et 16).

Le montage d'ostéosynthèse a été positionné de telle sorte que l'axe du clou centromédullaire soit confondu avec l'axe de la liaison guidée, située à l'extrémité mobile du dispositif (cf. figures 15 et 16).

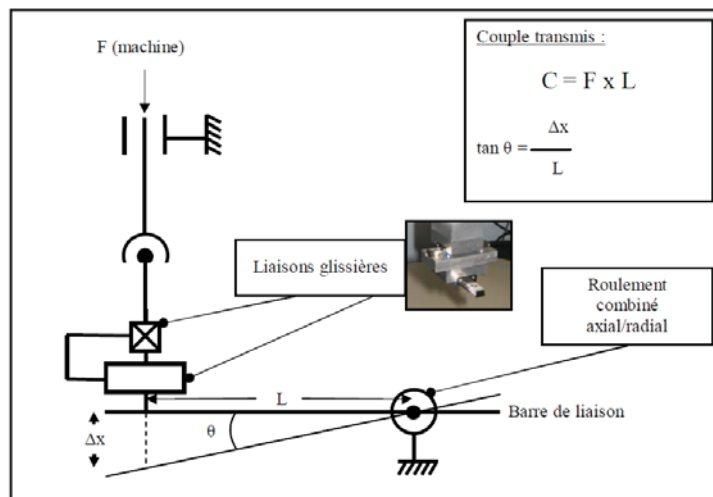


Figure 15: Représentation schématique du dispositif isostatique de torsion dynamique et statique [77]

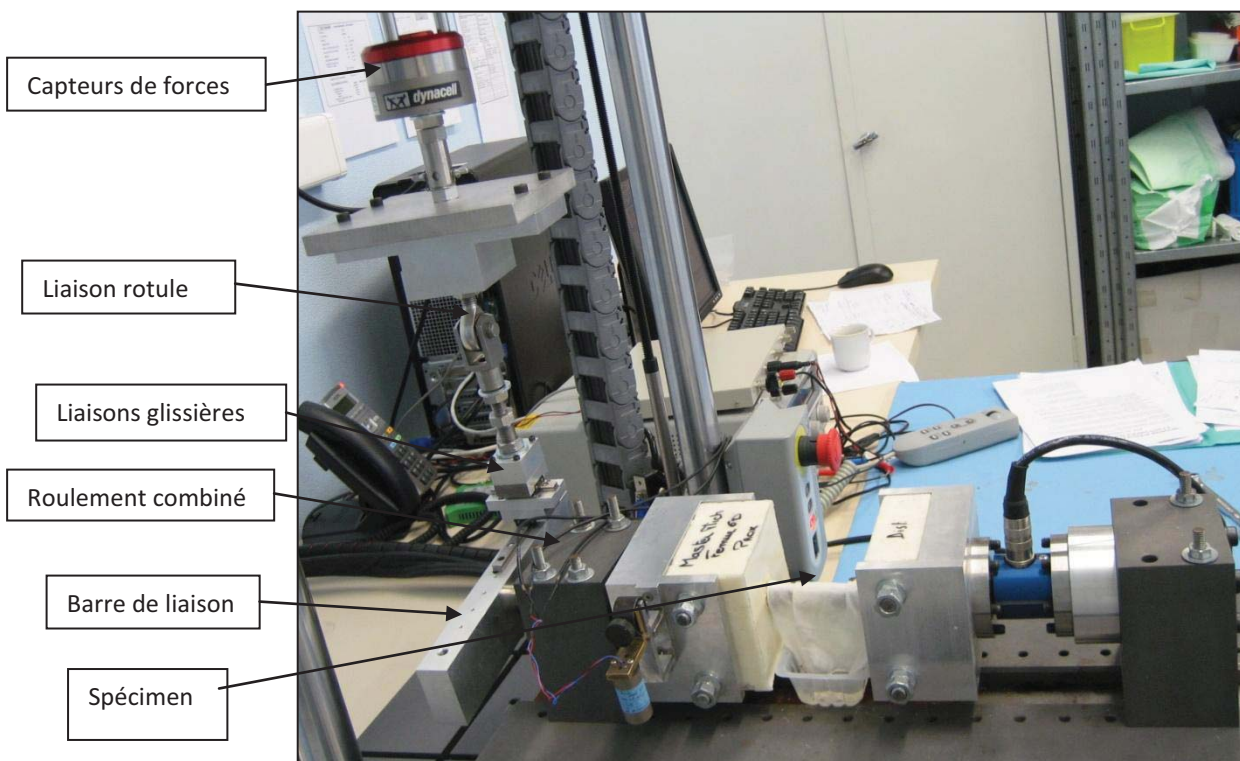


Figure 16: Dispositif isostatique de torsion dynamique et statique

### **b. Dispositif de mesure**

L'effort  $F$  a été mesuré par le capteur de force de la machine (INSTRON™ Dynacell® 2527-130). Il possède une capacité de 1 kN et une sensibilité de 0,5% entre 1% et 100% de sa capacité. Il a été utilisé lors des mises en charge quasi-statiques uniquement.

Le déplacement vertical  $\Delta x$  de la traverse a été mesuré grâce au capteur de la machine lors des mises en charge quasi-statiques uniquement.

Le couple  $C$  exercé sur les fémurs a été mesuré grâce à un couplemètre non rotatif (SCAIME™ DF30). Celui-ci possède une étendue de mesure de +/- 10 N.m, une précision de 0,2% et une sortie en tension. Il a été utilisé lors des mises en charge quasi-statiques et dynamiques. Le signal de sortie a été amplifié et filtré par un conditionneur de signal analogique (SCAIME™ CPJ®) (cf. figures 17 et 18). Ce-dernier possède une classe de précision de 0,05% et est équipé d'un filtre passe-bas à 10 Hz. Le conditionneur, alimenté par une alimentation de laboratoire à 24V délivrait une tension de 10 V au couplemètre.

Un inclinomètre (capteur d'inclinaison sans contact TME™ PMPS 20L) a été utilisé pour mesurer la rotation de la partie mobile du spécimen testé lors de l'application du moment de torsion. Il possède une étendue de mesure de +/- 20° et une sortie en tension. Il a été utilisé lors des mises en charge quasi-statiques et dynamiques. Il a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 8V (cf. figures 17 et 18).

Les données issues des capteurs extérieurs à la machine - c'est-à-dire le couplemètre via le conditionneur et l'inclinomètre -ont été traitées par un système d'acquisition (KYOWA™ PCD-320A) qui permettait de mesurer une variation de tension (cf. figure 18). Celui-ci a été synchronisé à la machine INSTRON™ grâce à une sortie numérique 0 - 5 V.

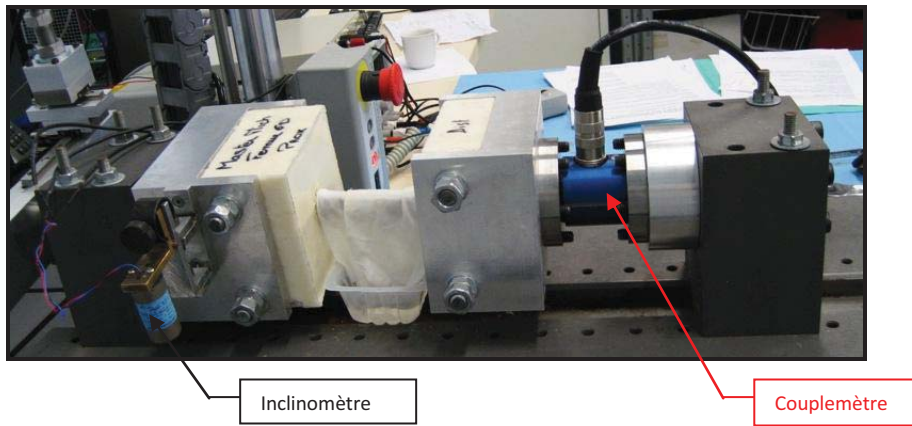


Figure 17: Dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion

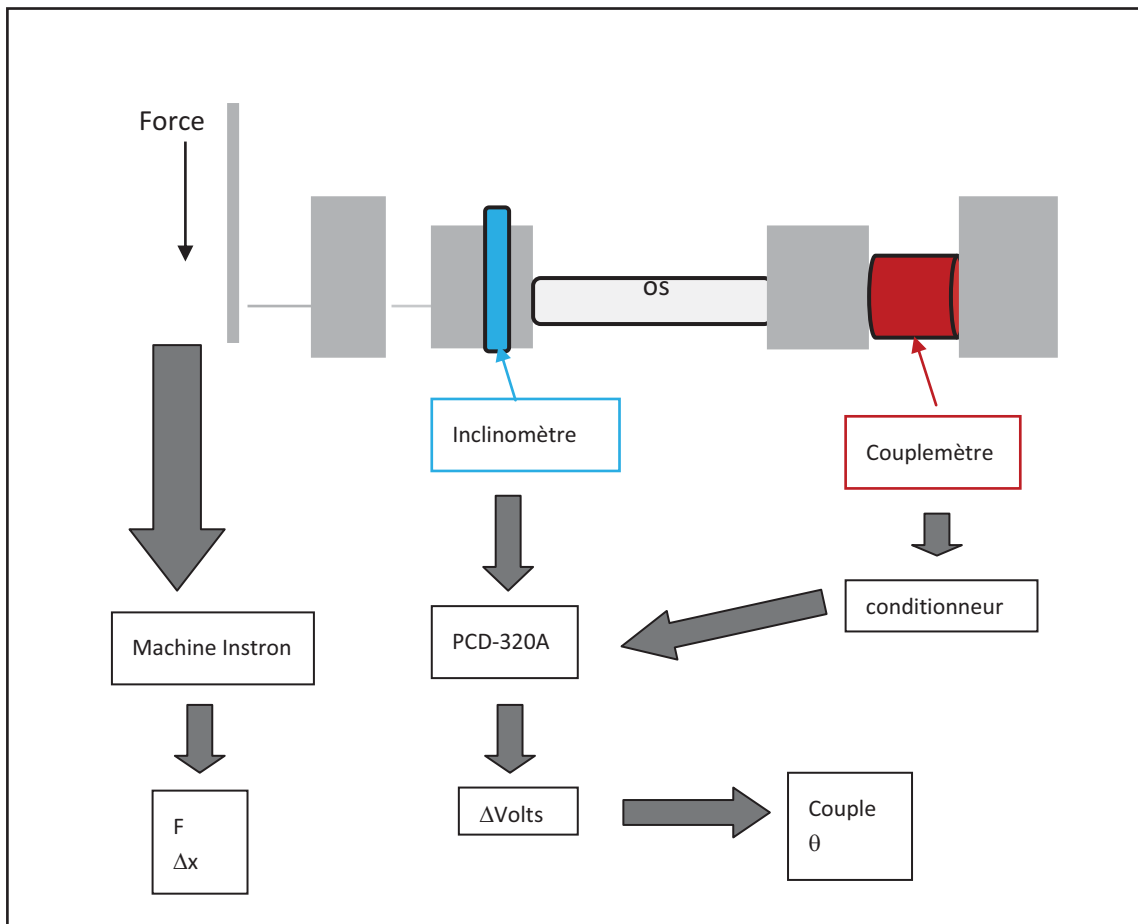


Figure 18: Schéma du dispositif de mesure du couple et de l'angle de torsion

## 5. Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

### a. Étalonnage du couplemètre

Le couplemètre a été étalonné en mesurant la tension de sortie obtenue en lui appliquant différents couples connus. Pour cela, une pièce a été conçue et fixée sur le couplemètre. La géométrie de cette barre métallique a permis d'y poser des poids variables, à une distance connue du centre de la pièce (cf. figure 19). Le couple appliqué sur le couplemètre a ainsi été facilement calculé par l'équation suivante :

$$C = F \times \left( L + \frac{d}{2} \right) = m \times g \times \left( L + \frac{d}{2} \right)$$

Où :

- ⇒ C : couple appliqué (N.m)
- ⇒ m : masse posée sur la barre (kg)
- ⇒ g : accélération de la gravité ( $9,81 \text{ m.s}^{-2}$ )
- ⇒ L : longueur depuis le centre de la barre jusqu'au décrochement ( $74,2 \cdot 10^{-2} \text{ m}$ )
- ⇒ D : diamètre du poids posé sur la barre (m)

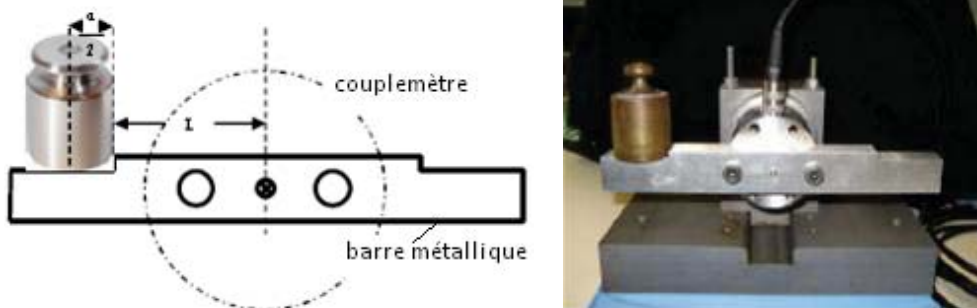


Figure 19: Dispositif d'étalonnage du couplemètre, a) schéma, b) photographie

### b. Etalonnage de l'inclinomètre

L'inclinomètre a été étalonné en mesurant la tension de sortie obtenue en le positionnant selon différents angles connus. Pour cela, différents angles ont été reportés sur une feuille de papier, et l'inclinomètre a été positionné en fonction de ces angles.

### c. Tests sur des matériaux non biologiques

Plusieurs tests en torsion statique ont été effectués en utilisant successivement comme poutre, des tubes de différents matériaux, de diamètre et de longueur connus (cf. tableau 9 et figure 20).

Matériau de la poutre	Longueur utile (mm)	Diamètre externe (mm)	Diamètre interne (mm)	Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Aluminium (cylindre creux)	105	6	5	69 000	0,33
Laiton (cylindre creux)	124	4	3	103 590 (calculé par test de flexion 3 points)	0,35

Tableau 9: Caractéristiques des poutres utilisées pour les tests préliminaires

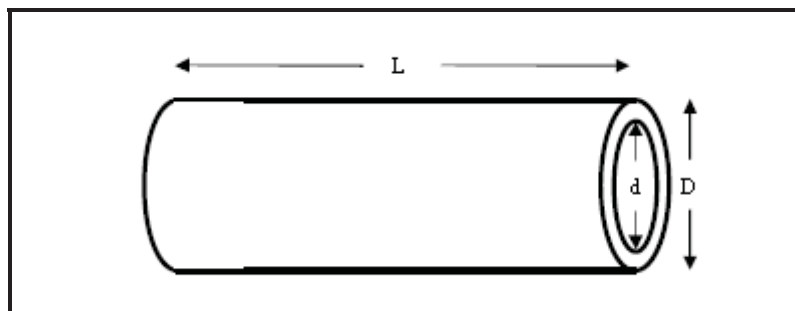


Figure 20: Représentation graphique des cotes des poutres utilisées



La raideur théorique des éprouvettes testées a été calculée par l'équation suivante :

$$K = \frac{G \times I_0}{L} = \frac{\pi \times G \times (D^4 - d^4)}{2 \times L} \quad \text{Et :} \quad G = \frac{E}{2 \times (1 + \nu)}$$

Où :

- ⇒ K : raideur en torsion du dispositif (N.m/rad)
- ⇒ G : module de rigidité ou module de coulomb (N.m<sup>-2</sup>)
- ⇒ I<sub>0</sub> : moment quadratique polaire (m<sup>4</sup>)
- ⇒ L : longueur du tube (m)
- ⇒ D : diamètre externe du tube (mm)
- ⇒ d : diamètre interne du tube (mm)
- ⇒ E : module d'élasticité ou module de Young (N.m<sup>-2</sup>)
- ⇒ ν : coefficient de poisson

La comparaison de la raideur calculée et de la raideur mesurée a permis la validation du banc de torsion.

La raideur en torsion mesurée a été obtenue en calculant la pente de la partie linéaire de la courbe du couple en fonction de l'angle de torsion.

## 6. Mise en charge des montages clou-plaque

### a. Sollicitations appliquées aux montages clou-plaque

Les montages ont été soumis :

- à une torsion quasi-statique selon une vitesse de déplacement de 2,7 mm/mn correspondant à une vitesse angulaire de rotation inférieure à 2°/mn jusqu'à un angle maximal de 10°

- et à une torsion dynamique lente, d'une fréquence de 2 Hz, grâce à une machine INSTRON™ ElectroPuls E1000®

Tous les montages ont été testés dans un sens de torsion quasi-statique horaire.

La machine a été pilotée en déplacement grâce au logiciel INSTRON™ Console® et la méthode définissant les sollicitations a été programmée à l'aide du logiciel INSTRON™ WaveMatrix®. Avant chaque essai, la force exercée par la machine a été tarée ; l'angle initial et le couple initial ont été réglés respectivement à 0° et 0 N.m.

