



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2024 - Thèse n° 018

**COMPARAISON BIOMÉCANIQUE EN COMPRESSION
ET FLEXION 4-POINTS D'UN CLOU VERROUILLÉ À
ANGLE STABLE ET D'UN MONTAGE CLOU-PLAQUE
VERROUILLÉE DANS UN MODÈLE DE FRACTURE
COMMINUTIVE**

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 21 juin 2024
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

MINCK Gaëtan

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2024 - Thèse n° 018

COMPARAISON BIOMÉCANIQUE EN COMPRESSION ET FLEXION 4-POINTS D'UN CLOU VERROUILLÉ À ANGLE STABLE ET D'UN MONTAGE CLOU-PLAQUE VERROUILLÉE DANS UN MODÈLE DE FRACTURE COMMINUTIVE

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 21 juin 2024
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

MINCK Gaëtan

Liste des enseignants du Campus vétérinaire de Lyon (13/03/2024)

Mme	ABITBOL	Marie	Professeur
M.	ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	Maître de conférences
Mme	ARCANGIOLI	Marie-Anne	Professeur
Mme	AYRAL	Florence	Maître de conférences
Mme	BECKER	Claire	Professeur
Mme	BELLUCO	Sara	Maître de conférences
Mme	BENAMOU-SMITH	Agnès	Maître de conférences
M.	BENOIT	Etienne	Professeur
M.	BERNY	Philippe	Professeur
Mme	BLONDEL	Margaux	Maître de conférences
M.	BOURGOIN	Gilles	Maître de conférences
Mme	BRASSARD	Colline	Maître de conférences (stagiaire)
M.	BRUTO	Maxime	Maître de conférences
M.	BRUYERE	Pierre	Maître de conférences
M.	BUFF	Samuel	Professeur
M.	BURONFOSSE	Thierry	Professeur
M.	CACHON	Thibaut	Maître de conférences
M.	CADORÉ	Jean-Luc	Professeur
Mme	CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	Professeur
Mme	CANNON	Leah	Maître de conférences (stagiaire)
M.	CHABANNE	Luc	Professeur
Mme	CHALVET-MONFRAY	Karine	Professeur
M.	CHANOIT	Guillaume	Professeur
M.	CHETOT	Thomas	Maître de conférences
Mme	DE BOYER DES ROCHES	Alice	Professeur
Mme	DELIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	Professeur
Mme	DJELOUADJI	Zorée	Professeur
Mme	ESCRIOU	Catherine	Maître de conférences
M.	FRIKHA	Mohamed-Ridha	Maître de conférences
M.	GALIA	Wessam	Maître de conférences
M.	GILLET	Benoit	Maître de conférences
Mme	GILOT-FROMONT	Emmanuelle	Professeur
M.	GONTHIER	Alain	Maître de conférences
Mme	GREZEL	Delphine	Maître de conférences
Mme	HUGONNARD	Marine	Maître de conférences
Mme	JEANNIN	Anne	Inspecteur en santé publique vétérinaire
Mme	JOSSON-SCHRAMME	Anne	Chargée d'enseignement contractuelle
M.	JUNOT	Stéphane	Professeur
M.	KODJO	Angeli	Professeur
Mme	KRAFFT	Emilie	Maître de conférences
Mme	LAABERKI	Maria-Halima	Maître de conférences
Mme	LAMBERT	Véronique	Maître de conférences
Mme	LE GRAND	Dominique	Professeur
Mme	LEBLOND	Agnès	Professeur
Mme	LEDOUX	Dorothée	Maître de conférences
M.	LEFEBVRE	Sébastien	Maître de conférences
Mme	LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	Maître de conférences
M.	LEGROS	Vincent	Maître de conférences
M.	LEPAGE	Olivier	Professeur
Mme	LOUZIER	Vanessa	Professeur
M.	LURIER	Thibaut	Maître de conférences
M.	MAGNIN	Mathieu	Maître de conférences
M.	MARCHAL	Thierry	Professeur
Mme	MOSCA	Marion	Maître de conférences
M.	MOUNIER	Luc	Professeur
Mme	PEROZ	Carole	Maître de conférences
M.	PIN	Didier	Professeur
Mme	PONCE	Frédérique	Professeur
Mme	PORTIER	Karine	Professeur
Mme	POUZOT-NEVORET	Céline	Professeur
Mme	PROUILLAC	Caroline	Professeur
M.	RACHED	Antoine	Maître de conférences
Mme	REMY	Denise	Professeur
Mme	RENE MARTELLET	Magalie	Maître de conférences

hM.	ROGER	Thierry	Professeur
M.	SAWAYA	Serge	Maître de conférences
M.	SCHRAMME	Michael	Professeur
Mme	SERGEANT	Delphine	Professeur
M.	TORTEREAU	Antonin	Maître de conférences
Mme	VICTONI	Tatiana	Maître de conférences
M.	ZENNER	Lionel	Professeur

Remerciements au jury

A Madame Élvire SERVIEN,

Professeur de l'UFR de Médecine Lyon Sud Charles Mérieux

Pour nous avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,

Tous mes hommages les plus respectueux.

A Monsieur Thibaut CACHON,

Professeur de chirurgie à VetAgro Sup, campus vétérinaire de Lyon

Pour m'avoir proposé ce travail, pour sa disponibilité et ses conseils avisés,

Qu'il trouve ici l'expression de tout mon respect et de ma reconnaissance

A Monsieur Benoit GILLET,

Professeur d'anatomie à VetAgro Sup, campus vétérinaire de Lyon

Pour nous avoir fait l'honneur d'accepter de juger ce manuscrit et de siéger à ce jury
en tant que second assesseur,

Mes plus sincères remerciements.

Table des matières

LISTE DES FIGURES.....	11
LISTE DES TABLEAUX.....	13
LISTE DES ABREVIATIONS.....	15
INTRODUCTION.....	17
PARTIE 1 : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	21
I. LA TRAUMATOLOGIE DES OS LONGS CHEZ LES CARNIVORES DOMESTIQUES	22
A. <i>Prévalence et épidémiologie</i>	22
1. Causes prédisposantes.....	22
2. Causes déterminantes.....	22
3. Type de fracture.....	23
3.1. Description de la fracture.....	23
3.2. Origine de la fracture	23
3.3. Les fractures comminutives	23
4. Types d'os fracturé.....	24
B. <i>Traitement</i>	25
1. Traitement orthopédique	26
2. Traitement chirurgical.....	27
2.1. Ostéosynthèse anatomique	27
2.1.1. Avantage	27
2.1.2. Inconvénients.....	28
2.2. Ostéosynthèse biologique.....	28
2.2.1. Avantage	29
2.2.2. Inconvénients.....	29
2.3. Matériel d'ostéosynthèse	29
3. Conclusion	30
II. LES MONTAGES CLOU-PLAQUES.....	31
A. <i>Principes et description du montage</i>	31
B. <i>Avantages biomécaniques</i>	32
C. <i>Indications</i>	32
D. <i>Limites et inconvénients des montages clou-plaque</i>	33
III. LES CLOUS VERROUILLES.....	34
A. <i>Principe et description du clou verrouillé</i>	34
B. <i>Historique et évolution des dispositifs</i>	35
1. Les prémices de l'enclouage centro-médullaire	35
1.1. Médecine humaine	35
1.2. Médecine vétérinaire	35
2. Évolution des clous verrouillés	36
2.1. Première génération	36
2.2. Deuxième génération.....	36
2.2.1. Clou I-Loc®	37
2.2.2. Clou Surg'X®.....	37
C. <i>Avantages biomécaniques</i>	41
1. Propriétés communes aux différents clous verrouillés	41
2. Clou verrouillé à angle stable.....	41
D. <i>Indication</i>	42
E. <i>Limites et inconvénients</i>	43
1. Les limites.....	43
2. Les inconvénients.....	43
3. Les complications	44
PARTIE 2 : ETUDE BIOMÉCANIQUE	45

I.	OBJECTIF DE L'ETUDE.....	46
II.	MATÉRIEL ET METHODE	46
A.	<i>Préparation des montages</i>	47
1.	Modélisation de l'os.....	47
2.	Montage clou-plaque.....	48
2.1.	Description du montage.....	48
2.1.1.	Les plaques.....	49
2.1.2.	Les vis.....	49
2.1.3.	Les clous intramédullaires.....	49
2.1.4.	Modélisation d'une fracture comminutive.....	49
2.2.	Assemblage.....	49
2.2.1.	Fixation de la plaque.....	50
2.2.2.	Fixation du clou intramédullaire.....	50
3.	Montage du clou verrouillé à angle stable.....	52
3.1.	Description du montage.....	52
3.1.1.	Les clous Surg'X®.....	52
3.1.2.	Les vis de verrouillage.....	52
3.2.	Assemblage.....	52
B.	<i>Description du montage sur le banc d'essai</i>	53
1.	Montage pour les essais en compression.....	53
1.	Montage pour les essais en flexion 4-points.....	54
C.	<i>Protocole des essais</i>	56
1.	Essai de compression.....	56
1.1.	Essai non destructif.....	56
1.2.	Essai destructif.....	57
2.	Essai de flexion 4-points.....	57
2.1.	Essai non destructif.....	58
2.2.	Essai destructif.....	58
D.	<i>Paramètre étudié</i>	58
1.	Déformation axiale maximale.....	59
2.	Rigidité d'un implant.....	59
2.1.	Définition.....	59
2.2.	Compliance du montage.....	60
3.	Charge maximale.....	60
	60
E.	<i>Mode de rupture</i>	61
F.	<i>Analyse statistique des données</i>	61
1.	Test de la normalité des paramètres et égalité des variances.....	61
2.	Analyses des données.....	61
III.	RÉSULTATS.....	63
A.	<i>Étude comparative des essais en compression</i>	63
1.	Compression lors des essais non destructifs.....	63
2.	Compression lors des essais destructifs.....	64
B.	<i>Étude comparative des tests en flexion 4-points</i>	66
1.	Flexion 4-points lors ces essais non destructifs.....	66
2.	Flexion 4-points lors ces essais destructifs.....	67
IV.	DISCUSSION.....	69
A.	<i>Objectif de l'étude</i>	69
1.	Comparaison des résultats.....	69
1.1.	Comparaison aux montages plaques.....	69
1.2.	Comparaison aux montages clou plaques.....	70
1.3.	Comparaison avec les autres clous.....	71
B.	<i>Justification du modèle</i>	72
1.	Modélisation des os.....	72
2.	Modélisation des fractures.....	72
C.	<i>Sélection des implants</i>	73
D.	<i>Élaboration du protocole</i>	73

<i>E. Limite de l'étude.....</i>	<i>73</i>
CONCLUSION.....	75
BIBLIOGRAPHIE	77

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1 : Schéma d'une fracture comminutive d'après (18)	24
FIGURE 2 : Schéma de la répartition des fractures chez le chat, modifié par Pauline Lantz d'après (20)	24
FIGURE 3 : Schéma de la répartition des fractures chez le chien d'après (22)	25
FIGURE 4 : Exemple de coaptation externe dans la prise en charge d'une fracture simple du tibia d'après (26)	26
FIGURE 5 : Illustration de quelques implants primaires d'après (26)	30
FIGURE 6 : Schéma d'un montage clou plaque dans un humérus. Source : (18)	31
FIGURE 7 : Schéma d'un montage de clou verrouillé dans un humérus. Source : (18)	34
FIGURE 8 : Clou verrouillé de 2ème génération : clou I-Loc® de BioMérix. Source : (63)	37
FIGURE 9 : Adéquation entre la courbure du clou Surg'X® et la forme anatomique du fémur, du tibia et de l'humérus. Source : (64)	38
FIGURE 10 : Correspondance entre la couleur des CVAS de Surg'X®, leur diamètre et le poids du patient. Source : (64)	39
FIGURE 11 : Description des vis Surg'X®. Source : (64)	40
FIGURE 12 : Système de verrouillage des clous Surg'X®. Source : (64)	40
FIGURE 13 : Tubes composites de Sawbones®. Source : MINCK Gaëtan	47
FIGURE 14 : Découpage des tubes Sawbones® à l'aide d'un guide. Source : MINCK Gaëtan	47
FIGURE 15 : Guide de perçage pour les vis de la plaque du MCP (à gauche) et du clou (à droite). Source : MINCK Gaëtan	48
FIGURE 16 : Modélisation d'une fracture comminutive. Source : MINCK Gaëtan	49
FIGURE 17 : Mise en place des vis verrouillées. Source : MINCK Gaëtan	50
FIGURE 18 : Placement des guides de perçage à un bord distal du montage. Source : MINCK Gaëtan	50
FIGURE 19 : Perçage du trou pour la mise en place du clou. Source : MINCK Gaëtan	51
FIGURE 20 : Schéma du montage final Clou-Plaque LCP	51

FIGURE 21 : Schéma de la coupe transversale du montage avec la position de la vis par rapport au clou	51
FIGURE 22 : Schéma du montage final clou	52
FIGURE 23 : Fixation des tubes Sawbones au manchon métallique et liaison au banc d'essai.....	53
FIGURE 24 : Montage clou (à gauche) et MCP (à droite) relié au banc lors des essais en compression	54
FIGURE 25 : Schéma du dispositif de flexion 4-points.....	55
FIGURE 26 : Montage Clou-Plaque relié au banc lors des essais en flexion 4-points. Source : MINCK Gaëtan	55
FIGURE 27 : Courbe <i>Déformation axiale = f(Charge)</i> où D_m est la déformation axiale maximale observée	59
FIGURE 28 : Courbe <i>Charge = f(Déformation axiale)</i> où C_m est la charge maximale supportée observée et le module de Young est mesuré	60
FIGURE 29 : Box Plot de la compression des essais non destructifs	63
FIGURE 30 : Comparaison des courbes <i>Déformation axiale = f(Charge)</i> en compression pour les essais non destructifs des MCP et montages CLOU.....	64
FIGURE 31 : Box Plot de la compression des essais destructifs.....	64
FIGURE 32 : Comparaison des courbes <i>Charge = f(Déformation axiale)</i> en compression pour les essais destructifs des MCP et montages CLOU.....	65
FIGURE 33 : Construction du CLOU et du MCP en fin d'essai destructif en compression. Source : MINCK Gaëtan	65
FIGURE 34 : Box Plot de la Flexion 4-points des essais non destructifs	66
FIGURE 35 : Comparaison des courbes <i>Déformation axiale = f(Charge)</i> en flexion 4-points pour les essais non destructifs des MCP et montages CLOU....	67
FIGURE 36 : Box Plot de la Flexion 4-points des essais destructifs	67
FIGURE 37 : Comparaison des courbes <i>Moment de flexion = f(Déformation axiale)</i> en flexion 4-points pour les essais destructifs des MCP et montages clou.....	68
FIGURE 38 : Construction du clou et du MCP en fin d'essai destructif en compression. Source : MINCK Gaëtan	68