Le protocole global comprenait : (cf. figure 21 et tableau 10):

- Un précyclage de 10 cycles suivi d'une phase de plateau de 5 s
- Une première mise en charge en torsion quasi-statique qui permettait l'obtention d'une première courbe du couple en fonction de l'angle de torsion
- Une mise en charge en torsion dynamique de 100 cycles suivie d'une phase de plateau de 5 s
- Une mise en charge en torsion quasi-statique
- Une mise en charge en torsion dynamique de 1000 cycles suivie d'une phase de plateau de 5 s
- Une mise en charge en torsion quasi-statique
- Une dernière mise en charge en torsion dynamique de 5000 cycles suivie d'une phase de plateau de 5 s
- Une mise en charge en torsion quasi-statique finale

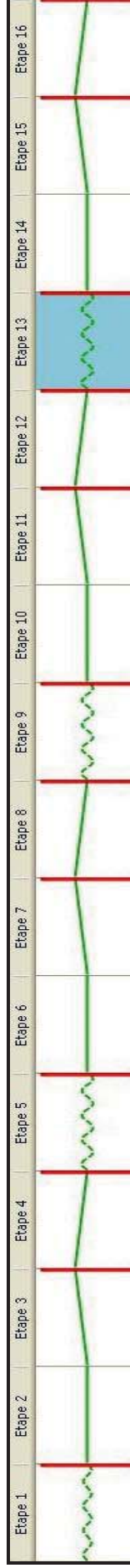


Figure 21 : Résumé des sollicitations successives appliquées sur les montages lors d'un essai

Etapes	1	2, 6, 10, 14	3, 7, 11, 15	4, 8, 12, 16	5	9	13
Description	Précyclage (10 cycles)	Plateau	Charge en torsion quasi-statique	Décharge en torsion quasi-statique	Torsion dynamique		
					100 cycles	1000 cycles	5000 cycles

Tableau 10 : Description des sollicitations successives appliquées sur les montages lors d'un essai

La courbe de mise en charge en torsion dynamique est une sinusoïde sans précharge, (cf. figure 22).

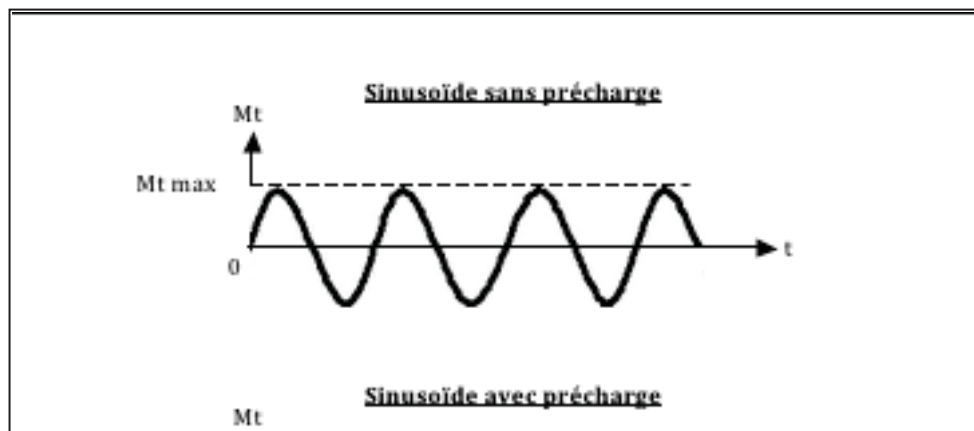


Figure 22: Représentation graphique de la courbe du moment de torsion en fonction du temps, correspondant aux mises en charge en torsion dynamique des montages

A la fin de chaque essai, le serrage des vis a été vérifié à l'aide d'un tournevis équipé du limiteur de couple réglé à 0,3 N.m. Tout desserrage des vis au cours de l'essai a été consigné.

**b. Calcul de la raideur en torsion quasi-statique des montages clou-plaque et mesure du couple correspondant à un angle de torsion de 10°**

La raideur en torsion du montage a été calculée à partir de la courbe du couple en fonction de l'angle de torsion obtenue lors des phases 3, 7, 11 et 15 (cf. figure 22) c'est-à-dire après les différentes phases de cyclage dynamique.

Le couple correspondant à l'angle maximal de rotation de 10°, fixé comme limite en déplacement a été mesuré et consigné.

**c. Analyse statistique des résultats**

L'analyse statistique des résultats a été réalisée avec le logiciel SYSTAT 12TM. Elle a consisté en une comparaison multiple par ANOVA des raideurs et des couples en torsion, pour un angle de torsion de 10°, en fonction des types de montage, des fémurs et des torsions quasi-

statiques successives. Un post hoc test de Tukey a été réalisé en cas de détection de différences significatives par l'ANOVA. Le seuil de significativité a été fixé à 0,05 ( $p < 0,05$ ).

### III. Résultats

#### 1. Morphologie des fémurs utilisés pour l'étude

Les caractéristiques morphologiques des fémurs retenus ont été regroupées dans le tableau 11.

N°fémur	1	2	3	4	5	6	7	8	Moyenne
Sexe	F	F	F	F	F	F	F	F	/
Longueur totale (mm)	121	129	118	120	119	125	127	121	122,5±4,0
Diamètre médullaire isthme (mm)	6	6	6	6	5	7	6	5	5,9±0,6

Tableau 11: Caractéristiques morphologiques des fémurs testés

#### 2. Étalonnage du couplemètre

Les données des couples appliqués en fonction des différents poids testés et les tensions de sortie du couplemètre obtenues lors des tests d'étalonnage ont été regroupées dans le tableau 12.

	Masse (kg)	Poids (N)	Diamètre d (m)	Calcul de C (N.m)	Tension lue (mV)
	0	0	0	0	-4500
Sens anti-horaire	1	9,81	$52 \cdot 10^{-3}$	0,986	-43000
	$500 \cdot 10^{-3}$	4,905	$42 \cdot 10^{-3}$	0,468	-23000
	$200 \cdot 10^{-3}$	1,962	$32 \cdot 10^{-3}$	0,178	-11500
	$100 \cdot 10^{-3}$	0,981	$24 \cdot 10^{-3}$	0,085	-8000
Sens horaire	1	-9,81	$52 \cdot 10^{-3}$	-0,986	34250
	$500 \cdot 10^{-3}$	-4,905	$42 \cdot 10^{-3}$	-0,468	14000
	$200 \cdot 10^{-3}$	-1,962	$32 \cdot 10^{-3}$	-0,178	2500
	$100 \cdot 10^{-3}$	-0,981	$24 \cdot 10^{-3}$	-0,085	-1250

Tableau 12: Couples et tensions correspondantes, lues lors de l'étalonnage du couplemètre.

La courbe représentant le couple en fonction de la tension était linéaire (cf. figure 23).

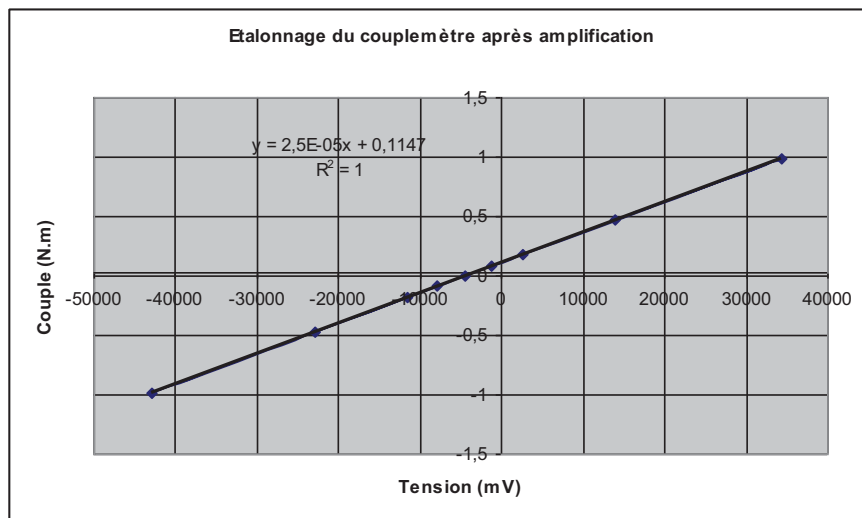


Figure 23: Courbe d'étalonnage du couplemètre

Le calcul de la pente de cette droite par régression linéaire a permis de définir l'étalonnage du couplemètre par l'équation suivante :

$$\text{Couple (N.m)} = 2,55 \cdot 10^{-5} \times \text{Tension (mV)} + 0,115$$

$$r^2 = 1,00$$

### 3. Etalonnage de l'inclinomètre

Les résultats de la tension de sortie de l'inclinomètre en fonction des différents angles appliqués ont été regroupés dans le tableau 13.

Angle réel (°)	Tension lue (V)
-20	34050
-10	36600
0	39750
10	42700
20	45200

Tableau 13: Tensions lue par l'inclinomètre pour des angles réels donnés lors des tests d'étalonnage.

La courbe de l'angle réel en fonction de la tension obtenue est linéaire (cf. figure 24).

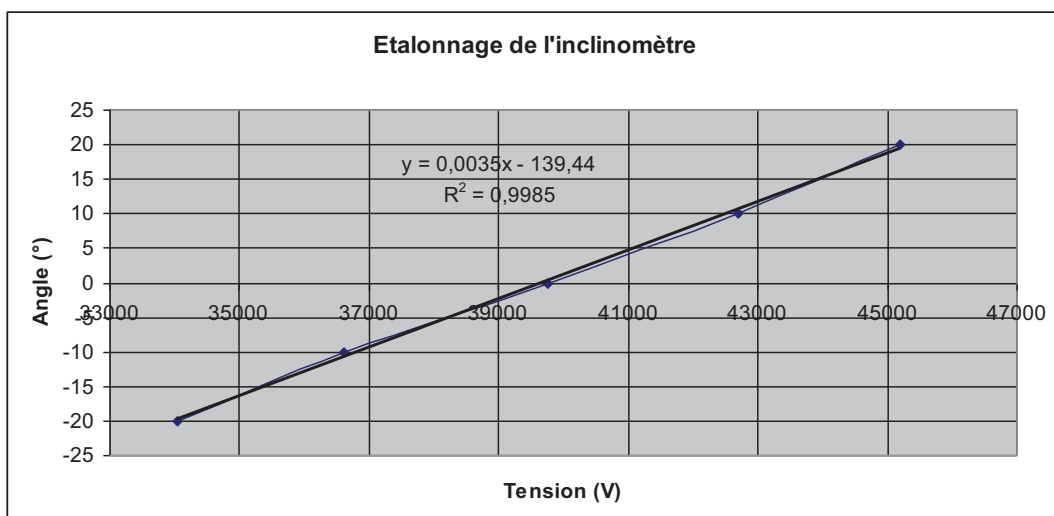


Figure 24: Courbe d'étalonnage de l'inclinomètre

Le calcul de la pente par régression linéaire a permis de définir l'étalonnage de l'inclinomètre par l'équation suivante :

$$\text{Angle (}^\circ\text{)} = 0,0035 \times \text{Tension (V)} - 139,4387$$

$$\text{Avec } r^2 = 0,9985$$

#### 4. Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

Les résultats des calculs de raideur en torsion, à partir des courbes présentant le couple en fonction de l'angle de torsion des éprouvettes en aluminium et en laiton (cf. figure 25), ont été regroupés dans le tableau 14.

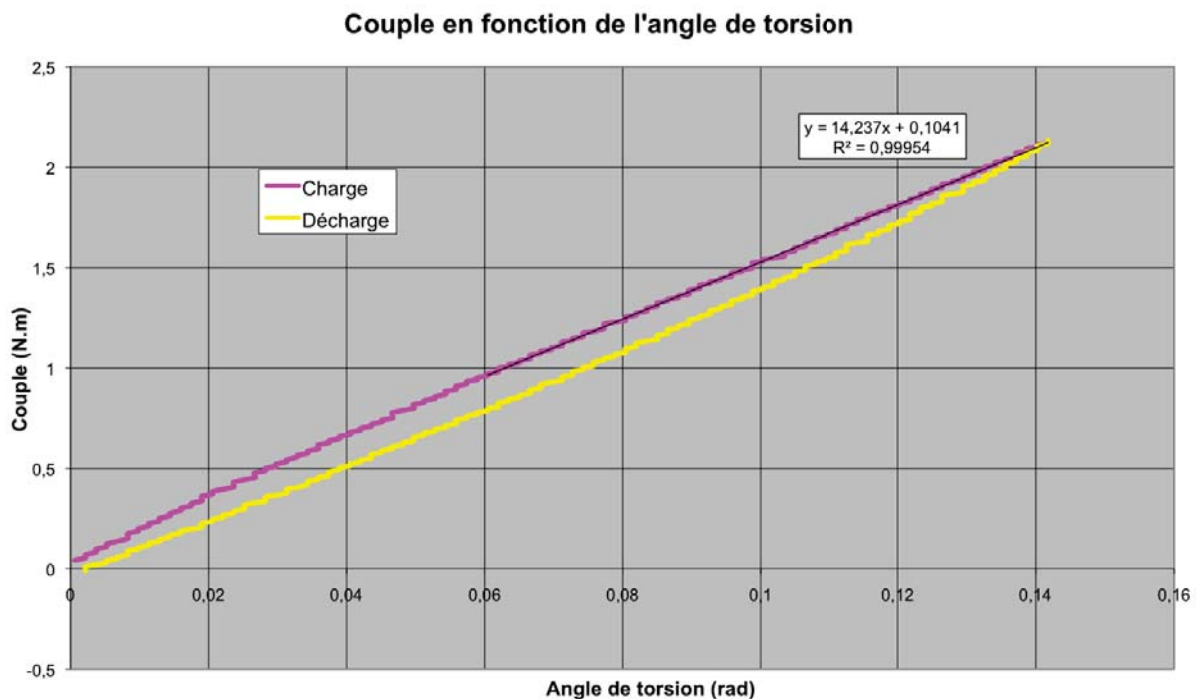


Figure 25 : Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour l'éprouvette en aluminium n°3



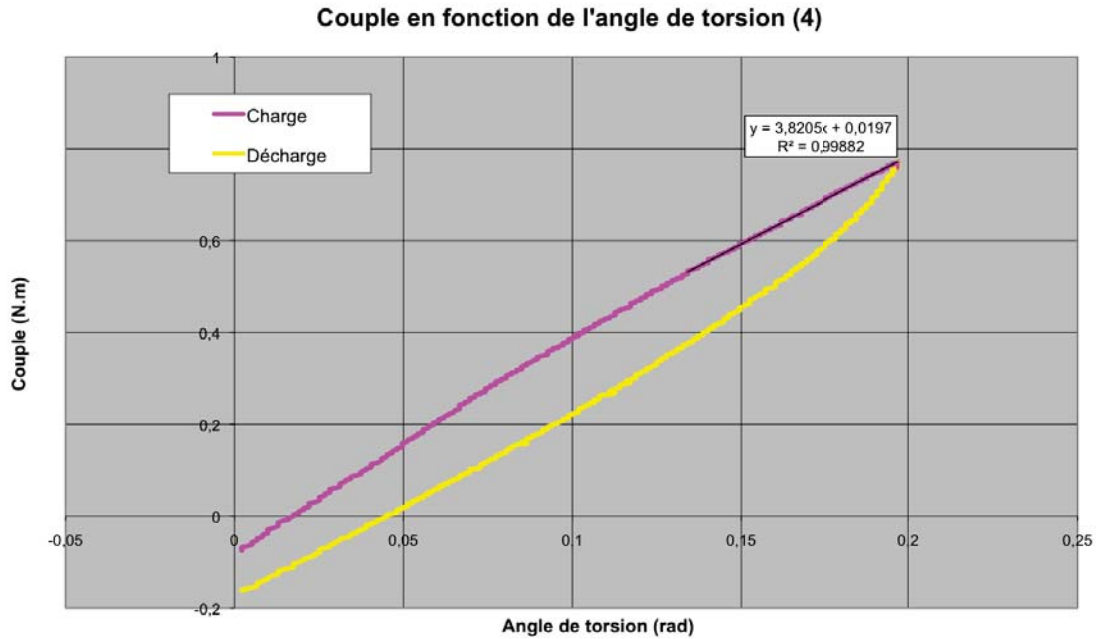
N° Poutre	Nature de la poutre	Raideur en torsion		
		Théorique (N.m/rad)	Expérimentale (N.m/rad)	Ecart relatif (%)
1	Aluminium	16,27	16,27 (0,99)	14,14
2	Aluminium	16,27	16,12 (1,00)	12,91
3	Aluminium	16,27	16,04 (1,00)	12,48
1	Laiton	5,32	3,40 (1,00)	36,09
2	Laiton	5,32	3,32 (0,99)	37,59
3	Laiton	5,32	3,36 (1,00)	36,84

Tableau 14 : Résultats des tests de validation du banc de torsion et du dispositif de mesure

La valeur de raideur en torsion expérimentale au sein d'une cellule correspond aux valeurs calculées sur la courbe de charge et la valeur entre parenthèses représente le coefficient de régression linéaire  $r^2$ . L'écart relatif entre la valeur théorique et la valeur expérimentale figure également dans le tableau 14.

### 5. Calcul de la raideur en torsion quasi-statique des montages clou-plaque et mesure du couple correspondant à un angle de torsion de 10°

Les courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion, des différents montages clou-plaque VCP sont présentées en figure 26 et en annexes 1, 2 et 3.



**Figure 26: Courbe représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour la quatrième torsion quasi-statique (fin d'essai) sur le fémur n°1 appareillé par le montage n°1.**

Les résultats des calculs de raideur en torsion de l'ensemble des fémurs lors des tests quasi-statiques dans les différentes configurations de montage ont été présentés dans le tableau 15.

Les chiffres indiqués après la raideur correspondent à l'ordre de réalisation des sollicitations de torsion quasi-statique au cours d'un même essai. Ainsi, raideur1 correspond au calcul de la raideur sur la première courbe de couple en fonction de l'angle de torsion, réalisée grâce à la première sollicitation quasi-statique de l'essai (Étape 3). La valeur entre parenthèses correspond au coefficient de régression linéaire  $r^2$ .

Les couples appliqués sur les fémurs appareillés pour obtenir un angle maximal de torsion de  $10^\circ$  ont été consignés dans le tableau 16. Les chiffres indiqués après le couple correspondent à l'ordre de réalisation des sollicitations de torsion quasi-statique au cours d'un même essai. Ainsi, couple1 correspond à la valeur du couple appliqué lors de la première sollicitation quasi-statique de l'essai (Étape 3).

Fémur	Montage	Raideur1 (N.m/rad)	Raideur2 (N.m/rad)	Raideur3 (N.m/rad)	Raideur4 N.m/rad	Moyenne raideurs 1-4 (N.m/rad)	Ecart-type raideurs 1-4 (N.m/rad)	Ecart-type raideurs 1-4 (%)	Desserrage vis
n°15 D	n°1	3,04 (1,00)	4,01 (1,00)	3,92 (1,00)	3,82 (1,00)	3,70	0,45	12,04	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	3,08 (1,00)	3,18 (1,00)	3,15 (1,00)	3,14 (1,00)	3,14	0,04	1,34	Non
	n°3	2,02 (1,00)	2,46 (1,00)	2,37 (1,00)	2,30 (1,00)	2,29	0,19	8,31	Non
n°2 D	n°1	3,83 (1,00)	4,28 (1,00)	4,30 (1,00)	4,26 (1,00)	4,17	0,23	5,41	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	3,84 (1,00)	4,18 (1,00)	4,15 (1,00)	4,17 (1,00)	4,09	0,16	4,01	Non
	n°3	2,95 (1,00)	3,09 (1,00)	3,02 (1,00)	3,01 (1,00)	3,02	0,06	1,90	Non
n°4 D	n°1	3,89 (1,00)	4,31 (1,00)	4,34 (1,00)	4,39 (1,00)	4,23	0,23	5,45	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	4,00 (1,00)	4,13 (1,00)	4,09 (1,00)	4,09 (1,00)	4,08	0,05	1,35	Non
	n°3	2,89 (1,00)	3,27 (1,00)	3,18 (1,00)	3,11 (1,00)	3,11	0,16	5,21	Non
n°12 D	n°1	3,72 (1,00)	4,23 (1,00)	4,24 (1,00)	4,21 (1,00)	4,10	0,25	6,19	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	3,88 (1,00)	4,03 (1,00)	4,00 (1,00)	3,92 (1,00)	3,96	0,07	1,76	Non
	n°3	2,43 (1,00)	2,85 (1,00)	2,70 (1,00)	2,63 (1,00)	2,65	0,17	6,58	Non
n°6 D	n°1	3,78 (1,00)	4,22 (1,00)	4,20 (1,00)	4,18 (1,00)	4,10	0,21	5,14	Non
	n°2	4,01 (1,00)	4,11 (1,00)	4,08 (1,00)	4,04 (1,00)	4,06	0,04	1,08	Non
	n°3	3,26 (1,00)	3,64 (1,00)	3,58 (1,00)	3,53 (1,00)	3,50	0,17	4,79	Non
n°11 D	n°1	4,19 (1,00)	4,66 (1,00)	4,67 (1,00)	4,76 (1,00)	4,57	0,26	5,63	Non
	n°2	4,38 (1,00)	4,60 (1,00)	4,61 (1,00)	4,69 (1,00)	4,57	0,13	2,91	Non
	n°3	4,15 (1,00)	4,26 (1,00)	4,21 (1,00)	4,25 (1,00)	4,22	0,05	1,18	Non
n°14 D	n°1	4,38 (1,00)	5,35 (1,00)	5,29 (1,00)	5,29 (1,00)	5,08	0,47	9,17	Oui : resserrage vis N°5 et 6
	n°2	4,38 (1,00)	5,00 (1,00)	4,95 (1,00)	4,97 (1,00)	4,83	0,30	6,16	Non
	n°3	3,96 (1,00)	4,47 (1,00)	4,43 (1,00)	4,39 (1,00)	4,31	0,24	5,50	Oui : resserrage vis N°2 à 6
n°7 D	n°1	4,60 (1,00)	5,08 (1,00)	5,04 (1,00)	5,05 (1,00)	4,94	0,23	4,63	Non
	n°2	4,48 (1,00)	4,82 (1,00)	4,78 (1,00)	4,76 (1,00)	4,71	0,16	3,30	Non
	n°3	4,33 (1,00)	4,53 (1,00)	4,54 (1,00)	4,51 (1,00)	4,48	0,10	2,21	Non

Tableau 15 : Résultats des calculs de raideur en torsion quasi-statique des différents montages clou-plaque.

.Fémur	Montage	Couple1 (N.m)	Couple2 (N.m)	Couple3 (N.m)	Couple4 (N.m)	Moyenne couples 1-4 (N.m)	Ecart-type couples 1-4 (N.m)	Ecart-type couples 1-4 (%)	Desserrage vis
n°15 D	n°1	0,73	0,70	0,69	0,69	0,70	0,02	2,69	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	0,63	0,62	0,62	0,63	0,63	0,01	0,92	Non
	n°3	0,51	0,49	0,49	0,49	0,50	0,01	2,02	Non
n°2 D	n°1	0,76	0,73	0,73	0,72	0,74	0,02	2,36	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	0,79	0,76	0,76	0,76	0,77	0,01	1,95	Non
	n°3	0,71	0,69	0,68	0,68	0,69	0,01	2,05	Non
n°4 D	n°1	0,80	0,77	0,77	0,78	0,78	0,01	1,81	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	0,79	0,78	0,77	0,77	0,78	0,01	1,23	Non
	n°3	0,62	0,59	0,57	0,57	0,59	0,02	4,02	Non
n°12 D	n°1	0,79	0,75	0,76	0,77	0,77	0,02	2,23	Oui: resserrage vis N°5 et 6
	n°2	0,74	0,72	0,72	0,72	0,73	0,01	1,38	Non
	n°3	0,63	0,58	0,55	0,53	0,57	0,04	7,60	Non
n°6 D	n°1	0,84	0,81	0,80	0,80	0,81	0,02	2,33	Non
	n°2	0,81	0,80	0,80	0,80	0,80	0,01	0,62	Non
	n°3	0,69	0,65	0,65	0,65	0,66	0,02	3,03	Non
n°11 D	n°1	0,86	0,83	0,83	0,84	0,84	0,01	1,68	Non
	n°2	0,78	0,76	0,76	0,76	0,77	0,01	1,31	Non
	n°3	0,76	0,74	0,74	0,74	0,75	0,01	1,34	Non
n°14 D	n°1	0,95	0,91	0,91	0,91	0,92	0,02	2,17	Oui : resserrage vis N°5 et 6
	n°2	1,00	0,97	0,96	0,97	0,98	0,02	1,78	Non
	n°3	0,98	0,95	0,94	0,94	0,95	0,02	1,99	Oui : resserrage vis N°2 à 6
n°7 D	n°1	0,98	0,95	0,94	0,94	0,95	0,02	1,99	Non
	n°2	0,93	0,89	0,87	0,84	0,88	0,04	4,28	Non
	n°3	0,88	0,84	0,81	0,79	0,83	0,04	4,72	Non

Tableau 16 : Résultats des couples appliqués sur les montages lors de la torsion maximale de 10°

**a. Influence des sollicitations dynamiques sur les propriétés mécaniques**

Dans tous les essais, il a été observé que la raideur en torsion initiale (avant toute sollicitation dynamique) était toujours inférieure à la raideur en torsion mesurée après la première phase de cyclage. Les raideurs mesurées après les autres étapes de cyclage ont eu tendance à montrer une discrète décroissance tout au long de l'essai (cf. tableau 15).

Ainsi, pour les montages n°1, la moyenne des raideurs en torsion 1 (Étape 3) était de 3,93 N.m/rad  $\pm$  12,13%, la moyenne des raideurs en torsion 2 (Étape 7) était de 4,52 N.m/rad  $\pm$  10,44%, la moyenne des raideurs en torsion 3 (Étape 11) était de 4,50 N.m/rad  $\pm$  10,30% et la moyenne des raideurs en torsion 4 (Étape 15) était de 4,50 N.m/rad  $\pm$  11,00%.

Pour les montages n°2, la moyenne des raideurs en torsion 1 (Étape 3) était de 4,01 N.m/rad  $\pm$  11,18%, la moyenne des raideurs en torsion 2 (Étape 7) était de 4,26 N.m/rad  $\pm$  13,30%, la moyenne des raideurs en torsion 3 (Étape 11) était de 4,23 N.m/rad  $\pm$  13,36% et la moyenne des raideurs en torsion 4 (Étape 15) était de 4,22 N.m/rad  $\pm$  13,82%.

Enfin, pour les montages n°3, la moyenne des raideurs en torsion 1 (Étape 3) était de 3,25 N.m/rad  $\pm$  25,72%, la moyenne des raideurs en torsion 2 (Étape 7) était de 3,57 N.m/rad  $\pm$  21,90%, la moyenne des raideurs en torsion 3 (Étape 11) était de 3,50 N.m/rad  $\pm$  23,40% et la moyenne des raideurs en torsion 4 (Étape 15) était de 3,47 N.m/rad  $\pm$  24,27%.

Ces résultats ont été représentés dans les figures 27 et 28, représentant les raideurs en torsion lors des tests quasi-statiques en fonction des fémurs appareillés et des différents types de montages.

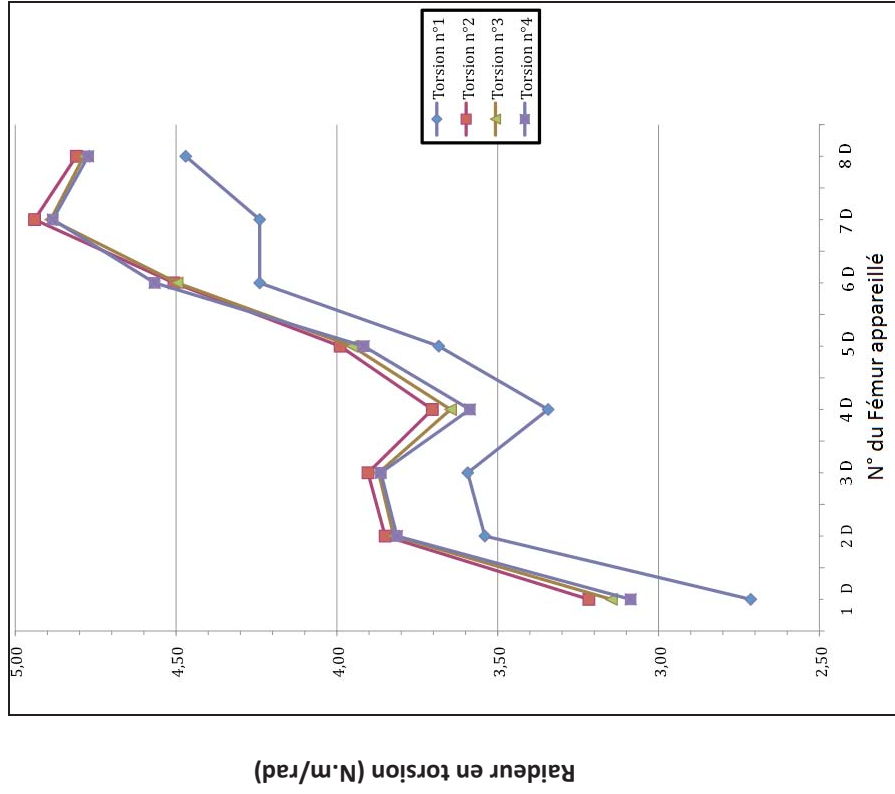


Figure 27 : Courbes représentant les raideurs en torsion lors des tests quasi-statiques, en fonction des différents fémurs appareillés.

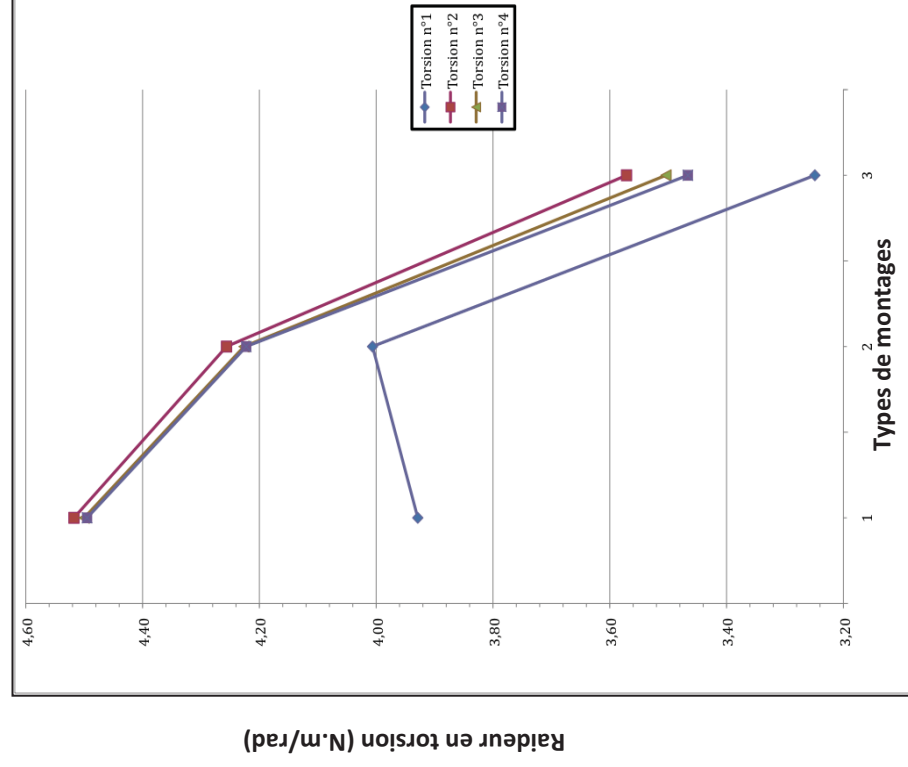


Figure 28 : Courbes représentant les raideurs en torsion lors des tests quasi-statiques, en fonction des types de montage

L'analyse statistique a montré que l'augmentation de raideur en torsion, observée entre la torsion quasi-statique initiale et la deuxième torsion n'était pas significative. De même, la diminution des raideurs en torsion entre les torsions quasi-statiques 2 à 4 n'était pas statistiquement significative ( $p = 0,112$ ).

Dans tous les essais, il a été observé que le couple correspondant à un angle de torsion de  $10^\circ$  obtenu lors du premier test quasi-statique (avant toute sollicitation dynamique) était toujours supérieur au couple mesuré après la première phase de cyclage. Les couples obtenus après les autres étapes de cyclage ont eu tendance à montrer une discrète décroissance voire une stagnation tout au long de l'essai (cf. tableau 16).

Ainsi, pour les montages n°1, la moyenne des couples 1 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 3) était de  $0,84 \text{ N.m} \pm 10,54\%$ , la moyenne des couples 2 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 7) était de  $0,81 \text{ N.m} \pm 10,85\%$ , la moyenne des couples 3 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 11) était de  $0,80 \text{ N.m} \pm 10,72\%$  et la moyenne des couples 4 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 15) était de  $0,81 \text{ N.m} \pm 10,77\%$ .

Pour les montages n°2, la moyenne des couples 1 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 3) était de  $0,81 \text{ N.m} \pm 13,98\%$ , la moyenne des couples 2 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 7) était de  $0,79 \text{ N.m} \pm 13,42\%$ , la moyenne des couples 3 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 11) était de  $0,78 \text{ N.m} \pm 12,87\%$  et la moyenne des couples 4 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 15) était de  $0,78 \text{ N.m} \pm 12,53\%$ .

Enfin, pour les montages n°3, la moyenne des couples 1 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 3) était de  $0,72 \text{ N.m} \pm 20,79\%$ , la moyenne des couples 2 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 7) était de  $0,69 \text{ N.m} \pm 21,62\%$ , la moyenne des couples 3 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 11) était de  $0,68 \text{ N.m} \pm 21,86\%$  et la moyenne des couples 4 pour un angle de torsion de  $10^\circ$  (Étape 15) était de  $0,67 \text{ N.m} \pm 22,06\%$ .

Ces résultats ont été illustrés dans les figures 29 et 30, représentant les couples pour un angle de torsion de  $10^\circ$  lors des tests quasi-statiques, en fonction des fémurs appareillés et des différents types de montages.