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU I : Description des montages	46
TABLEAU II : Protocole d'essai de compression pour les essais non destructifs	56
TABLEAU III : Protocole d'essai de compression pour les essais destructifs	57
TABLEAU IV : Protocole d'essai de flexion pour les essais non destructifs	58
TABLEAU V : Protocole d'essai de flexion pour les essais destructifs	58
TABLEAU VI : Comparaison des paramètres étudiés entre les MCP et les CLOU en compression (moyenne \pm écart-type).....	63
TABLEAU VII : Comparaison des paramètres étudiés entre les MCP et les montages CLOU en flexion 4-points (moyenne \pm écart-type)	66

LISTE DES ABREVIATIONS

- AO : Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
- **CVAS** : Clou Verrouillé à Angle Stable
- **ICE** : Interactions Cellules Environnement
- **LCP** : Locking Compression Plate
- **MCP** : Montage Clou-Plaque

INTRODUCTION

En médecine vétérinaire, l'utilisation de plaques verrouillées est un le traitement de choix pour le traitement des fractures instables et comminutives des os longs, c'est-à-dire avec la présence d'esquilles. (1) Ce type de fracture est fréquent chez les carnivores domestiques. Avec ce type de plaque sont utilisées des vis dont la tête se verrouille dans la plaque, d'où son nom, permettant un montage à angle stable. Afin d'améliorer davantage la stabilité de ce montage, une broche intramédullaire peut-être ajoutée, donnant lieux à un montage clou-plaque. Ces derniers ont montré une meilleure rigidité et longévité que les plaques seules. (2)

Au contraire, en médecine humaine, ce sont les clous verrouillés qui représentent le traitement de choix dans la réparation de la plupart des fractures diaphysaires comminutives fermées des os longs, à l'exception du radius. (3) Les clous verrouillés sont des tiges intramédullaires avec des trous transversaux conçues pour accueillir un mécanisme de verrouillage qui se situe aux extrémités de l'implant. Leur utilisation constitue une technique peu invasive. Ils sont particulièrement indiqués dans le cadre du traitement des fractures instables associées à des lésions tissulaires importantes. En effet, de par leur position intra-médullaire proche de l'axe neutre de l'os et leur important moment d'inertie, ils offrent une bonne résistance à la flexion, à la compression et à la torsion. (4)

En médecine vétérinaire, les premiers clous développés dans les années 90 étaient associés à un taux de complications élevées (non-union dans 14 à 20 % des cas) principalement liée à la faiblesse du mécanisme de verrouillage. En effet, le jeu entre le trou de verrouillage et la vis de verrouillage est à l'origine d'une instabilité en rotation pouvant conduire à une mauvaise cicatrisation osseuse. (5) ainsi il était recommandé de limiter leur utilisation aux fractures des fractures médio-diaphysaires.

Afin d'éliminer cette instabilité rotationnelle, des clous verrouillés à angle stable (CVAS) ont été développés. Les vis de verrouillage sont ancrées fermement dans l'os, améliorant la stabilité du montage et permettant d'élargir leur indication aux fractures métaphysaires et /ou très instable. (6)

Depuis peu, un clou verrouillé à angle stable anatomique en titane a été développé. Une récente étude a mis en évidence sa supériorité biomécanique dans un modèle de fracture comminutive par rapport à une plaque. (7)

L'objectif de cette thèse est de comparer les propriétés biomécaniques en compression et en flexion 4-points de ce nouveau clou verrouillé à angle stable (CVAS) à celles du montage clou-plaque (MCP). Le support de l'expérience sera un modèle expérimental reproduisant une fracture comminutive diaphysaire d'un os long chez un chien de taille moyenne.

Cette étude est la continuité de l'évaluation biomécanique de ce nouveau clou verrouillé, en le comparant avec le montage clou-plaque et aux plaques verrouillées (Locking Compression Plate ou LCP).

Une première partie bibliographique sera dédiée à la traumatologie des os longs et à la description des différents implants utilisés, tandis que la seconde se focalisera sur l'étude biomécanique réalisée au sein du laboratoire ICE – Interactions Cellules Environnement – qui a pour objectif de concourir à l'amélioration du bien-être du patient, tant humain qu'animal, en développant trois axes thématiques :

- le diagnostic et traitement d'affections locomotrices et cutanées invalidantes
- la cryopréservation de tissus pour la régénération de fonctions perdues
- les thérapeutiques anticancéreuses innovantes, prévention et prise charge de leurs effets délétères sur l'organisme

J'ai contribué, en collaboration avec Héroïse Haudiquet, dans le cadre de son Master en biomécanique, de mon encadrant Thibaut Cachon, du créateur de l'implant et fondateur de SURG'X®, Julien Hée et des autres membres du laboratoire ICE, à la conception des montages, à la réalisation des essais, de leur protocole et à leur analyse statistique.

L'élaboration des protocoles d'essai s'est basée sur la littérature vétérinaire et humaine. Nous nous sommes inspirés de plusieurs études réalisées in vitro et in vivo, mentionnées dans la bibliographie tout au long de cette ouvrage.

PARTIE 1 : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I. La traumatologie des os longs chez les carnivores domestiques

Les fractures chez les carnivores domestiques représentent une part importante des consultations chez les vétérinaires. Elles peuvent être potentiellement grave. Dans cette partie, nous nous intéresserons uniquement aux os longs.

A. Prévalence et épidémiologie

L'incidence des fractures est **équivalente** entre l'espèce canine et féline. En effet, dans une étude réalisée en zone urbaine et portant sur mille cas, un nombre égal, aux incertitudes près, de fractures a été constaté chez les chats (51 %) et les chiens (48 %). (8)

L'étiologie des fractures dépend de plusieurs facteurs. On distingue les causes prédisposantes et les causes déterminantes.

1. Causes prédisposantes

Parmi les carnivores domestiques, ce sont **les jeunes animaux** qui sont les plus sujets aux fractures. Environ 50 % des fractures concernent les animaux de moins d'un an et 80 % des fractures sont rapportées chez des animaux de moins de trois ans. (9) Cela s'explique par la présence de cartilage de croissance qui sont des zones de moindres résistances.

De plus, les **mâles** semblent plus fréquemment concernés que les femelles, que ce soit pour les chats ou les chiens. (10)

2. Causes déterminantes

Les principales causes des fractures survenues chez les carnivores domestiques sont les **accidents de la route**, les **fractures par écrasement** et les **chutes**, avec une fréquence plus élevée de fractures par écrasement chez les chiens. (10)

3. Type de fracture

La **classification** des fractures dépend de leur **complexité**. On retrouve les fractures simples (transverse, oblique, spiroïde), les fractures ouvertes les fractures incomplètes, en bois vert, les avulsions et les fractures comminutives.

Dans notre étude, nous avons modélisé uniquement des fractures comminutives, c'est-pourquoi la suite de cette partie ne traitera pas des autres types de fractures.

3.1. Description de la fracture

Une description précise de la fracture comprend **l'os affecté**, **l'emplacement de la fracture dans l'os**, son caractère **ouvert ou fermé** à l'environnement extérieur, le **degré de comminution** ainsi que le **déplacement relatif des abouts osseux**.

3.2. Origine de la fracture

L'os est une **structure viscoélastique**, l'importance des lésions sera variable en fonction de la vitesse d'application des forces, en effet, l'énergie emmagasinée au sein de l'os augmente avec la vitesse d'application des forces. L'énergie s'accumule au sein de l'os et est libérée lorsque la résistance de l'os est dépassée, au moment de la rupture de l'os, ce qui peut entraîner des lésions des tissus mous associés et propager des traits de fracture à distance.

Les fractures comminutives résultent d'un **traumatisme à haute énergie**.

3.3. Les fractures comminutives

Les fractures **comminutives** sont définies par plusieurs lignes de fracture, sur un spectre allant des fractures en trois morceaux aux fractures très comminutives avec cinq morceaux ou plus. Ces morceaux osseux sont appelés des esquilles.