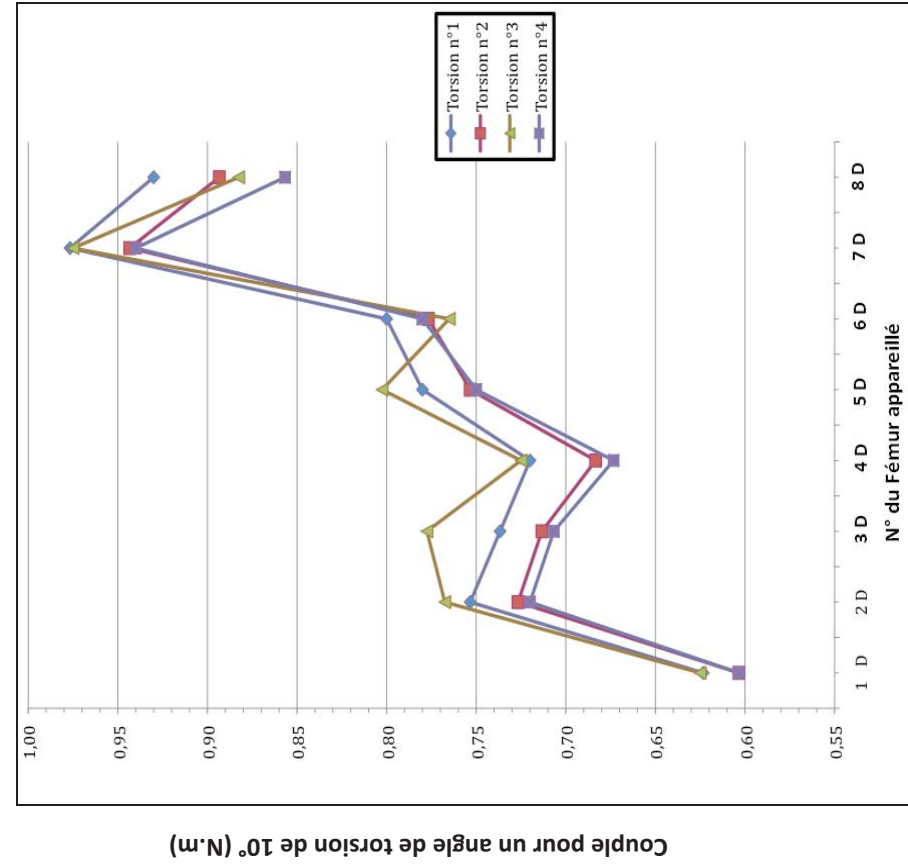


Figure 29 : Courbes représentant les couples pour un angle de torsion de 10° lors des tests quasi-statiques, en fonction des fémurs appareillés

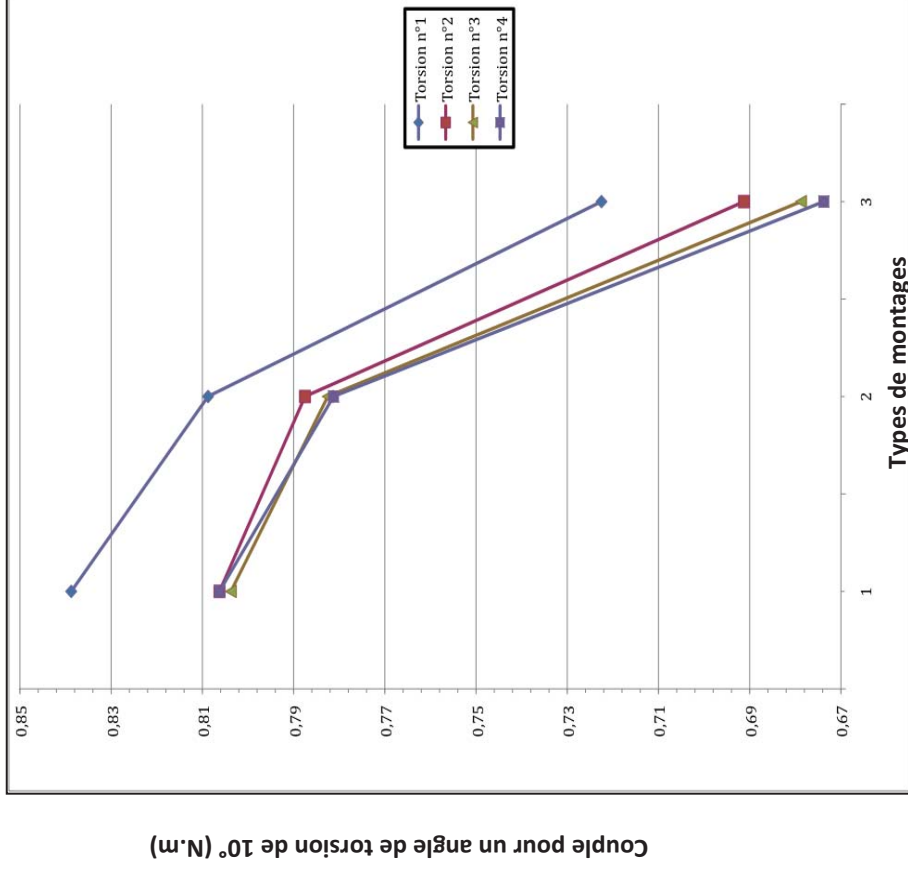


Figure 30 : Courbes représentant les couples pour un angle de torsion de 10° lors des tests quasi-statiques, en fonction des types de montage



L'analyse statistique a montré que la diminution de couple pour un angle de torsion de 10° observée entre la torsion quasi-statique initiale et celle suivant la première phase de cyclage, n'était pas significative. De même, la diminution des couples pour un angle de torsion de 10° entre les tests quasi-statiques des étapes 7 à 15, n'était pas statistiquement significative ( $p = 0,654$ ).

### **b. Influence du type de montage sur les propriétés mécaniques**

L'étude des résultats des raideurs en torsion et des couples engendrant un angle de torsion de 10° a révélé une tendance à la décroissance de ces 2 paramètres, du montage n°1 au montage n°3 (cf. tableau 15 et 16).

Ainsi, la raideur en torsion moyenne pour les montages n°1 était de 4,36 N.m/rad  $\pm$  6,60 %, pour les montages n°2 de 4,18 N.m/rad  $\pm$  2,76% et pour les montages n°3 de 3,45 N.m/rad  $\pm$  4,04%.

L'écart relatif de la raideur en torsion moyenne du montage n°2 par rapport au montage n°1 était de -4,19%, l'écart relatif de la raideur en torsion moyenne du montage n°3 par rapport au montage n°1 était de -20,93% et l'écart relatif de la raideur en torsion moyenne du montage n°3 par rapport au montage n°2 était de -17,48%.

Le couple moyen engendrant un angle de torsion de 10° pour les montages n°1 était de 0,81 N.m  $\pm$  2,05%, pour les montages n°2 de 0,79 N.m  $\pm$  1,62% et pour les montages n°3 de 0,69 N.m  $\pm$  3,17%.

L'écart relatif du couple moyen engendrant un angle de torsion de 10° du montage n°2 par rapport au montage n°1 était de -2,92%, l'écart relatif couple moyen engendrant un angle de torsion de 10° du montage n°3 par rapport au montage n°1 était de -15,02% et l'écart relatif couple moyen engendrant un angle de torsion de 10° du montage n°3 par rapport au montage n°2 était de -12,46%.

Ces résultats ont été illustrés dans les figures 31 et 32, représentant les raideurs en torsion des différents types de montage en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique et en

fonction des fémurs appareillés. Les figures 33 et 34 représentent les couples engendrant un angle de torsion de  $10^\circ$  des différents types de montage, en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique et en fonction des fémurs appareillés.

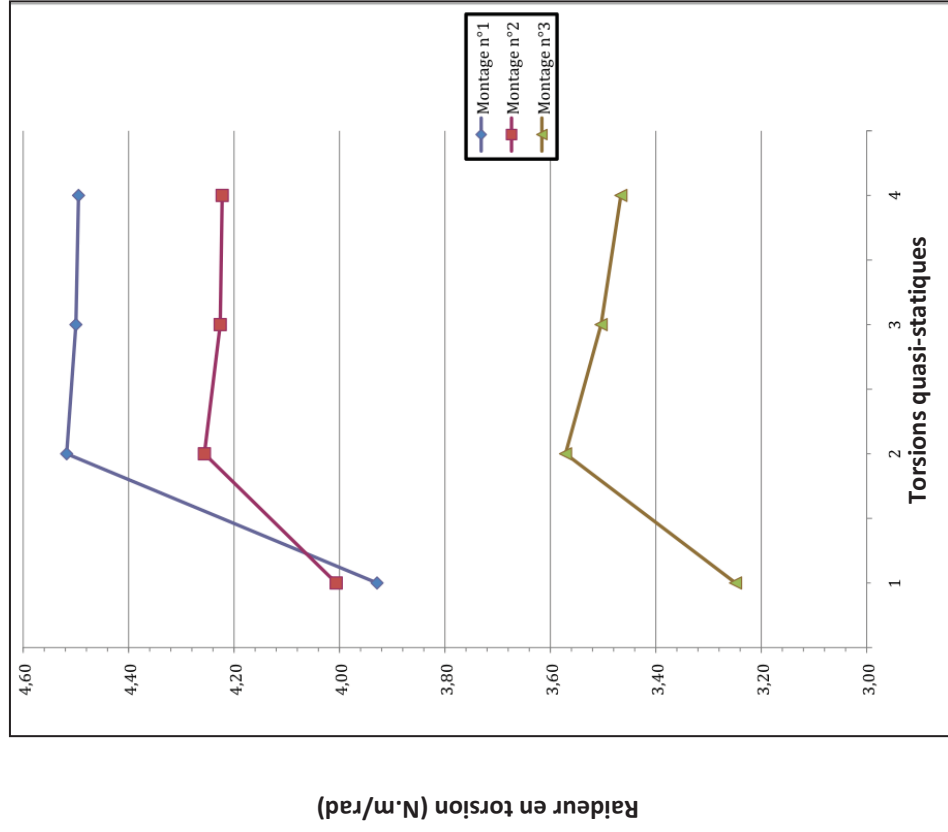


Figure 31 : Courbes représentant les raideurs en torsion des différents types de montage en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique.

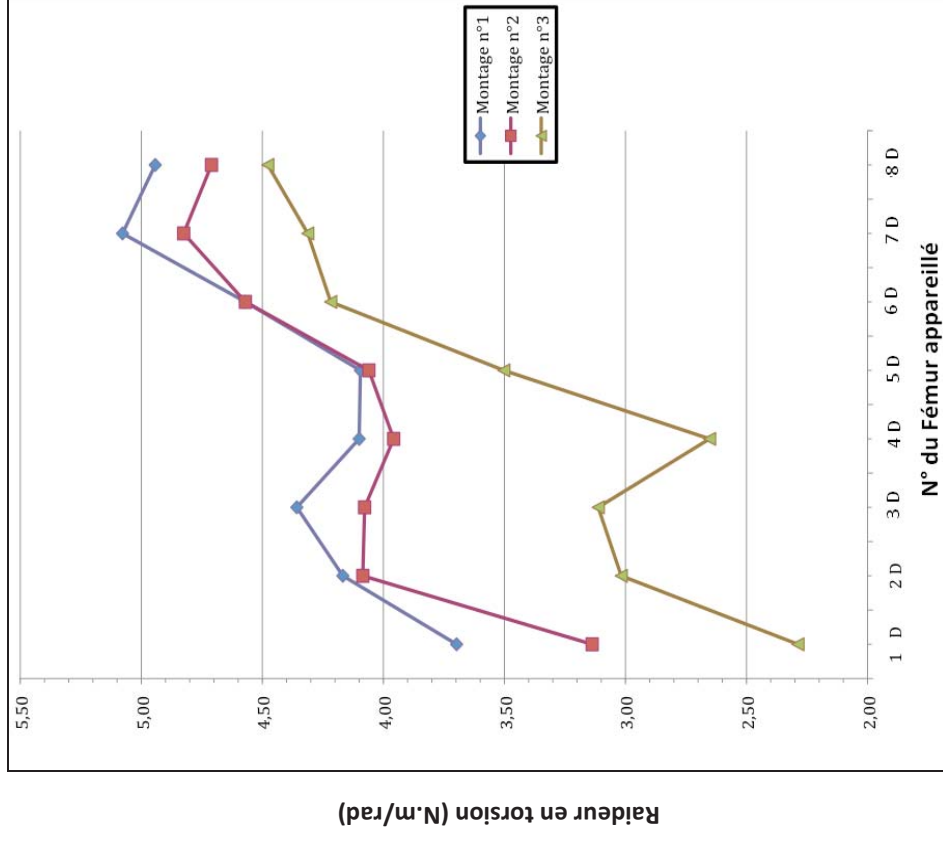


Figure 32 : Courbes représentant les raideurs en torsion des différents types de montage en fonction des femurs appareillés.

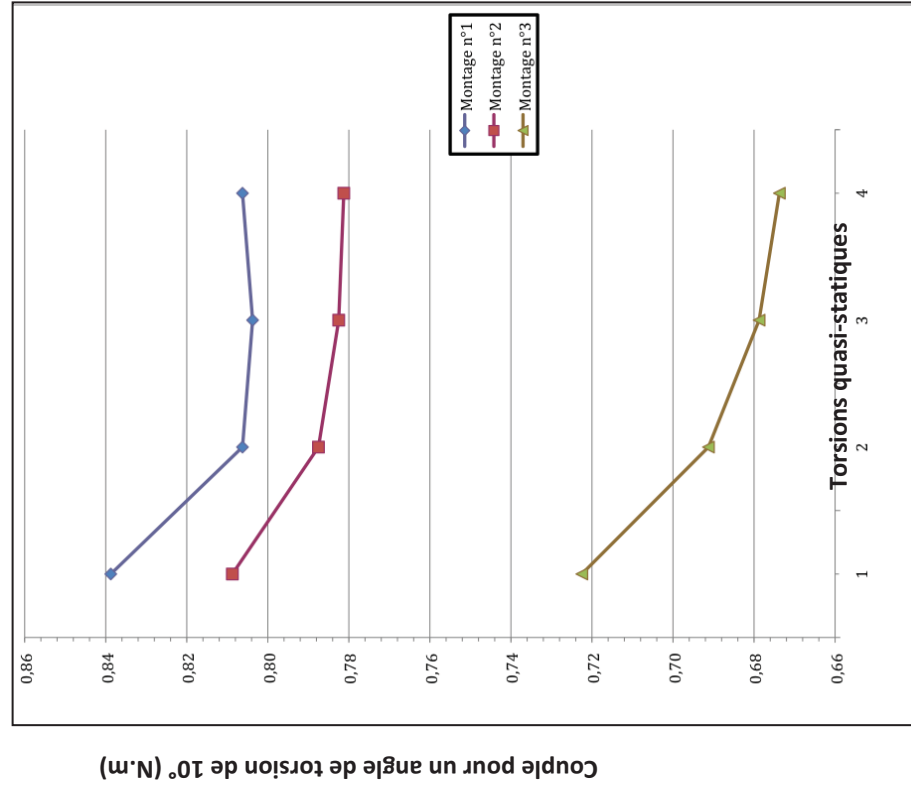


Figure 33 : Courbe représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des différents types de montage en fonction de chaque phase de torsion quasi-statique.

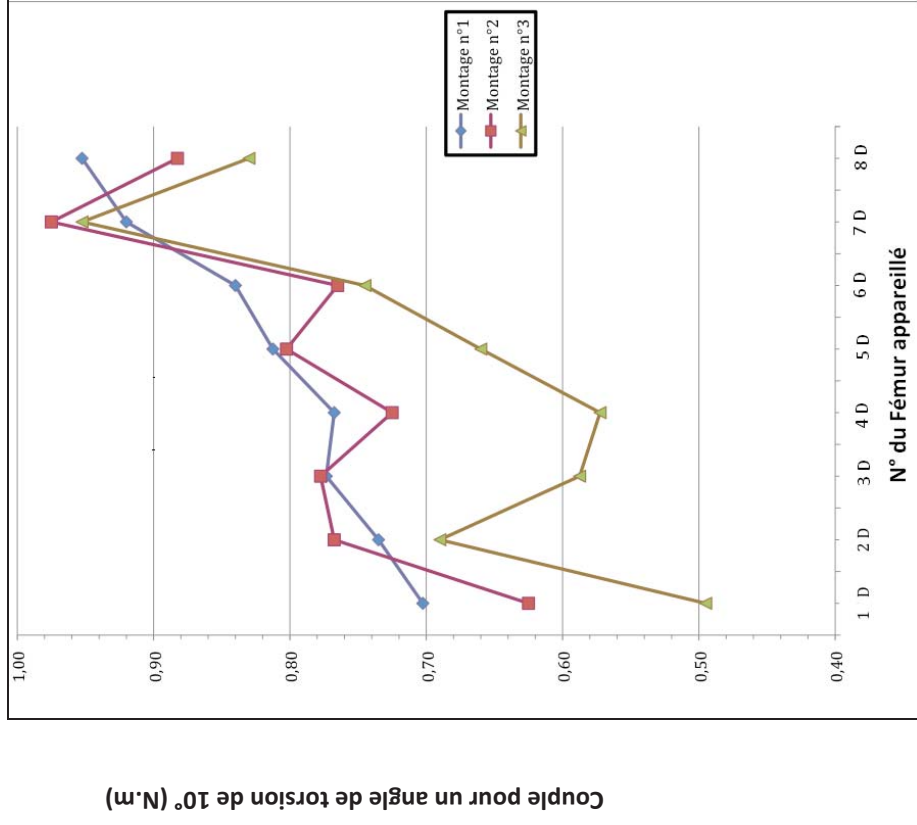


Figure 34 : Courbe représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des différents types de montage en fonction des fémurs appareillés.

L'analyse statistique a montré que les différences entre les raideurs en torsion et les couples engendrant un angle de torsion de 10° des montages n°1 *versus* n°3 et n°2 *versus* n°3 étaient significatives (cf. cellules grisées du tableau 17).

En revanche, la différence entre les raideurs en torsion et les couples engendrant un angle de torsion de 10° des montages n°1 *versus* n°2 n'était pas statistiquement significative (cf. tableau 17).

Variable étudiée	Montage	Montage	Valeur de p	Conclusion
Raideur en torsion	n°1	n°2	0,463	Absence de différence significative
	n°1	n°3	0,000	Différence significative
	n°2	n°3	0,000	Différence significative
Couple engendrant un angle de torsion de 10°	n°1	n°2	0,677	Absence de différence significative
	n°1	n°3	0,000	Différence significative
	n°2	n°3	0,002	Différence significative

Tableau 17 : Résultats du Post Hoc test de Tukey, appliqué aux comparaisons des raideurs en torsion et des couples engendrant un angle de torsion de 10° entre les différents types de montage.

## 6. Etude des interactions entre les paramètres

Les courbes des moyennes des raideurs en torsion en fonction des phases de torsion quasi-statique avaient toutes la même tendance. Une partie croissante entre la première et la deuxième phase de torsion quasi-statique et une partie stagnante à légèrement décroissante entre la deuxième et la quatrième phase de torsion quasi-statique. De plus, les courbes des fémurs n° 6, n° 7 et n° 8 se croisaient (cf. figure 35).

Les courbes des moyennes des raideurs en torsion en fonction des types de montages présentaient toutes la même tendance. Une stagnation voire une légère décroissance entre les montages n° 1 et n° 2 et une décroissance marquée entre les montages n° 2 et n° 3. Avec un entrecroisement de la quasi-totalité des courbes (cf. figure 36).

Les courbes des couples moyens engendrant un angle de torsion de  $10^\circ$  en fonction des torsions quasi-statiques présentaient toutes la même tendance. Une décroissance de la première phase de torsion quasi-statique à la troisième phase de torsion quasi-statique, une stagnation entre la troisième phase de torsion quasi-statique et la quatrième phase de torsion quasi-statique (cf. figure 37).

Les courbes des couples moyens engendrant un angle de torsion de  $10^\circ$  en fonction des types de montages présentaient deux tendances différentes (cf. figure 38).

- une décroissance entre le premier, le deuxième et le troisième montage (fémur n° 1, 3, 4, 5, 6, 8)
- une croissance entre le premier et le deuxième montage et une décroissance entre le deuxième et troisième montage (fémur n° 2 et 7).

Avec un entrecroisement de la quasi-totalité des courbes (cf. figure 38).

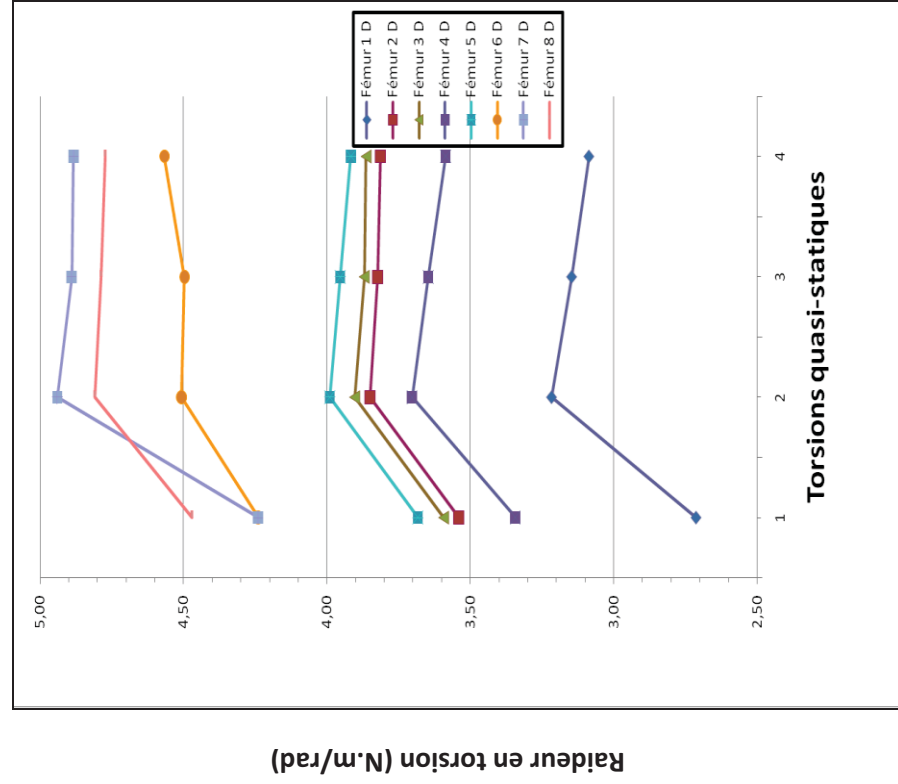


Figure 35 : Courbes représentant les raideurs en torsion des fémurs appareillés en fonction des différentes phases de torsion quasi-statique

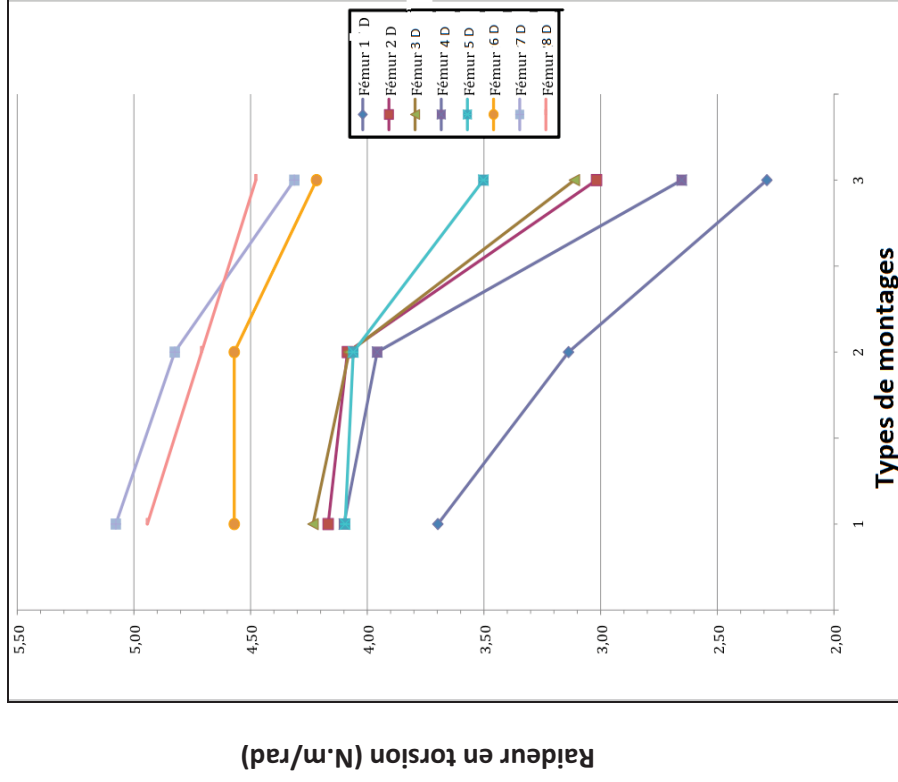


Figure 36 : Courbes représentant les raideurs en torsion des fémurs appareillés en fonction des différents types de montage.

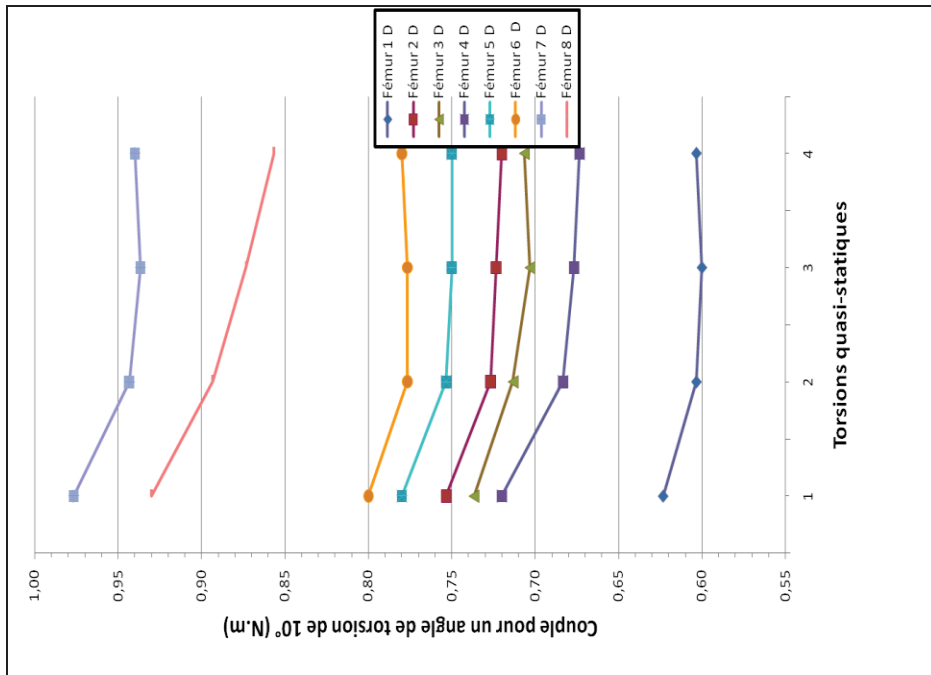
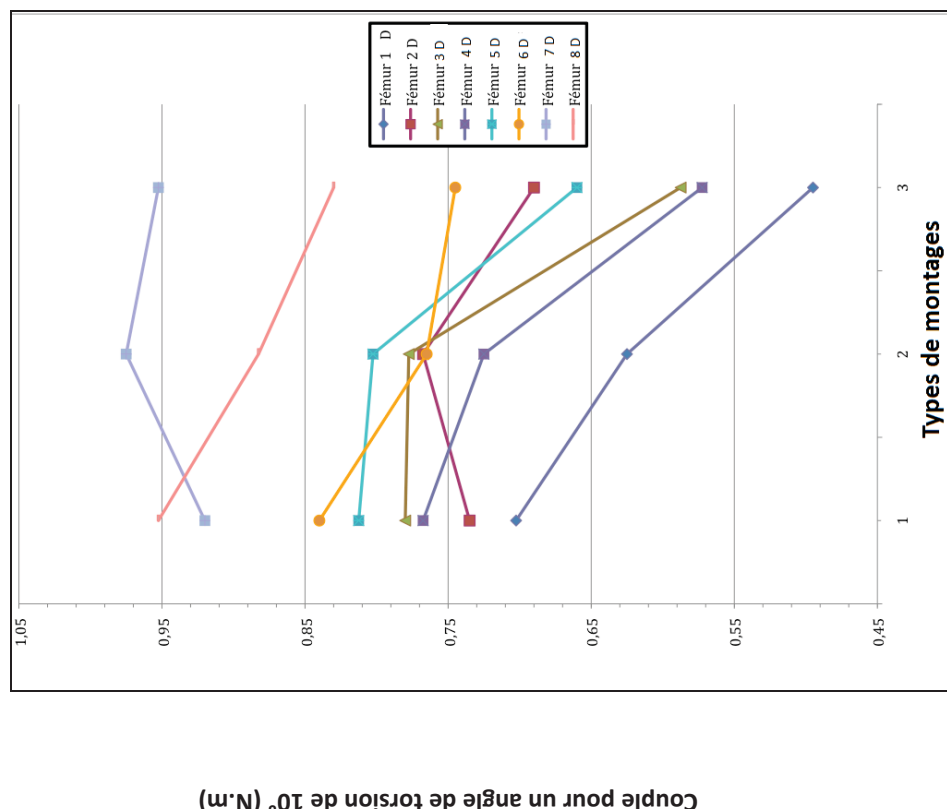


Figure 37 : Courbes représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des fémurs appareillés en fonction des différentes phases de torsion quasi-statique.



Couple pour un angle de torsion de 10° (N.m)

Figure 38 : Courbes représentant les couples engendrant un angle de torsion de 10° des fémurs appareillés en fonction des différents types de montage.



L'analyse statistique ANOVA a montré que les différences entre les raideurs en torsion et les couples engendrant un angle de torsion de 10 des paramètres fémurs *versus* phases des torsions quasi-statiques et des paramètres fémur *versus* types de montages étaient significatives (cf. cellules grisées du tableau 18).

<b>Variable étudiée</b>	<b>Paramètre</b>	<b>Paramètre</b>	<b>Valeur de p</b>	<b>Conclusion</b>
Raideur en torsion	Fémur	Torsion	0,001	Interactions significatives
	Fémur	Montage	0,000	Interactions significatives
Couple pour un angle de torsion de 10°	Fémur	Torsion	0,037	Interactions significatives
	Fémur	Montage	0,000	Interactions significatives

**Tableau 18 : Résultats de l'ANOVA appliquée aux comparaisons des interactions entre les différents paramètres de l'étude.**

## Partie 3 Discussion

### I. Résultats de l'étude

#### 1. Validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure

Les résultats de validation préalable du banc de torsion et du dispositif de mesure, effectuée sur des éprouvettes en aluminium, ont montré une différence assez faible entre la raideur en torsion théorique et la raideur en torsion expérimentale. L'écart relatif était compris entre 12,48 et 14,14 % (cf. tableau 14). De plus, les résultats des calculs de raideur, selon différents types de sollicitation, étaient très proches les uns des autres. Ces résultats ont conforté la cohérence de nos mesures expérimentales et de nos résultats. Concernant les essais de validation effectués avec les éprouvettes en laiton, la différence entre la raideur en torsion théorique et expérimentale était plus élevée. L'écart relatif était compris entre 36,09 et 37,59 %.

La différence entre les valeurs théoriques et expérimentales pourrait être due à la précision de la géométrie des poutres, qui était très imparfaite. L'alésage du tube était asymétrique, ce qui modifiait les calculs du moment quadratique, intervenant dans le calcul de la raideur théorique. En outre, la composition d'un alliage métallique n'est pas toujours maîtrisée avec une grande précision alors qu'elle peut modifier les paramètres mécaniques du matériau, notamment son module d'élasticité, qui intervient dans le calcul de la raideur théorique.

Il aurait été intéressant d'utiliser d'autres poutres de test, notamment des cylindres pleins présentant une géométrie plus précise que les cylindres creux.

## 2. Analyse des courbes de couple en fonction de l'angle de torsion

Les courbes du couple en fonction de l'angle de torsion des fémurs appareillés et des éprouvettes présentaient toutes le même profil (cf. figure 26).

Concernant la charge, la courbe comprenait une portion curviligne logarithmique croissante à partir de 0° et 0 N.m, suivie d'une portion linéaire croissante, sur laquelle a été effectuée la mesure de la pente.

Concernant la décharge, la courbe comprenait une portion curviligne logarithmique décroissante suivie d'une portion linéaire décroissante. Les courbes de charges et de décharge ne se superposent pas, ce qui correspond, par définition, à une courbe d'hystérésis. En fin de décharge, lorsque l'angle de torsion revient à 0°, le couple ne revenait pas exactement à 0 N.m mais à environ -0,2 N.m, contrairement aux essais sur des matériaux non biologiques pour lesquels le couple revenait à 0 N.m. Le phénomène d'hystérésis observé provient probablement d'une dissipation d'énergie, liée, d'une part, aux matériaux proprement dits (cas des fémurs, des implants et des matériaux métalliques) et, d'autre part, à des phénomènes de réagencements et de frottements locaux entre les vis et la plaque, les vis et l'os et l'os et la plaque (cas des fémurs appareillés).

Les portions linéaires des courbes du couple en fonction de l'angle de torsion, des éprouvettes en métal et des fémurs appareillés, présentaient un coefficient de régression linéaire  $r^2$  très proche de 1,00. Ce comportement linéaire indiquait que les tests étaient effectués dans les limites du domaine des déformations élastiques. Ces résultats ont montré qu'il n'y avait pas de mouvements parasites entre l'éprouvette et la résine d'encastrement et que la conception du système de tests correspondait effectivement aux hypothèses de linéarité théorique.

### **3. Influence des sollicitations dynamiques sur les propriétés mécaniques des montages**

L'augmentation de la raideur en torsion, observée entre la torsion quasi-statique initiale et celle qui suit la première phase de cyclage (Étape 7) n'était pas significative. Elle pourrait néanmoins s'expliquer par un calage de la ligne de charge grâce à la première sollicitation dynamique de 100 cycles séparant les deux premiers tests de torsion quasi-statique. Cette première sollicitation dynamique se comportait peut-être comme un précyclage supplémentaire par rapport au précyclage réel de 10 cycles effectué au tout début de chaque essai.

La diminution des raideurs en torsion entre les torsions quasi-statiques 2 (Étape 7) à 4 (Étape 15) n'est pas statistiquement significative. Elle peut néanmoins s'expliquer :

- soit par une modification des propriétés mécaniques de l'os et/ou des implants au cours de l'essai (phénomène d'échauffement local, à priori réversible),
- soit par une altération au cours du temps du filetage osseux assurant l'ancrage des vis, par les sollicitations dynamiques appliquées (phénomène irréversible).

Afin de répondre à cette question, des essais complémentaires ont été réalisés en fin d'étude. Il s'agissait de 2 essais successifs identiques avec le même os et le même type de montage. Les résultats de raideurs en torsion sont quasiment identiques au cours des 4 torsions quasi-statiques pour les 2 essais, ce qui indique que la diminution des raideurs en torsion 2 (Étape 7) à 4 (Étape 15) est un phénomène réversible.

Une lésion du filetage osseux représente donc une cause peu probable de diminution des raideurs en torsion successives.

Un desserrage des vis n°5 et 6 a été observé en fin d'essai sur 5 des 8 fémurs testés. Ce phénomène a été observé exclusivement sur le montage n°1 comportant 4 vis bicorticales et 2 monocorticales. Les vis desserrées étaient les plus distales sur le fémur c'est-à-dire les plus proches de la partie fixe du banc de torsion. Il a été constaté que le montage n°1 correspondait à la configuration la plus raide (cf. tableau 15). Ce desserrage pourrait être lié à une concentration locale de contraintes, à l'interface os-vis dans cette zone proche de la partie fixe du banc de torsion, d'autant plus que ces vis avaient un ancrage osseux plus solide que celui des vis monocorticales, pour lesquelles aucun desserrage n'a été constaté.

Les vis monocorticales sembleraient ainsi moins sous contrainte de par un comportement globalement plus souple du montage, face aux sollicitations de torsion appliquées.

Malgré ce desserrage, aucune baisse significative des raideurs en torsion ni des couples pour un angle de torsion de 10° n'a été observée au cours d'un même essai pour les montages n°1 ni pour les autres montages. Il était donc possible de conclure à une absence de lâchage des implants, jusqu'à 6100 cycles de sollicitation dynamique.

Il a été estimé que chaque membre d'un chien est soumis à 4500 cycles par heure au pas et 9000 cycles par heure au trot. Ainsi, lors de la marche au pas, en période de convalescence, à raison d'une heure par jour, un membre de chien est soumis à 31500 cycles par semaine [58].