Elles peuvent être **réductibles ou non** et représentent 7 % des fractures rencontrés chez les carnivores domestiques. (11)

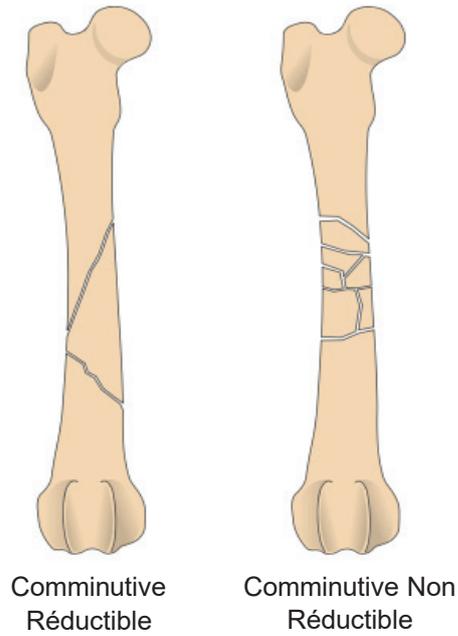


FIGURE 1 : Schéma d'une fracture comminutive d'après (12)

4. Types d'os fracturé

Les os les plus fréquemment touchés chez le chat sont le **fémur** (38 %), le bassin (22 %), la mandibule (16 %), le **tibia** (10,4 %), l'**humérus** (5 %), le **radius/ulna** (3 %) et enfin le métacarpe/métatarse (2 %). (13)

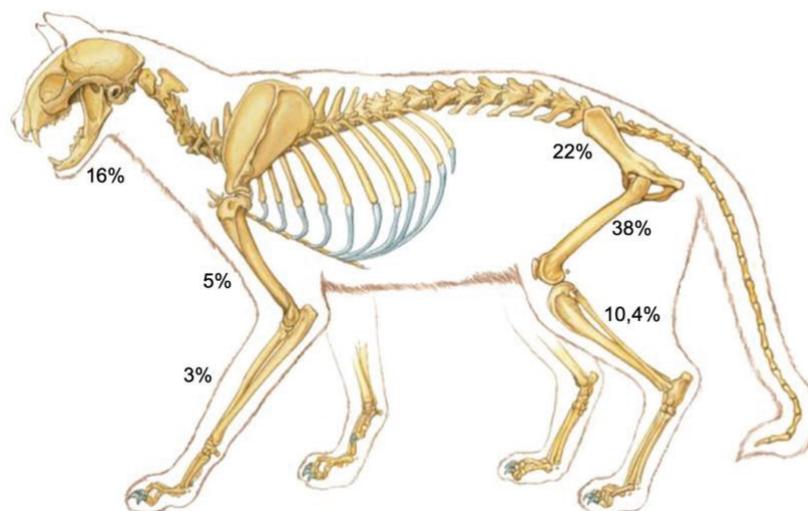


FIGURE 2 : Schéma de la répartition des fractures chez le chat, modifié par Pauline Lantz d'après (14)

Chez les chiens, la plupart des fractures sont liées aux **membres pelviens** (48 %), suivies des fractures des **membres thoraciques** (29 %) et des fractures du bassin (20 %). La fracture du **fémur** est la plus fréquente (27 %), suivie du **tibia/fibula** (15 %), du **radius/cubitus** (11 %), de l'**humérus** (10 %), et enfin de la mandibule (3 %). (15)

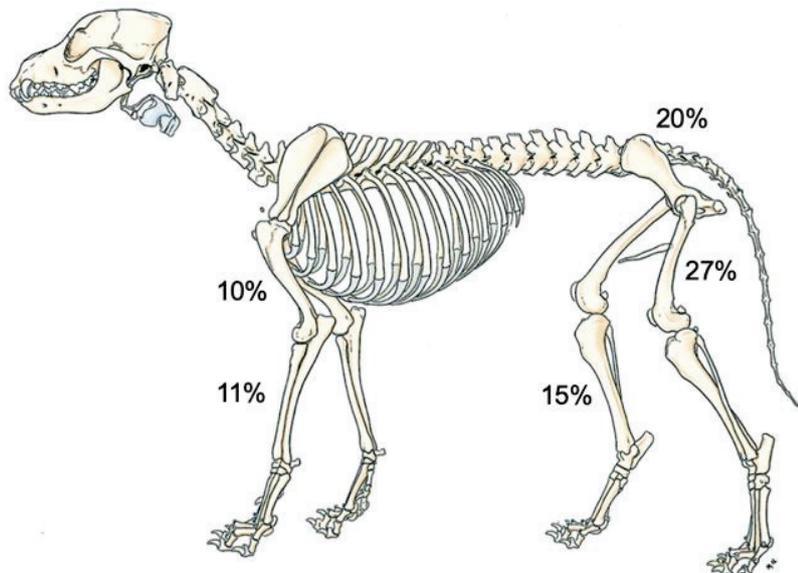


FIGURE 3 : Schéma de la répartition des fractures chez le chien d'après (16)

La partie **distale** est le site de fracture le plus courant des os longs (67 %), suivie de la partie diaphysaire (26 %) puis proximale (7 %). (9)

Le modèle osseux utilisé dans l'étude reprend l'architecture d'un os long, qui sont donc les plus fréquemment touchés par les fractures, que ce soit chez le chiens ou le chat.

B. Traitement

Les **objectifs** du traitement des fractures sont la consolidation osseuse et le retour du patient à une fonction normale du membre. La réparation des fractures chez les petits animaux est arrivée à un carrefour en raison des progrès dans la réparation des fractures et des attentes des propriétaires. (17)

On distingue le traitement orthopédique du traitement chirurgical. L'orientation vers l'un des deux traitements dépend de trois paramètres : le paramètre biomécanique (morphologie de l'animal et de la fracture), le paramètre biologique (état physiologique de l'animal) et le paramètre « contextuel » (caractère de l'animal, compliance des propriétaires).

Il existe également des grilles permettant de calculer un « score de fracture ». Ces grilles sont basées sur les différents paramètres évoqués ci-dessus. Le traitement chirurgical est indiqué lorsque le score est bas. Cependant, l'intérêt de ce « score de fracture » est discutable.

1. Traitement orthopédique

Le traitement **orthopédique** permet une coaptation externe et comprend les bandages et les dispositifs externes. Dans les bandages, on retrouve les bandages souples, les attelles et les écharpes. (18) Les **dispositifs externes**, quant à eux, regroupent les chaussons, les orthèses, les plâtres, les exo-prothèses et les manchons. (19).