Il est donc légitime de se demander si le même type de sollicitation dynamique aurait entraîné une baisse de raideur, un lâchage d'implant au-delà d'un nombre de cycle plus important que les 6100 cycles utilisés dans notre étude ? Un protocole avec un nombre de cycles plus important, jusqu'à rupture du montage (courbes de Wöhler), pourrait ainsi permettre de déterminer le niveau minimal de sollicitation ou le nombre minimal de cycles associé aux risques de lâchage d'implants.

#### **4. Influence du type de montage sur leurs propriétés mécaniques**

Il semble assez intuitif qu'un montage avec 4 vis bicorticales et 2 monocorticales (n°1) présente une raideur supérieure à un montage à 2 vis bicorticales et 4 monocorticales (n°2) elle-même supérieure à la raideur d'un montage à 6 vis monocorticales (n°3). Pourtant, l'absence de différence significative de raideur en torsion et de couple engendrant un angle de torsion de 10° entre les montages n°1 *versus* n°2 et la différence significative entre les montages n°2 *versus* n°3 ont montré que les vis bicorticales les plus extrêmes sur la plaque jouaient un rôle majeur dans la raideur en torsion du montage. Ce rôle prépondérant avait d'ailleurs été démontré par Davenport *et al.* sur des fémurs canins présentant une ostéotomie fixée par une plaque DCP [17].

Il paraît donc essentiel de mettre en place 2 vis bicorticales aux extrémités de la plaque, ce qui semble généralement possible du fait de la taille importante des métaphyses et des épiphyses. Dans l'hypothèse où les autres vis ne pourraient être implantées que de façon monocorticale le long de la diaphyse, du fait de la présence du clou centromédullaire, les propriétés mécaniques du montage en torsion ne semblent que peu modifiées.

La valeur moyenne des raideurs en torsion, de l'ordre de 4 N.m/rad, est nettement plus faible que celles obtenues par Dueland *et al.* dans une étude sur des fémurs de chiens [24]. Dueland a obtenu des raideurs en torsion de l'ordre de  $90 \pm 25$  N.m/rad sur des fémurs intacts. La raideur en torsion mesurée sur des fémurs ayant subi une ostectomie de 3 mm, fixée par un clou verrouillé, variait de 12,6 à 36,7 N.m/rad, selon la taille du clou et le nombre de vis de verrouillage. Ces valeurs rapportent une raideur en torsion nettement supérieure à celle de nos montages clou-plaque VCP. Toutefois, il est difficile de comparer nos résultats avec cette étude car les fémurs étudiés provenaient de chien de 23 kg, c'est-à-dire plus deux fois plus lourds que ceux recrutés pour notre étude. Dans l'avenir, il serait intéressant de pouvoir comparer de façon plus standardisée les propriétés mécaniques en torsion de ces 2 types d'implant, par des essais *in vitro* sur des paires de fémurs identiques.

Une étude précédente en torsion quasi-statique, réalisée sur différents montages clou-plaque VCP mis en place sur des fémurs de chiens, avait permis d'obtenir des courbes du couple (N.m) en fonction de l'angle unitaire de torsion ( $^{\circ}$ /mm). Les résultats étaient, pour l'équivalent de notre montage 3, une raideur en torsion de 2,12 à 7,41 (N.m)/( $^{\circ}$ /mm) et, pour l'équivalent de notre montage 1, une raideur en torsion de 2,50 à 10,07 (N.m)/( $^{\circ}$ /mm), sans mettre en évidence de différence significative de raideur entre les 2 montages [31]. Il a été difficile de comparer nos résultats avec ceux issus de cette étude, aux vues de la dispersion importante des résultats; néanmoins, nos raideurs semblent être dans une gamme de valeurs assez proche de celles de cette étude.

## II. Biais potentiels de l'étude

Un de nos objectifs étant de comparer l'influence du positionnement mono- ou bicortical des vis sur la raideur du montage. Le protocole a donc été réfléchi de façon de minimiser les biais liés à la variation d'autres facteurs que le positionnement type d'implantation mono- ou bicortical des vis.

### 1. Les échantillons

Les fémurs ont été prélevés sur des chiens de même race et de poids similaires afin de minimiser la variabilité des échantillons. Les os ont été radiographiés sous deux incidences orthogonales et certains paramètres morphologiques des fémurs ont été mesurés avec précision et utilisés pour recruter un échantillon homogène.

Les os ont été congelés puis décongelés au moment des tests mécaniques. Il est donc légitime de s'interroger sur l'influence du mode de conservation des fémurs sur leurs propriétés biomécaniques. Linde *et al* ont montré que cinq cycles de congélation-décongélation n'altéraient pas les propriétés mécaniques de l'os spongieux [48]. D'après Kang, un os frais subissant cinq cycles de congélation-décongélation de -20°C à 20-22°C, conserve des propriétés mécaniques intactes sous réserve de maîtriser l'état d'hydratation des os qui influe sur sa raideur de façon non négligeable [44]. Cependant, à la température de -20°C, les protéases et les lipases ne sont pas totalement inhibées. Par conséquent, plusieurs auteurs ont conseillé de limiter la durée du stockage à 7-8 mois [44] [62] [69]. En 1995, Griffon *et al* ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative dans les mesures de propriétés mécaniques effectuées suite à un stockage de plus de huit mois, à condition que l'os soit correctement hydraté [33].

Concernant les propriétés de l'os en torsion, il a été montré que les os longs de rats congelés à -20°C, -70°C ou -196°C ne présentaient pas de différence de leurs propriétés en torsion avec les os frais [63]. Cependant, l'étude de Strömberg en 1976 est la seule à montrer une

différence de 4,6% entre les propriétés en torsion de tibias et de fémurs canins frais par rapport aux mêmes os congelés à -40°C [76].

Pour conserver les propriétés mécaniques de l'os, les échantillons ont été prélevés frais sur des cadavres et conservés au congélateur à -20°C. L'hydratation des fémurs au cours de la congélation a été assurée par des compresses imbibées de soluté isotonique (Versol® NaCl 0,9% pour irrigation) enroulées autour de l'os et par une alèse elle-même imbibée de soluté isotonique. Les échantillons ont été ramenés lentement à température ambiante avant la réalisation des tests. Lors de la manipulation des échantillons à température ambiante, les fémurs ont été hydratés en permanence par des compresses imbibées de chlorure de sodium isotonique.

## **2. Configurations des montages testés**

Une étude antérieure sur la biomécanique en torsion statique de différents montages clou-plaque sur des fémurs de chiens, a montré des différences de raideur en torsion entre les montages, en fonction de l'implantation mono ou bicorticale des vis [31]. Toutefois, cette différence pouvait aussi être attribuée à une différence de la longueur libre de la plaque d'un montage à l'autre. Dans notre étude, les différentes implantations de vis ont été testées sur les 6 mêmes trous de la plaque (les 3 trous les plus proximaux et les 3 trous les plus distaux), ceci permettait d'avoir la même distance libre de la plaque dans toutes les configurations testées. Il était ainsi possible de s'affranchir de ce biais et d'étudier exclusivement les conséquences du type d'implantation des vis.

## **3. Influence de l'intensité de serrage des vis sur la plaque**

Toutes les vis ont été serrées de façon standardisée, avec un tournevis équipé d'un limiteur de couple fixé à 0,3 N.m. Le couple d'insertion des vis réglé sur le limiteur de couple, a été



déterminé par des essais préliminaires sur des corticales de fémurs de chiens de même gabarit que les spécimens inclus dans l'étude. Il correspond au couple maximal de serrage des vis nécessaire pour insérer des vis mono- et bicorticales dans l'os, en les vissant jusqu'au contact avec la plaque. Ce serrage permet d'obtenir un contact étroit entre la plaque et l'os sous-jacent, sans entraîner de rupture du filetage osseux, de la vis ou de léser son empreinte. Ce couple d'insertion de 0,3 N.m est compatible avec les valeurs issues d'une précédente étude sur ce sujet [80].

La standardisation de ce couple fixé à 0,3 N.m a permis de comparer les montages entre eux, en s'affranchissant de la variation de ce paramètre. En effet, il a été estimé que des vis serrées avec un couple très élevé auront une meilleure tenue dans l'os et procureront une raideur supérieure au montage. Il a également été postulé qu'une vis mieux serrée assurerait une meilleure tenue en fatigue de la plaque, puisqu'elle procurerait un coefficient de friction supérieur à l'interface plaque-os, par rapport à une vis serrée avec un couple plus faible. En revanche une vis serrée avec un couple trop important pourrait aussi être à l'origine d'une dégradation de l'interface os-vis compromettant la tenue de la vis.

#### **4. Influence du positionnement des vis par rapport au clou et du sens de torsion**

Toutes les vis ont été placées caudalement au clou, de façon à pouvoir comparer les montages entre eux, en s'affranchissant de l'effet du positionnement des vis par rapport au clou.

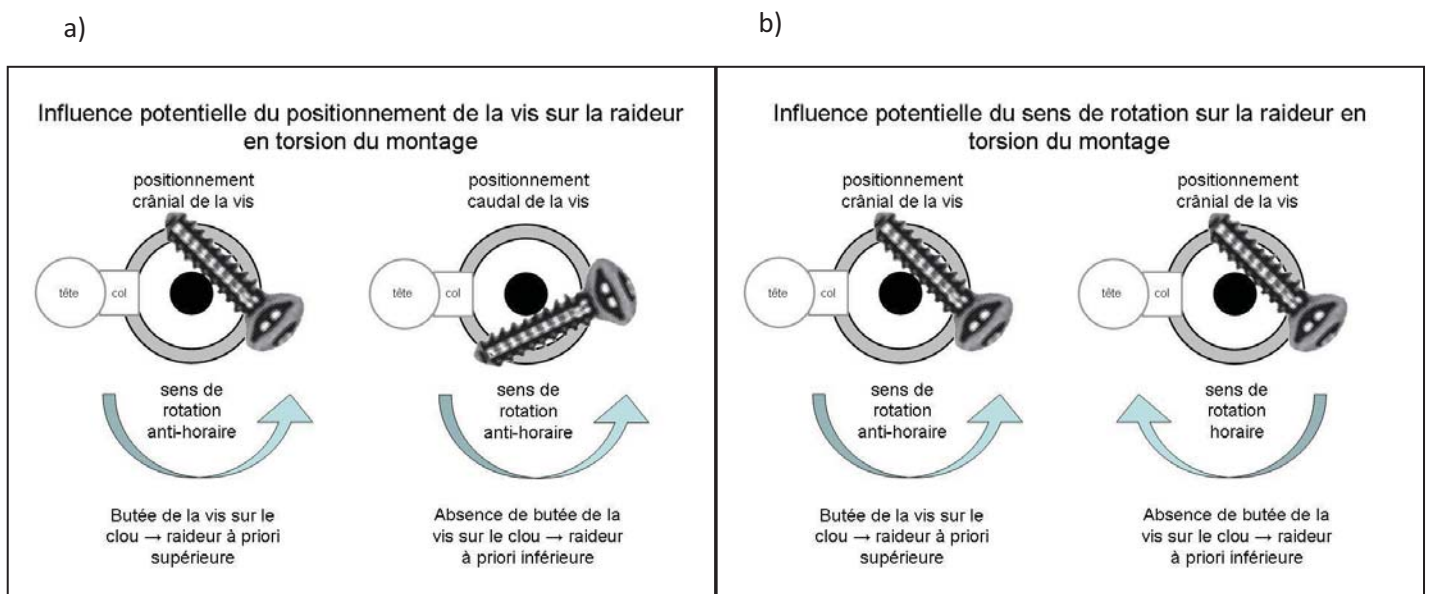
De même, il a été choisi d'utiliser exclusivement des fémurs droits et toutes les torsions ont été effectuées selon un sens horaire, de façon à pouvoir comparer les montages entre eux en s'affranchissant de l'effet du sens d'application de la torsion.

En effet, le positionnement crânial ou caudal de la vis par rapport au clou pourrait potentiellement avoir une influence sur la raideur du montage, selon le sens de la torsion appliquée au dispositif (cf. figure 39). Dans certaines configurations de charge, un phénomène de butée de la vis sur le clou pourrait donc avoir lieu et pourrait par conséquent

modifier la raideur. Ce phénomène a été observé dans une étude en torsion quasi-statique sur des fémurs canins appareillés d'une association clou-plaque VCP [31].

Deux raideurs différentes, visibles sur les courbes représentant le couple en fonction de l'angle de rotation ont été observées dans l'étude de Dejardin et *al.* [19] sur des montages de type clou verrouillé sur des tibias de chiens, de même que dans celle de VonPfeil et *al.* [79]. Les auteurs ont montré que cette modification du comportement mécanique était due à la présence d'un mouvement de la vis de verrouillage dans le trou du clou, créant une raideur avant butée et une raideur après butée.

Aucun phénomène de butée n'a été mis en évidence dans nos courbes, qui présentaient une pente constante au cours du temps, tout comme les courbes des montages de type clou-plaque de l'étude de VonPfeil et *al.* [79].



**Figure 39: Représentation graphique en coupe transversale illustrant a) l'influence potentielle du positionnement de la vis par rapport au clou centromédullaire dans la diaphyse fémorale et b) l'influence du sens de torsion sur la raideur d'un montage [77].**

## 5. Influence de l'utilisation d'un même os pour les essais de plusieurs montages

La réalisation de plusieurs tests de montages variés sur un même os est discutable. En effet, ce choix a conduit à réutiliser les mêmes trous de vis, qui avaient déjà subi des sollicitations dynamiques lors d'un montage précédent. Il est opportun de se demander si le filetage des vis, créé par taraudage dans l'os, ne pourrait pas avoir subi des micro-lésions lors des essais dynamiques précédents.

Les mesures de raideur, obtenues avant et après sollicitations dynamiques, ne semblaient pas différentes. Cela a tendu à prouver que le filetage osseux n'a pas subi de dommages macroscopiquement et mécaniquement détectables.

L'étude de Graham *et al.* a corroboré cette hypothèse [32]. Cette étude a été réalisée sur 6 fibulas de porc, conservées par congélation et ayant subi une ostéotomie, stabilisée par une plaque tubulaire à 7 trous pour vis de 3,5 mm. Les montages ont subi des sollicitations de torsion dynamique, à raison de 0,5 à 2 Hz, pendant 30 à 100 mn, avec un couple de 1,4 à 4,6 N.m. Le couple de desserrage des vis après sollicitation dynamique n'a jamais été significativement différent du couple de desserrage avant sollicitation, sauf dans le cas de rupture du montage. Les mêmes constatations ont été obtenues lors de l'application d'un couple supra-physiologique.

En outre, les montages avec le maximum de vis bicorticales ont été testés en premier. Pour cela, le perçage bicortical a été réalisé d'emblée, ce qui évitait d'abimer le filetage osseux de la première corticale lors du perçage de la deuxième corticale si les montages avec les vis monocorticales avaient été testés en premier.

Néanmoins, dans des conditions idéales, il serait plus judicieux d'utiliser un seul fémur par type de montage.

## 6. Influence de la géométrie de l'os et des implants

Le positionnement initial du clou, de la plaque et des vis pourrait avoir une influence sur le comportement mécanique du montage. Ce positionnement, de même que la géométrie de l'os sur lequel le montage était appliqué, n'a pu être parfaitement standardisés d'un fémur à l'autre.

Ces tests n'ont pu être réalisés selon des sollicitations de torsion pure car l'os n'est pas un cylindre parfait. Bien que l'axe de rotation du montage ait été choisi identique à celui du clou centromédullaire, il était impossible de garantir le positionnement parfait du clou centromédullaire au centre de l'os. La conséquence de cette caractéristique anatomique était un risque d'éloignement du clou, donc de l'axe de torsion appliquée, par rapport à l'axe neutre de torsion du fémur. De plus, il paraissait difficile de garantir que l'axe du clou, même parfaitement centré dans le canal médullaire, correspondait à l'axe de rotation physiologique du fémur, qui demeure inconnu aujourd'hui et qui probablement varie d'un spécimen à l'autre.

De même, la longueur et le diamètre des implants a influé directement sur leurs propriétés mécaniques et donc sur celles de l'os appareillé.

Il existe probablement un « effet structure » sur les résultats obtenus dans notre étude.

Les fémurs les plus homogènes possibles ont été recrutés, un considérant la longueur totale et de diamètre de l'isthme. Des plaques de même longueur, des clous de mêmes diamètre et longueur et de vis identiques ont été utilisés pour tous les montages afin de minimiser le plus possible « l'effet structure ».

Afin d'objectiver mathématiquement l'existence éventuelle de cet « effet structure », une analyse statistique par ANOVA a été réalisée. Cette analyse a permis d'évaluer i) les interactions entre les fémurs appareillés et les différentes phases de torsion quasi-statique, ainsi que ii) les interactions entre les fémurs appareillés et les différents types de montage, qui interviennent sur la raideur en torsion et sur le couple engendrant un angle de torsion de

10°. Cette analyse a révélé l'existence d'interactions statistiquement significatives (cf. tableau 18).

Néanmoins, l'analyse des courbes des raideurs en torsion et des couples engendrant un angle de torsion de 10° des fémurs appareillés en fonction i) des différentes phase de torsion quasi-statique (cf. figures 35 et 36) et ii) en fonction des différents types de montage (cf. figures 37 et 38) a révélé la nature uniquement quantitative de ces interactions. Les tendances observées concernant les propriétés mécaniques des montages et l'influence des sollicitations dynamiques étaient indépendantes des fémurs sur lesquels ils ont été mis en place, autrement dit cela a exclu la présence d'un « effet structure » lié aux différents fémurs utilisés.

## **7. Influence de l'amplitude des sollicitations exercées sur les montages**

Le moment de torsion maximum exercé sur la diaphyse fémorale du chien étant de 1,6 N.m [58], il est légitime de s'interroger sur le choix de la valeur du couple utilisé dans notre étude. Ainsi, le couple maximal moyen pour un angle de torsion maximal de 10° était égal à 0,81 N.m +/- 2%, soit environ la moitié du couple physiologique. Ce choix avait pour dessein d'effectuer des sollicitations dans le domaine d'élasticité des montages, afin d'obtenir un retour à l'état initial après chaque test ; ainsi, chaque test n'influçait pas le suivant. C'est pourquoi il a été appliqué sur chaque échantillon un couple inférieur à 1,6 N.m.

Il serait, néanmoins, intéressant d'effectuer des tests jusqu'à la rupture, afin de compléter la compréhension du comportement biomécanique des montages de type clou-plaque VCP en torsion.

## Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'essayer de répondre à une problématique clinique fréquent et assez ouvert, à savoir l'influence de l'implantation des vis d'un montage clou-plaque VCP lors d'ostéosynthèse de fracture comminutive chez le chien sur les propriétés mécaniques de celui-ci, et l'influence de sollicitations mécaniques dynamiques, simulant la marche, sur ces mêmes propriétés. Pour cela, nous avons calculé les raideurs en torsion et les couples pour un angle de torsion de  $10^\circ$  de 3 types de montage différents, mis en place sur 8 fémurs, à 4 moments différents d'une série de sollicitations dynamiques.

Les résultats ont montré l'importance de l'implantation bicorticale des 2 vis les plus périphériques sur la plaque et la faible répercussion de l'implantation monocorticale des autres vis sur les propriétés mécaniques du montage en torsion.

Cela conduit à conseiller une implantation bicorticale des vis les plus périphériques lors d'utilisation d'un montage clou-plaque VCP pour l'ostéosynthèse d'une fracture comminutive chez le chien, afin de garantir une raideur en torsion maximale de ce montage.

Les différentes raideurs en torsion et les différents couples pour un angle de  $10^\circ$  des montages au cours d'un essai étaient équivalents, indiquant une absence de lâchage des implants, jusqu'à 6100 cycles de sollicitation dynamique.

Il serait intéressant d'utiliser un nombre de cycles plus important, jusqu'à rupture du montage pour déterminer le niveau minimal de contraintes ou le nombre minimal de cycles associé aux risques de lâchage d'implants.

Cette étude s'est inscrit dans un domaine assez novateur puisque peu d'études similaires, faisant appel à de la torsion dynamique, sont décrites dans la littérature. De plus, elle a permis d'inventer, de mettre au point et de valider un dispositif de torsion statique et dynamique original et un protocole d'étude en torsion dynamique qui seront utilisables dans l'étude d'autres configurations de montages. Il également possible d'utiliser un protocole de

torsion dynamique similaire chez l'homme, en faisant varier la fréquence et le moment maximal des cycles.

Nous espérons ainsi utiliser les résultats de l'étude et poursuivre cette dernière par des tests faisant appel à d'autres types de sollicitations que la torsion pour compléter les recommandations quant à l'implantation mono- ou bicorticale des vis et éventuellement prévoir les conditions au-delà desquelles les montages pourraient présenter de la fatigue.

## Bibliographie

- 1.** Autefage, A.  
Consolidation des Fractures  
Paris, 1992, Orthopédie, 3100-3108
- 2.** Autefage, A.  
The Point of View of the Veterinary Surgeon: Bone and Fracture  
*Injury*, 2000, **31**, Suppl. 3, S-C50-55
- 3.** Baumgaertel, F., et al.  
Fracture Healing in Biological Plate Osteosynthesis  
*Injury*, 1998, **29**, Supplement 3, 3-6
- 4.** Beale, B.  
Orthopedic Clinical Techniques Femur Fracture Repair  
*Clin Tech Small Anim Pract*, 2004, **19**, 3, 134-50
- 5.** Beale, B. S.  
Practical Treatment of Comminuted Fractures for the General Practitioner  
Annual North American Veterinary Conference, Orlando (USA), 2007,
- 6.** Bernardé, A.  
An In Vitro Biomechanical Study of Bone Plate and Interlocking Nail in a Canine Diaphyseal Femoral Fracture Model  
*Vet Surg*, 2001, **30**, 5, 397-408
- 7.** Brooks, D. B., et al.  
The Biomechanics of Torsional Fracture: the Stress Concentration Effect of a Drill Hole  
*J Bone Joint Surg Am*, 1970, **6**, 1143-1156
- 8.** Bruse, S., et al.  
Internal Fixation with a VCP in Smalls Animals  
*Vet Comp Orthop Trauma*, 1989, **1**, 40-46
- 9.** Cabassu, J. P.  
Application de la VCP: Veterinary Cuttable Plate  
Proceedings Congrès CNVSPA - FECAVA, Paris, 1994, 86
- 10.** Cachon, T. and Genevois, J.-P.  
Principes Généraux du Traitement des Fractures  
IN: Encyclopédie Vétérinaire, Paris, Orthopédie. 2009,
- 11.** Canapp, J. S. O.  
External Fracture Fixation  
*Clin Tech Small Anim Practice*, 2004, **19**, 3, 114-119



- 12.** Chancrin, J. L.  
Fractures Comminutives : Existe-t-il une Solution Consensuelle ?  
Proceedings CNVSPA, Paris, 2000, 316-317
- 13.** Cordey, J.  
An Introduction to Selected Chapters in Bone Biomechanics  
*Injury*, 1999, **30**, Suppl. 1, S-A1-S-A6
- 14.** Cordey, J.  
Introduction: Basic Concepts and Definitions in Mechanics  
*Injury*, 2000, **31**, Suppl. 2, S-B1-S-B13
- 15.** Cordey, J. and Gautier, E.  
Strain Gauges Used in the Mechanical Testing of Bones Part I: Theoretical and Technical Aspects  
*Injury*, 1999, **30**, Suppl. 1, S-A7-S-A13
- 16.** Cordey, J., et al.  
The Mechanical Strength of Bones in Torsion Application to Human Tibiae  
*Injury*, 2000, **31**, Supplement 3, 68-71
- 17.** Davenport, S. R., et al.  
Dynamic Compression Plate Fixation: a Biomechanical Comparison of Unicortical vs Bicortical Distal Screw Fixation  
*J Orthop Trauma*, 1988, **2**, 2, 146-50
- 18.** Dee, J. F.  
Clinical Application of VCP  
*Vet Comp Orthop Trauma*, 1991, **4**, 2, 37-38
- 19.** Déjardin, L. M., et al.  
In Vitro Mechanical Evaluation of Torsional Loading in Simulated Canine Tibiae for a novel Hourglass-shaped Interlocking Nail with a Self-tapping Tapered Locking Design  
*Am J Vet Res*, 2006, **67**, 4, 678-685
- 20.** DeYoung, D. J. and Probst, C. W.  
Methods of Internal Fracture Fixation  
IN: SLATTER D. Textbook of Small Animal Surgery. Deuxième édition. Philadelphia, 1993,
- 21.** Doblaré, M., et al.  
Modelling Bone Tissue Fracture and Healing: a Review  
*Engineering Fracture Mechanics*, 2004, **71**, 13-14, 1809-1840
- 22.** Drape, J.  
L'Ostéosynthèse Biologique  
Proceedings CNVSPA, Lyon, 1996,

- 23.** Dudley, M., et al.  
Open Reduction and Bone Plate Stabilization, Compared with Closed Reduction and External Fixation, for Treatment of Comminuted Tibial Fractures: 47 Cases (1980-1995) in Dogs  
*J Am Vet Med Assoc*, 1997, **211**, 8, 1008-12
- 24.** Dueland, R. T., et al.  
Structural Properties of Interlocking Nails, Canine Femora, and Femur-Interlocking Nail Constructs  
*Vet Surg*, 1996, **25**, 5, 386-396
- 25.** Duhautois, B.  
Use of Veterinary Interlocking Nails for Diaphyseal Fractures in Dogs and Cats: 121 Cases  
*Vet Surg*, 2003, **32**, 1, 8-20
- 26.** Field, J. R., et al.  
The Influence of Screw Omission on Construction Stiffness and Bone Surface Strain in the Application of Bone Plates to Cadaveric Bone  
*Injury*, 1999, **30**, 9, 591-598
- 27.** Forterre, F.  
L'ostéosynthèse Biologique : Etude Rétrospective de 126 Fractures Traitées par une Ostéosynthèse Biologique  
Th. Med.Vet: Toulouse 1993.
- 28.** Foux, A., et al.  
Improved Fracture Healing with Less Rigid Plates. A Biomechanical Study in Dogs  
*Clin Orthop Relat Res*, 1997, 339, 232-45
- 29.** Fruchter, A. M. and Homberg, D. L.  
Mechanical Analysis of the VCP  
*Vet Comp Orthop Trauma*, 1991, **4**, 116-119
- 30.** Giannoudis, P. V., et al.  
Fracture Healing: The Diamond Concept  
*Injury*, 2007, **38**, Supplement 4, S3-S6
- 31.** Gossot, P.  
Etude Biomécanique in vitro en Torsion d'un Montage Clou/plaque Pontant une Perte de Substance Médio-diaphysaire Fémorale ; Influence du Nombre de Vis et de leur Implantation Mono ou Bicorticale  
Master Recherche: Paris 2007. 32
- 32.** Graham, A. K., et al.  
Screw Loosening in an in vitro Mid Fibular Osteotomy Model under Dynamic Loading Conditions  
*Foot Ankle Int*, 2000, **21**, 10, 849-51

- 33.** Griffon, D. J., et al.  
Biomechanical Properties of Canine Corticocancellous Bone Frozen in Normal Saline Solution  
*Am J Vet Res*, 1995, **56**, 6, 822-5
- 34.** Guiraute, I.  
Plaques Vétérinaires Sécables: Etude Biomécanique Vétérinaire  
Th. Med.Vet: Toulouse 2005: TOU 3-4068.
- 35.** Horstman, C. L., et al.  
Biological Osteosynthesis versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001  
*Vet Surg*, 2004, **33**, 3, 232-237
- 36.** Hulse, D.  
Plate/rod Constructs for Semi-rigid Stabilization in the Dog and Cat  
*AO Dialogue*, 2007, **2007**, 3, 36-38
- 37.** Hulse, D., et al.  
Effect of Intramedullary Pin Size on Reducing Bone Plate Strain  
*Vet Comp Orthop Traumatol*, 2000, **13**, 4, 185-190
- 38.** Hulse, D. and Hyman, B.  
Biomechanics of Fracture Fixation Failure  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1991, **21**, 4, 647-67
- 39.** Hulse, D. and Hyman, B.  
Fracture Biology and Biomechanics  
IN: SLATTER Textbook of Small Animal Surgery. Deuxième édition. Philadelphia: W. B. S. Company, 1993, 1595-1603
- 40.** Hulse, D., et al.  
Reduction in Plate Strain by Addition of an Intramedullary Pin  
*Vet Surg*, 1997, **26**, 6, 451-9
- 41.** Jagodzinski, M. and Krettek, C.  
Effect of Mechanical Stability on Fracture Healing -- an Update  
*Injury*, 2007, **38**, 1, Supplement 1, S3-S10
- 42.** Johnson, A. L., et al.  
Fragment Reconstruction and Bone Plate Fixation vs Bridging Plate Fixation for Treating Highly Comminuted Femoral Fractures in Dogs: 35 Cases (1987-1997)  
*J Am Vet Med Assoc*, 1998, **213**, 8, 1157-1161
- 43.** Johnson, C. B. A. and Fallat, L. M.  
The effect of Screw Holes on Bone Strength  
*J Foot Ankle Surg*, 1997, **36**, 6, 446-451

- 44.** Kang, Q., et al.  
Effect of Multiple Freezing-Thawing Cycles on Ultimate Indentation Load and Stiffness of Bovine Cancellous Bone  
*Am J Vet Res*, 1997, **58**, 10, 1171-1173
- 45.** Kesemenli, C., et al.  
Treatment of Multifragmentary Fractures of the Femur by Indirect Reduction (Biological) and Plate Fixation  
*Injury*, 2002, **33**, 8, 691-699
- 46.** Krettek, C.  
Foreword: Concepts of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis  
*Injury*, 1998, **29**, Supplement 3, 1-1
- 47.** Krettek, C., et al.  
Evolution of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) in the Femur  
*Injury*, 2001, **32**, Supplement 3, 14-23
- 48.** Linde, F. and Sorensen, H. C.  
The Effect of Different Storage Methods on the Mechanical Properties of Trabecular Bone  
*J Biomech*, 1993, **26**, 10, 1249-52
- 49.** Malaval, V.  
Comparaison de 6 Montages Combinés Clou-Plaque chez le Chien : Etude Mécanique Expérimentale en Torsion  
Th. Med.Vet: Toulouse 2009: TOU 3-4047.
- 50.** Malizos, K. N. and Papatheodorou, L. K.  
The Healing Potential of the Periosteum: Molecular Aspects  
*Injury*, 2005, **36**, 3, Supplement 1, S13-S19
- 51.** Mathon, D. H., et al.  
Ostéosynthèse d'Alignement et Montage Combiné chez le Chien : à Propos d'un Cas  
*Rev Med Vet*, 2000, **151**, 8-9, 821-828
- 52.** Matthews, S. J., et al.  
Innovations in Osteosynthesis and Fracture Care  
*Injury*, 2008, **39**, 8, 827-38
- 53.** McDuffee, L. A., et al.  
An in vitro Biomechanical Investigation of an Interlocking Nail for Fixation of Diaphyseal Tibial Fractures in Adult Horses  
*Vet Surg*, 1994, **23**, 4, 219-30
- 54.** McKibbin, B.  
The Biology of Fracture Healing in Long Bones  
*J Bone Joint Surg [Br]*, 1978, **60**, 150-162

- 55.** McLaughlin, R.  
Internal Fixation. Intramedullary Pins, Cerclage Wires, and Interlocking Nails  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1999, **29**, 5, 1097-116
- 56.** Meyrueis, J. P. and Cazenave, A.  
Consolidation des Fractures  
*EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, 2004, **1**, 2, 138-162
- 57.** Meyrueis, P., et al.  
Biomécanique de l'Os. Application au Traitement des Fractures  
*EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, 2004, **1**, 1, 64-93
- 58.** Page, A. E., et al.  
Determination of Loading Parameters in the Canine Hip In Vivo  
*J Biomech*, 1993, **26**, 4/5, 571-579
- 59.** Palierne, S., et al.  
Geometric Analysis of the Proximal Femur in a Diverse Sample of Dogs  
*Res Vet Sci*, 2006, **80**, 3, 243-252
- 60.** Palissier, F.  
Comparaison de 6 Montages Combinés Clou-Plaque chez le Chien : Etude Mécanique Expérimentale  
Th. Med.Vet: Toulouse 2008. 96
- 61.** Palmer, R. H.  
Biological Osteosynthesis  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1999, **29**, 5, 1171-85
- 62.** Panjabi, M. M., et al.  
Biomechanical Time-tolerance of Fresh Cadaveric Human Spine Specimens  
*J Orthop Res*, 1985, **3**, 3, 292-300
- 63.** Pelker, R. R., et al.  
Effects of Freezing and Freeze-drying on the Biomechanical Properties of Rat Bone  
*J Orthop Res*, 1984, **1**, 4, 405-411
- 64.** Perren, S. M.  
Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures  
*J Bone Joint Surg Br*, 2002, **84**, 8, 1093-1110
- 65.** Piermattei, D. L., et al.  
Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair  
St Louis, D. L. Piermattei, et al., 2006, 817
- 66.** Radasch, R. M.  
Biomechanics of Bone and Fractures  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1992, **29**, 5, 1045-1082

- 67.** Reems, M. R., et al.  
Use of a Plate-rod Construct and Principles of Biological Osteosynthesis for Repair of Diaphyseal Fractures in Dogs and Cats: 47 Cases (1994–2001)  
*J Am Vet Med Assoc*, 2003, **223**, 3, 330–335
- 68.** Remedios, A.  
Bone and Bone Healing  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1999, **29**, 5, 1029-44
- 69.** Roe, S. C., et al.  
Biomechanical Properties of Canine Cortical Bone Allografts: Effects of Preparation and Storage  
*Am J Vet Res*, 1988, **49**, 6, 873-7
- 70.** Rolland, E. and Saillant, G.  
La Consolidation Osseuse Normale et Pathologique  
*Ann Réadapt Med Phys*, 1995, **38**, 5, 245-251
- 71.** Schatzker, J.  
Changes in the AO/ASIF Principles and Methods  
*Injury*, 1995, **26**, Supplement 2, B51-B56
- 72.** Schemitsch, E. H., et al.  
Comparison of the Effect of Reamed and Unreamed Locked Intramedullary Nailing on Blood Flow in the Callus and Strength of Union Following Fracture of the Sheep Tibia  
*J Orthop Res*, 1995, **13**, 3, 382-9
- 73.** Schiltz, G.  
Biomécanique Osseuse: Biomécanique de la Réparation des Fractures  
*Point Vet*, 1989, **21**, 124, 677-684
- 74.** Schiltz, G.  
Biomécanque Osseuse: Bases Théoriques et Biomécaniques des Fractures  
*Point Vet*, 1988, **20**, 115, 619-630
- 75.** Stiffler, K. S.  
Internal Fracture Fixation  
*Clin Tech Small Anim Pract*, 2004, **19**, 3, 105-13
- 76.** Strömberg, L. and Dalén, N.  
The Influence of Freezing on the Maximum Torque Capacity of Long Bones: An Experimental Study on Dogs  
*Acta Orthop Scand*, 1976, **47**, 3, 254-256
- 77.** Vannini, R.  
The Plate/rod Technique to Stabilize Comminuted Fractures in Cats  
12th ESVOT Congress, Munich (Germany), 2004,

**78.** Verset, M.

Etude en Torsion Dynamique d'un Montage Clou-Plaque sur Fémur Canin  
Master Recherche: Paris 2009.