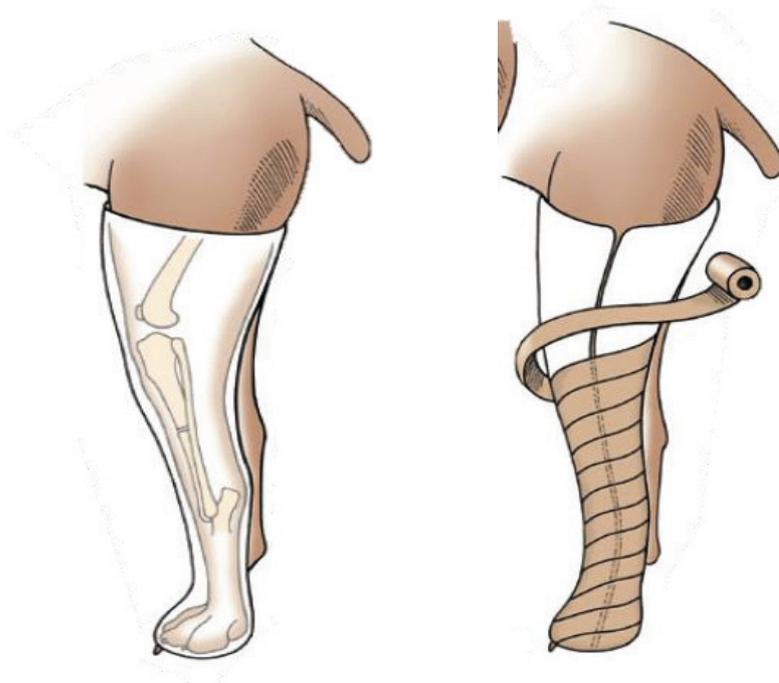


FIGURE 4 : Exemple de coaptation externe dans la prise en charge d'une fracture simple du tibia d'après (20)

Le traitement **orthopédique** ne s'applique pas à toutes les fractures, il y a certaines **conditions** à respecter afin que ce traitement soit efficace. On doit pouvoir immobiliser les articulations de part et d'autre du rayon osseux fracturé, ainsi ce traitement est non-indiqué pour le fémur ou l'humérus car il est impossible, de manière évidente, d'immobiliser la hanche ou l'épaule. (21)

On doit pouvoir assurer la **stabilité** de la fracture après réduction, ceci s'adresse donc surtout aux fractures incomplètes, simples et fermées. Ce traitement est par conséquent contre-indiqué pour la gestion des fractures comminutives et obliques. (22)

En conclusion, le traitement orthopédique peut être recommandé sur fracture **incomplète, simple, et fermée**. Ce traitement n'est pas adapté au type de fracture modélisé dans notre étude. Les avantages, inconvénients et limites du traitement orthopédique ne seront donc pas décrits.

2. Traitement chirurgical

Le traitement **chirurgical** s'applique lorsqu'une des conditions du traitement orthopédique n'est pas respectée. L'intervention chirurgical doit être réalisé le plus tôt possible. Lorsque celle-ci est différée, une immobilisation provisoire de la fracture est réalisée. On distingue l'ostéosynthèse anatomique et l'ostéosynthèse biologique.

2.1. Ostéosynthèse anatomique

L'ostéosynthèse anatomique correspond à une réduction parfaite du foyer de fracture et à une stabilisation rigide de celui-ci grâce à des implants. Elle permet une cicatrisation osseuse par 1^{ère} intention.

2.1.1. Avantage

L'avantage de cette ostéosynthèse est que la structure osseuse reconstruite soutient le matériel d'ostéosynthèse en même temps que le matériel soutient l'os. Dans ce cas, l'implant utilisé est appelé « **implant de neutralisation** ». Les risques de fracture par fatigue de l'implant sont réduits.

Ce traitement est nécessaire pour les **fractures articulaires** pour lesquelles la restauration d'une surface articulaire lisse est essentielle afin de minimiser les futures lésions du cartilage.

Il est également utilisé pour les fractures **réductibles** comprenant les fractures transversales, obliques courtes, obliques longues et segmentaires. Dans le cas d'une réduction anatomique, le matériel d'ostéosynthèse est choisi en fonction des recommandations de l'AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*).

2.1.2. Inconvénients

Le principal inconvénient est la nécessité d'avoir une **grande voie d'abord** conduisant à un nombre élevé de lésions iatrogènes. Ces lésions concernent les tissus mous, le périoste et les hématomes produits par la fracture, ce qui peut entraver la guérison. (23)

Dans le cas des fractures articulaires impliquant également la diaphyse de l'os atteint, une ostéosynthèse biologique sera souvent privilégiée. (24)

2.2. Ostéosynthèse biologique

L'ostéosynthèse **biologique** correspond à une **réduction moins précise** et à une fixation moins rigide que l'ostéosynthèse anatomique. En effet, tous les petits abouts osseux ne sont pas remis les uns en face de l'autre à la manière d'un puzzle, mais ils sont laissés en place au sein de l'hématome. Cette ostéosynthèse est ainsi privilégiée lors de fractures comminutives, où de nombreuses esquilles sont présentes. Cela permet de réduire les risques iatrogènes (infection, dévitalisation...) et de favoriser l'apparition précoce d'un cal osseux pour une cicatrisation en seconde intention. (25)

Cette ostéosynthèse repose sur plusieurs principes qui comprennent notamment la **réduction indirecte** de la fracture, qui peut-être à foyer ouvert ou fermé, l'utilisation d'implants de pontage, un recours limité aux implants secondaires (fils de cerclage, vis interfragmentaires) ainsi qu'aux greffes osseuses. (26)

Ces principes peuvent être mis en œuvre grâce à l'utilisation d'une technique « open but do not touch » et d'une ostéosynthèse mini-invasive. On réalise un abord en parties proximale et distale, la plaque est ensuite glissée sur les tissus mous avant d'être fixée.

2.2.1. Avantage

Les techniques de réduction étant beaucoup moins invasives, les tissus mous sont mieux préservés permettant ainsi une **meilleure cicatrisation**. Le nombre de complications est également limité, car on n'interfère pas avec la vascularisation. (27)

De plus, la **stabilité relative** permet une sollicitation du foyer fracture, ce qui entraîne sa minéralisation plus précoce. On recherche une stabilité optimale et non maximale.

Enfin, le **risque infectieux** est également diminué de manière générale et drastiquement réduit lors de réduction à foyer fermé.

2.2.2. Inconvénients

Le principal inconvénient est la **courbe d'apprentissage**, surtout lors de réduction à foyer fermé dû au manque d'observation directe des segments de fracture.

De plus, la conformation unique et l'importante masse musculaire environnante de certains os peuvent rendre la réduction fermée particulièrement difficile.

Cependant, dès que le membre est soumis à une charge, tous les efforts sont supportés par l'implant, augmentant ainsi significativement le risque de rupture due à la fatigue.

2.3. Matériel d'ostéosynthèse

La **sélection des implants** utilisés pour la réduction des fractures dépend du type de fracture, de sa localisation et, dans une moindre mesure, du coût, des préférences et habitudes du chirurgien.

La **compréhension de la biomécanique** de la fracture et des implants permet d'orienter le choix des implants. On distingue les implants orthopédiques primaires des implants secondaires.

Parmi les implants primaires utilisés pour la fixation des fractures, on retrouve les plaques, les clous intramédullaires, les broches intramédullaires et les fixateurs externes. Les implants secondaires regroupent les fils de cerclage, les vis interfragmentaires et le haubanage.

Dans le cas des fractures comminutives, tous les efforts se concentrent sur une petite distance, ce qui augmente le risque de ruptures des implants primaires.