**79.** vonPfeil, D. J. F., et al.

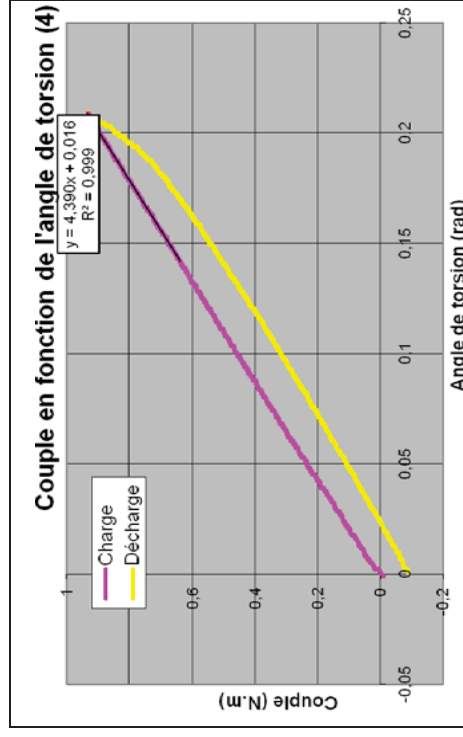
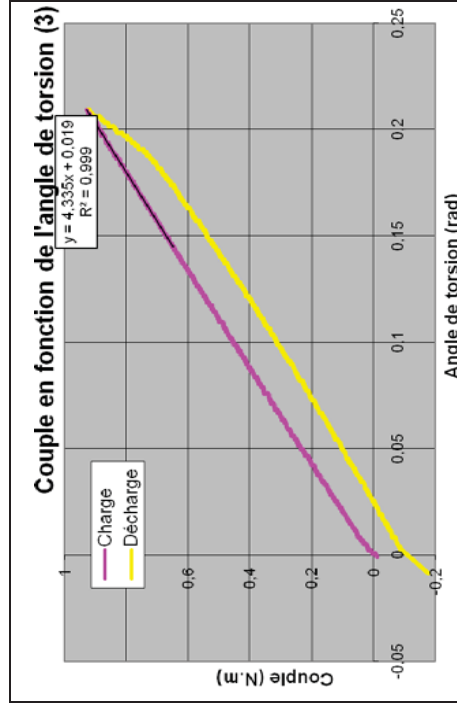
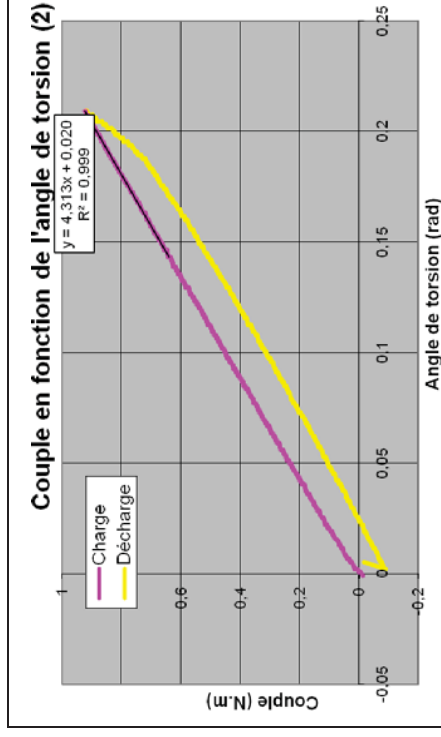
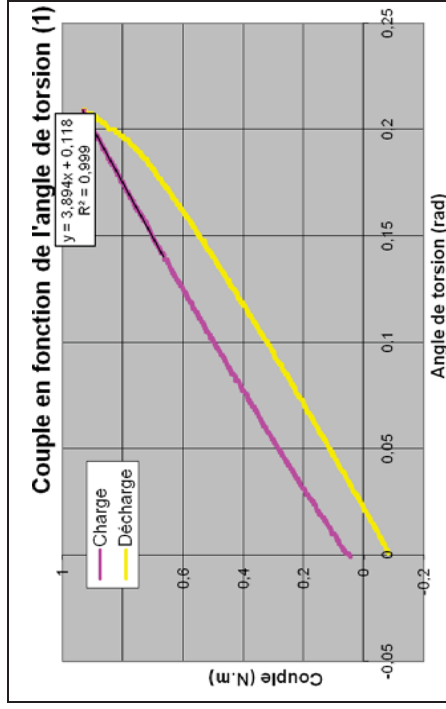
In Vitro Biomechanical Comparison of a Plate-rod Combination-construct and an Interlocking Nail-construct for Experimentally Induced Gap Fractures in Canine Tibiae  
*Am J Vet Res*, 2005, **66**, 9, 1536–1543

**80.** You, Z. H., et al.

Biomechanical Properties of Small Bone Screws.  
*J Oral Maxillofac Surg*, 1994, **52**, 12, 1293-1302

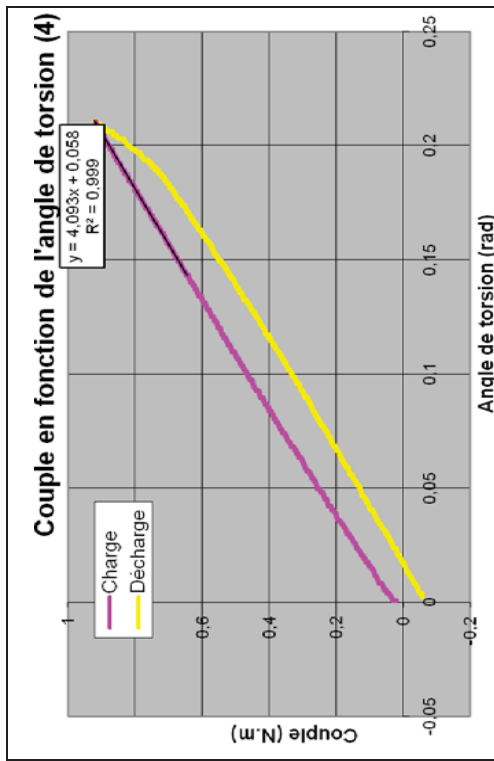
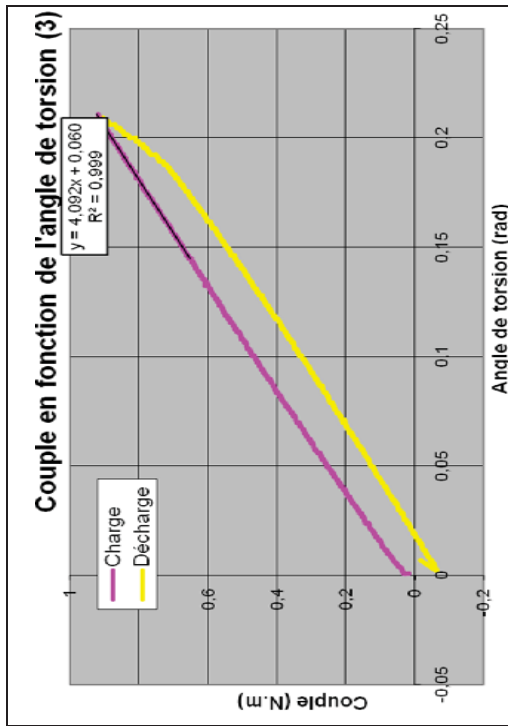
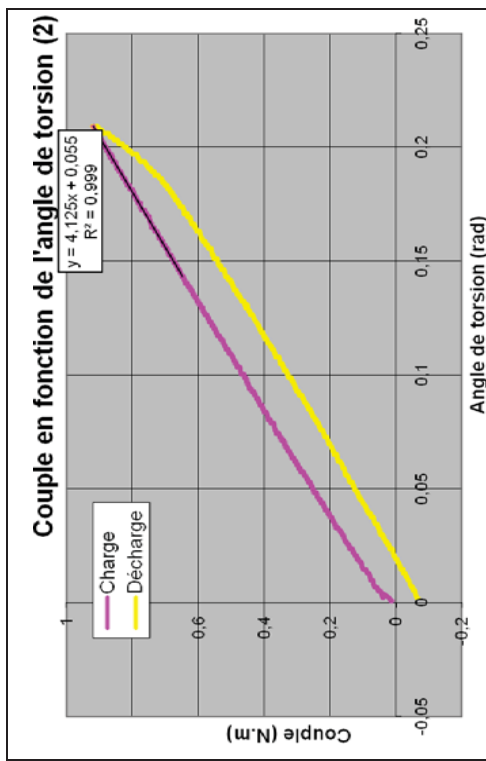
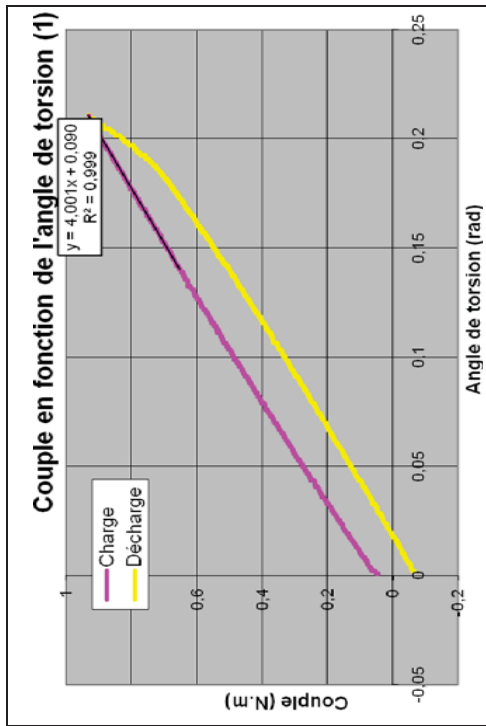
# Annexes

Annexe 1 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 1. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15

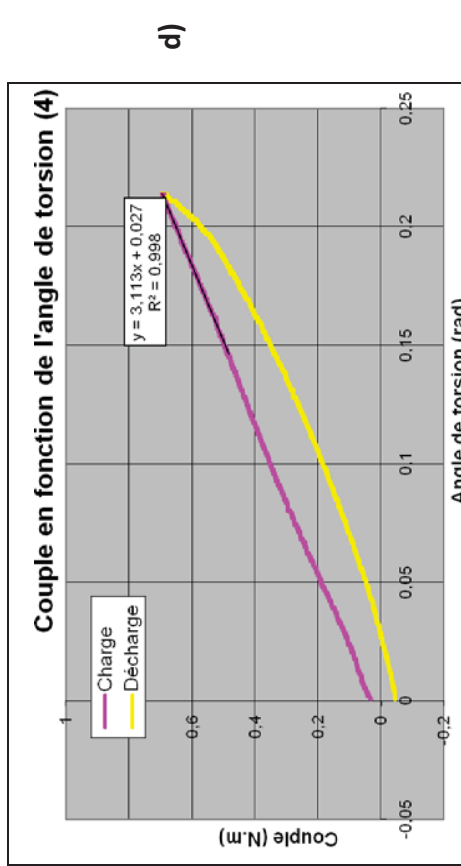
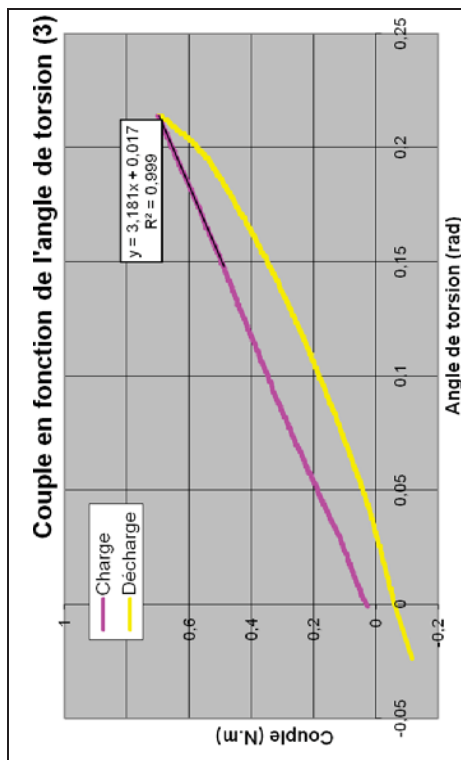
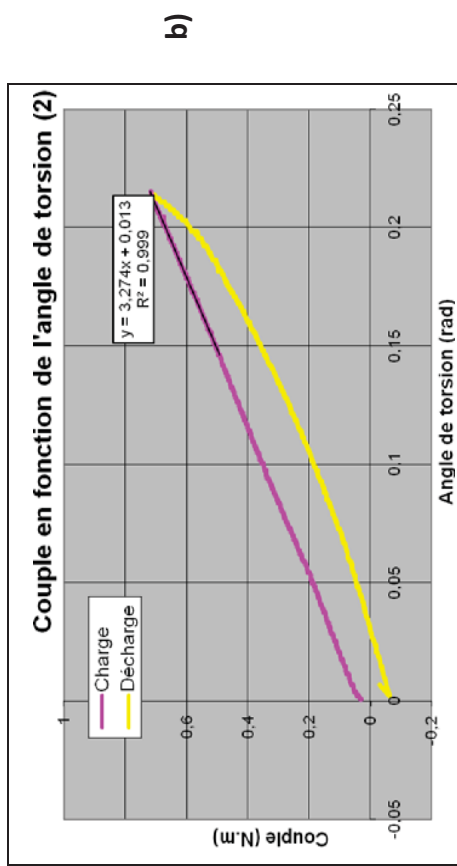
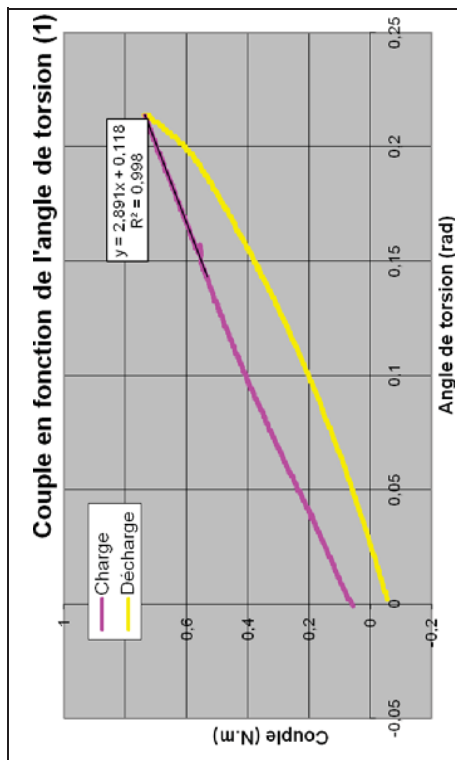




Annexe 2 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 2. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15



Annexe 3 : Courbes représentant le couple en fonction de l'angle de torsion pour les différentes phases de torsion quasi-statique obtenues pour le fémur 4D équipé du montage 3. a) phase 1 correspondant à l'étape 3 ; b) phase 2 correspondant à l'étape 7 ; c) phase 3 correspondant à l'étape 11 ; d) phase 4 correspondant à l'étape 15





NOM : GEORGES

Prénom : Aurélie

TITRE : Biomécanique en torsion dynamique de montages clou-plaque sur fémurs canins

RESUME : Dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires fémorales comminutives, visant à respecter le concept d'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de comparer 3 montages combinés, constitués d'un clou centromédullaire et d'une plaque VCP pour vis de 2,0 et 2,7 mm de diamètre, en faisant varier l'implantation des vis servant à la fixation de la plaque. L'étude a été réalisée sur 8 fémurs canins, appareillés successivement avec les trois différents montages. Ils ont été soumis à des tests en torsion statique et dynamique, avec mesures du couple et de l'angle de torsion, permettant d'évaluer l'influence de différents type d'implantation de vis et les effets de l'application d'une torsion dynamique sur les propriétés mécaniques du montage.

Les essais de validation du banc de torsion et du système de mesures sur des poutres en aluminium ont montré une bonne justesse des résultats. Les résultats des tests sur les fémurs appareillés ont mis en évidence le rôle majeur de l'implantation bicorticale des 2 vis les plus périphériques sur la plaque et la faible répercussion de l'implantation monocorticale des autres vis sur les propriétés mécaniques des montages en torsion.

Ces mêmes résultats ont également indiqués une absence de lâchage des implants, jusqu'à 6100 cycles de sollicitation dynamique, malgré un certain desserrage des 2 vis les plus proches de la partie encastrée des fémurs.

MOTS-CLES : DYNAMIQUE - OSTEOSYNTHESE – CHIEN – FEMUR – TORSION - COUPLE - RAIDEUR – CLOU - PLAQUE

---

ENGLISH TITLE: Biomechanics in dynamic torsion of plate-rod constructs on canine femurs

ABSTRACT: The purpose of the author was to compare 3 different plate-rod constructs used to repair comminuted femoral diaphyseal fractures according to the concept of biological osteosynthesis. The 3 different constructs (made up of a 2,0 - 2,7 Veterinary Cuttable Plate associated with an intramedullary pin) were put on 8 canine femurs, and were varying in their screws implantations. The femurs were loaded in static and dynamic torsion, with angle and torque measurement, to determine the influence of screws implantation and of dynamic cycling on mechanical properties of the constructs.

Preliminary trials on aluminium beams showed good trueness of the torsion device and the measurement system. Trials on the femurs fitted with the constructs highlighted the major role of bicortical implantation of the most peripheral screws and the minor effect of monocortical implantation of other screws on the mechanical properties of constructs. No implants failure was observed till 6100 cycles, although some loosening of the 2 screws closest to the embedded part of the femurs was detected.

KEYWORDS: DYNAMIC – OSTEOSYNTHESIS – DOG – FEMUR – TORSION - TORQUE - STIFFNESS - ROD – PLATE