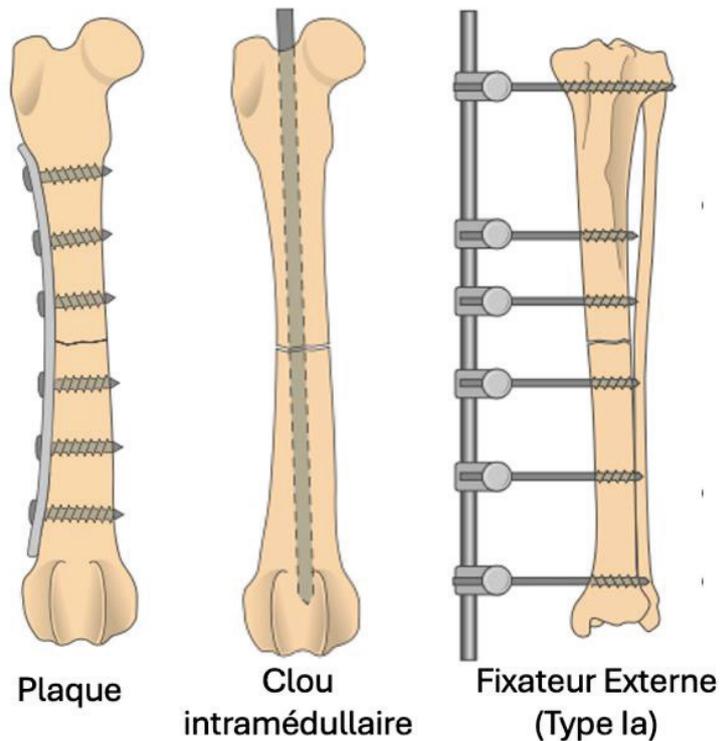


FIGURE 5 : Illustration de quelques implants primaires d'après (20)

3. Conclusion

Comme il a été mentionné précédemment, le traitement indiqué lors de la prise en charge des **fractures comminutives** est l'**ostéosynthèse biologique**.

Pour le moment, le traitement de choix permettant de répondre aux différentes contraintes de ces fractures est soit un **montage clou-plaque (MCP)**, soit un **clou verrouillé**. Ces deux systèmes seront décrits dans la partie suivante.

II. LES MONTAGES CLOU-PLAQUES

A. Principes et description du montage

Le MCP se compose d'une **plaque** et d'une **broche intramédullaire**.

La **plaque** est attachée à l'os sur les fragments proximaux et distaux. Lors de l'utilisation de plaque verrouillée, le nombre de minimum de vis recommandé est d'un bi cortical et d'une monocorticale de part et d'autre de la fracture. (28)

Les **broches intramédullaires** utilisées dans ce montage sont les clous de Steinmann. La tige intramédullaire doit remplir 35 à 40% du canal médullaire. (29) Le placement de la broche a lieu en premier et s'effectue de manière normograde ou rétrograde.

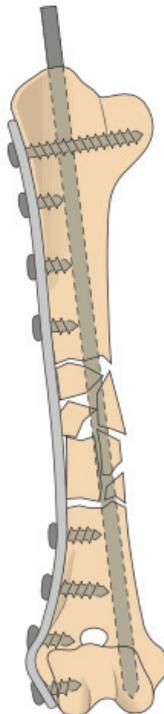


FIGURE 6 : Schéma d'un montage clou plaque dans un humérus. Source : (12)

B. Avantages biomécaniques

Tout d'abord, la **plaque** empêche l'effondrement axial et la rotation des fragments osseux par la nature de ses fixations et de ses propriétés structurelles. Cependant, les trous de vis vides de la partie centrale rendent possible une déformation plastique voire une rupture de la plaque en flexion. De surcroît, la plaque et les vis sont placées de manière excentrique par rapport à l'axe neutre et sont ainsi exposées à des mouvements de flexion lors de la compression axiale. (29)

Le **moment d'inertie** de la zone influence la résistance à la flexion et à la rigidité de l'implant. Le calcul du moment d'inertie pour une plaque utilise l'épaisseur à la puissance trois, ce qui lui confère une bonne rigidité. (30)

La broche intramédullaire permet d'augmenter grandement la **résistance à la flexion**. (31). L'emplacement central de la broche et son profil rond permet d'améliorer cette résistance dans toutes les directions.

La **combinaison** de ces deux implants permet de réduire les contraintes de la plaque et de diminuer le risque de déformation plastique. La durée de vie de la plaque est ainsi augmentée. (29) donne des valeurs

C. Indications

Le MCP est indiqué lors de **fractures complexes** sur les os diaphysaires où la résistance à la fatigue d'une plaque seule est compromise. L'association de ces deux implants a montré un taux de réussite de 98% dans la réparation des fractures diaphysaire. (32)

La **mise en place** d'un MCP suit les principes de **l'ostéosynthèse biologique**. La broche est placée en première, permettant de rétablir un bon alignement, de contrôler la rotation des bouts osseux et de maintenir la réduction pendant la pose de la plaque. La plaque est ensuite fixée pour ponter la perte de substance.

Il est également possible de **dérigidifier progressivement** le montage par la suite en retirant le clou et ainsi **d'augmenter la réponse biologique**.

D. Limites et inconvénients des montages clou-plaque

La présence de la broche dans le canal médullaire peut augmenter les difficultés à placer des vis bicorticales par effet d'**encombrement** et augmenter le temps chirurgical.

Additionnellement, la broche intramédullaire ne doit pas remplir plus de 40% du canal médullaire, au-delà, le montage devient trop **rigide**, ce qui pourrait limiter l'effet bénéfique des micromouvements sur la cicatrisation osseuse. (33)

La présence d'un implant extra et intra-médullaire peut être délétère pour la vascularisation osseuse. De plus, un échec de la construction est possible par arrachement de vis de la plaque, en particulier dans un os faible.

Lors de la fixation de la plaque on recherche un important contact entre la plaque et l'os pour augmenter le degré de friction os-plaque. Afin que la plaque épouse au mieux la forme de l'os, un contournement de la plaque est nécessaire. Ce contournement peut s'avérer être difficile, notamment lorsque les plaques sont épaisses. Il augmente également le temps chirurgical, ce qui n'est pas souhaité.

Enfin, une **migration** du clou centromédullaire est souvent rapportée. (4)

III. LES CLOUS VERROUILLES

A. Principe et description du clou verrouillé

Un clou verrouillé est une large tige centromédullaire présentant des trous transversaux autorisant l'introduction de vis. Ces dernières permettent ainsi de lutter contre l'ensemble des forces s'exerçant sur la fracture (flexion, compression/traction et rotation) Il existe plusieurs systèmes d'**enclouage centro-médullaire verrouillé**. Parmi les clous verrouillés, on retrouve les **clous verrouillés standard**, les **clous verrouillés à angle stable (CVAS)** et les **clous verrouillés inversés**. Chaque système à ses instruments et ses techniques spécifiques qui sont disponibles auprès du fabricant.

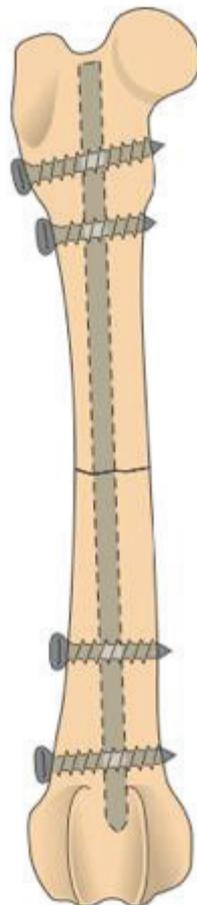


FIGURE 7 : Schéma d'un montage de clou verrouillé dans un humérus. Source : (12)

B. Historique et évolution des dispositifs

1. Les prémices de l'enclouage centro-médullaire

Le clou centro-médullaire a tout d'abord été élaboré en **médecine humaine** et son origine remonte à la **fin du XIXe siècle**.

1.1. Médecine humaine

En médecine humaine, la première application d'une ostéosynthèse intramédullaire remonte à **1850**. Le chirurgien Bernhard Von Lagenbeck utilise des tiges intramédullaires en ivoire pour une fracture de l'os maxillaire inférieur. Par la suite, d'autres chirurgiens tels que Bricher, Lambotte et Hhey-Goves réaliseront des enclouages centro-médullaires. Néanmoins, c'est le chirurgien allemand Gerhard Küntcher qui est considéré comme le **pionnier** du clou centro-médullaire en **1939**. (34) Le perfectionnement du clou centro-médullaire émane de trois étapes : la notion d'**ostéosynthèse biologique**, l'**alésage** du canal médullaire et enfin du développement de **système de verrouillage**. La première description du **clou verrouillé** est faite par Küntcher en **1965**. Ce nouvel implant permet de réaliser un montage stable et solide au niveau de l'os fracturé avec une reprise d'appui rapide. (35)

Aujourd'hui le clou verrouillé est le **traitement de choix** dans la prise en charge d'une fracture comminutive des os longs chez l'homme.

1.2. Médecine vétérinaire

En médecine vétérinaire, l'enclouage centro-médullaire s'est vite démocratisé dans la réparation des fractures. En effet, cette technique est rapide, simple et peu onéreuse pour le propriétaire. (36) cependant, un simple clou centro-médullaire ne permet pas de lutter contre l'ensemble des forces s'exerçant sur la fracture et leur utilisation seule est limitée et associée à de nombreuses complications.

La première utilisation d'un clou verrouillé chez un chien a été réalisée en **1986** par Johnson Huckstep. (37)

Cependant, face aux nombreuses complications post-opératoires des premiers clous verrouillés, plusieurs générations de clous se sont succédées pour élargir son utilisation.

2. Évolution des clous verrouillés

2.1. Première génération

La **première génération** de clou verrouillé chez les carnivores domestiques est née dans les années **1990** et développée par Duhautois. Ils ont un axe droit avec une extrémité pointue et sont fabriqués en acier inoxydable 316L. Le système de verrouillage était composé d'une vis en région proximale et deux vis en région distale. (38)

Des variantes de ce clou ont vu le jour, la forme du clou restant la même mais le système de verrouillage diffère avec un nombre plus élevé de trous. Les vis sont également remplacées par des chevilles.

Le développement de **boulons** a permis d'améliorer la stabilité de l'implant par rapport aux vis car le contact entre le clou et le boulon est augmenté. La résistance en flexion est accrue par augmentation du moment d'inertie des boulons. (39)

2.2. Deuxième génération

L'**instabilité péri opératoire aiguë** des fractures réparées avec des clous verrouillés de première génération a provoqué un nombre élevé de pseudarthroses. Cette instabilité est due à un « jeu résiduel » entre les vis et le clou. Cela a entraîné le développement des clous de **deuxième génération** dit à angle stable ou il existe un véritable verrouillage de la vis ou cheville au sein du clou.

Dans la suite de cette partie, nous parlerons de deux clous en particulier. Nous commencerons par le clou I-Loc[®], premier clou de cette génération. Nous détaillerons ensuite le clou Surg'X[®], celui utilisé dans notre étude.

2.2.1. Clou I-Loc®

Le premier de ces clous, l'I-Loc®, a été développé par Déjardin. Ce nouveau clou a une forme de sablier avec des pointes émoussées en forme d'ogive afin d'être moins traumatique. Le système de verrouillage est composé de clavettes filetées auto-verrouillables. (40)



***FIGURE 8 :** Clou verrouillé de 2ème génération : clou I-Loc® de BioMérix. Source : (41)*

Cette conception du clou ne répond pas à toutes les problématiques du clou centromédullaire verrouillé en médecine vétérinaire. Les principales limites de cette génération sont l'axe droit du clou ne respectant pas la forme anatomique des os et le système de verrouillage se trouvant dans un seul plan uniquement.

2.2.2. Clou Surg'X®

Afin de pallier ces problématiques, l'entreprise Surg'X® a créé un nouveau prototype de clou verrouillé. Leur conception apporte de nouvelles propriétés et de nouvelles caractéristiques.

2.2.2.1 Description du clou Surg'X®

En effet, ces nouveaux clous possèdent une **courbure** permettant de suivre la forme anatomique de l'os et de s'insérer plus profondément dans celui-ci.



***FIGURE 9 :** Adéquation entre la courbure du clou Surg'X® et la forme anatomique du fémur, du tibia et de l'humérus. Source : (42)*

Les clous et les vis de verrouillage sont confectionnés dans un alliage de titane (Ti6Al4V) anodisé d'une couche d'oxyde de titane. Cette couche est teintée de différentes **couleurs** en fonction de leur diamètre (3,5 mm – 4 mm – 5 mm – 6 mm – 8 mm) afin de les différencier facilement. Chaque couleur correspond ainsi à un intervalle de poids.

Cependant, pour un même poids, il existe une variation de la longueur des os, notamment entre les différentes races. Afin de correspondre au mieux à la longueur de l'os, l'entreprise Surg'X® propose une large **gamme de taille** (70 mm – 234 mm). Au total, la gamme comporte **48 clous différents**, permettant de répondre à la grande variabilité de poids et de morphologie des animaux traités en clinique vétérinaire.



FIGURE 10 : Correspondance entre la couleur des CVAS de Surg'X®, leur diamètre et le poids du patient. Source : (42)

2.2.2.2 Description du système de verrouillage du clou Surg'X®

Les vis élaborées par Surg'X® ont une architecture particulière. Elles sont composées d'une **tête « low-profile »** et d'une **pointe lisse**, leur insertion dans l'os est ainsi facilitée.

Il existe également une grande gamme de longueurs et de diamètres des vis afin de correspondre aux clous et aux largeurs des os, avec au total 42 modèles de vis. La teinte des vis concorde avec celle des clous, à l'exception des clous de 6 mm et de 8 mm qui partagent des vis de même diamètre (3,5 mm). La couleur de ces vis se situe donc entre le bleu (clou de 6 mm) et le violet (clou de 8 mm).

Les vis possèdent deux **filetages** ; le filetage du Cis-cortex, **autotaraudant** ce qui facilite l'insertion, et le filetage central, à **double filet** venant s'ancrer dans le clou et verrouillant ainsi celui-ci, permettant de donner une stabilité angulaire au montage.

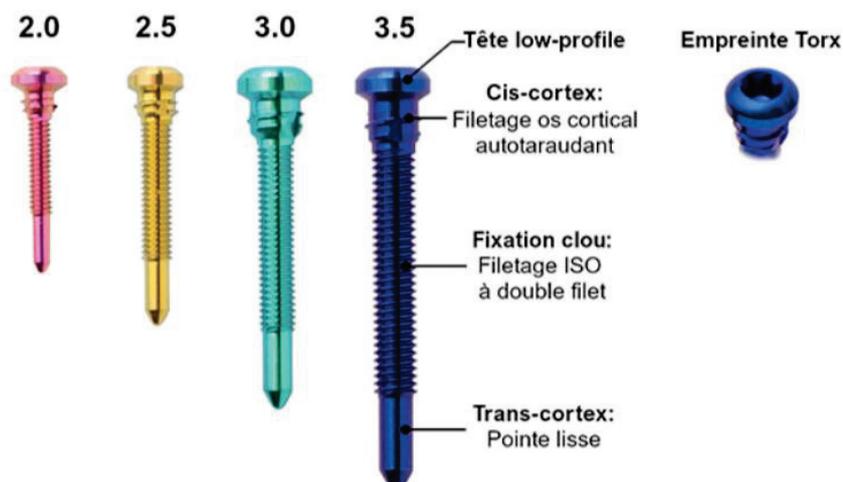


FIGURE 11 : Description des vis Surg'X®. Source : (42)

Les trous de vis sont situés dans **deux plans orthogonaux**, avec une orientation médio-latérale pour les deux trous de verrouillage distaux et une orientation crânio-caudale pour le trou au central.

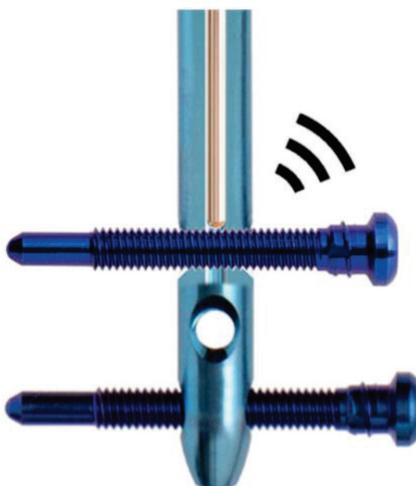


FIGURE 12 : Système de verrouillage des clous Surg'X®. Source : (42)

Le clou est canulé, ce qui permet d'insérer une broche « guide » lors de sa mise en place. Elle facilite l'insertion du clou dans l'os et permet de vérifier la position des vis en per opératoire.

C. Avantages biomécaniques

1. Propriétés communes aux différents clous verrouillés

Les clous sont placés près de l'**axe neutre de l'os**, par conséquent, ils sont soumis davantage à des forces de compression qu'à des forces de flexion. L'intérêt d'être dans l'axe neutre est d'être soumis à moins de contraintes notamment en flexion (43) Le mécanisme de verrouillage ajoute une **stabilité torsionnelle** et **axiale** à la fracture. (44) L'emplacement intramédullaire du clou élimine le risque d'échec de la construction par arrachement de vis.

Le calcul du **moment d'inertie** pour un clou utilise le rayon à la puissance quatre. (30) Ce moment est plus important que pour la plaque, ce qui lui confère une meilleure rigidité.

Un autre avantage biomécanique des clous verrouillés est la possibilité de **dynamiser** le montage. En fonction de la fracture et des forces qui lui sont appliquées, les clous peuvent être insérés en mode statique ou en mode dynamique. (45) Par exemple, dans le cas du grasset, la dynamisation du montage peut permettre d'éviter l'ankylose de l'articulation et favorise une utilisation plus précoce du membre. (46) On retrouve également cette dynamisation pour les plaques. Elle repose soit sur le retrait des vis, soit sur des clous spécifiques.

2. Clou verrouillé à angle stable

Dans le cas des CVAS, la **courbure** du clou correspond mieux à la forme anatomique des os que les autres clous. Cela permet d'améliorer la stabilité du montage en augmentant les points de contacts os/implants.

La **stabilité angulaire** des clous est liée au mécanisme de verrouillage de la vis dans le clou.

Le CVAS réduit également le jeu en flexion cranio-caudale et en flexion médio-latérale. (40)

Le **jeu** entre le système de verrouillage et le clou à l'origine de pseudarthrose est éliminé grâce à la forme du système de verrouillage (notamment la vis auto taraudeuse

conique). Le risque de rupture du matériel d'ostéosynthèse au niveau des trous du dispositif de verrouillage est diminué. (39)

Enfin, on note une diminution du mouvement interfragmentaire avec le CVAS, par rapport au clou de verrouillage ordinaire. Par conséquent, le CVAS peut être plus propice à la cicatrisation osseuse. (40)

D. Indication

L'indication originale des clous verrouillés était les **fractures diaphysaires comminutives**. Avec le progrès de leur conception, les indications de cet implant se sont **élargies** et sont actuellement nombreuses. Les CVAS permettent aujourd'hui de traiter également les **fractures métaphysaires**. (47)

En association avec les techniques d'**ostéosynthèse mini-invasive**, le clou est indiqué sur les reprises chirurgicales lorsque l'ostéosynthèse par plaque a échoué. (47)

Les CVAS étant placés dans la cavité médullaire, seuls les **os longs** sont indiqués. Pour mettre en place le clou, il faut un point d'entrée non articulaire, ce qui exclut le radius. Cependant, un cas clinique a montré un résultat positif lors de l'utilisation d'un clou verrouillé dans le cadre d'une fracture ouverte comminutive du tiers proximal du radius et de l'ulna en positionnant le clou dans l'ulna. (48)

Les indications actuelles du CVAS incluent désormais les **fractures ouvertes** contaminées, les fractures infectées et les **pseudarthroses**, en plus des indications déjà citées. (47)

Les **corrections de varus et valgus** fémoraux associés à une luxation patellaire sont également indiqués. (49)

E. Limites et inconvénients

1. Les limites

La principale **limite** est l'indication circonscrite à certains os, à savoir les os longs à l'exception du radius.

La **courbe d'apprentissage** liée à la pose d'un CVAS est importante. La mise en place du CVAS varie en fonction des fabricants, le chirurgien doit se familiariser avec les variantes, certes minimes, entre les dispositifs. Cette expérience permet de diminuer les complications liées à la pose du clou.

Le chirurgien doit choisir la bonne **dimension** du clou, le diamètre ne devant pas être trop petit afin de limiter le risque de rupture. Ainsi Le clou doit remplir au minimum 75% à 80% de la cavité médullaire. Cependant un clou trop volumineux peut conduire à une protection des contraintes et limiter la cicatrisation osseuse. Le diamètre au niveau de l'isthme ne doit pas être trop important pour éviter les **fractures iatrogènes** lors de l'implantation. (44)

La longueur doit également être adaptée à l'animal pour éviter que le clou ne dépasse dans l'articulation. De plus, les pointes doivent être émoussées pour éviter toute pénétration accidentelle dans la plaque osseuse sous-chondrale. (37)

2. Les inconvénients

Le principal **inconvénient** du clou verrouillé est la diminution du moment d'inertie au niveau des trous de vis qui entraîne un risque plus accru de rupture ou de flexion du clou à cet endroit. (50)

La **faiblesse** du clou est plus marquée lors de flexion dans le plan parallèle à l'axe des trous du clou (58). Cet inconvénient a été réduit dans les clous de deuxième génération en diminuant la taille de ces trous (59). Cependant, la diminution des trous du clou a entraîné une diminution des vis, les rendant plus sensibles aux forces de flexion et à la déformation. (51) Le développement des **boulons** a permis de réduire cette contrainte.

3. Les complications

La majorité des **complications** signalées lors de la fixation de clous verrouillés sont liées à de **mauvaises indications** (par exemple, le traitement d'une fracture métaphysaire avec un os insuffisant pour l'insertion de vis) ou à des **erreurs techniques** (par exemple, trou de vis vide à proximité d'un site de fracture, antéversion excessive de l'os). Lors de la pose du clou, une fracture de l'os peut subvenir à travers le trou de forage. Une mauvaise fixation peut entraîner un glissement du clou ou un « effet essuie-glace » dans la cavité médullaire.

Cette **incidence** de complications diminue fortement avec l'expérience. Dans le cas des CVAS, il serait inférieur à 1%. (47)

D'autres complications ont été rapportées et comprennent l'**ostéomyélite**, les lésions des tissus mous environnants, notamment les nerfs, mais aussi la formation d'un **granulome** à l'extrémité du clou ou d'une **pseudarthrose**.

PARTIE 2 : ETUDE BIOMÉCANIQUE

I. OBJECTIF DE L'ETUDE

Le but de cette étude est de comparer les propriétés biomécaniques en compression et en flexion 4-points et de ce nouveau clou (Surg'X®) avec le MCP dans le domaine élastique et plastique sur un modèle de fracture comminutive.

L'hypothèse de cette étude est que le clou est plus résistant qu'un MCP en compression et en flexion 4-points.

II. MATÉRIEL ET METHODE

Deux types de montages, regroupés dans le TABLEAU I sont testés au cours de cette étude. Ces montages seront testés dans le domaine plastique et dans le domaine élastique.

TABLEAU I : Description des montages

MONTAGE	MATERIEL	NOMBRE TOTAL DE VIS	ORIENTATION DES VIS	LONGUEUR DES TUBES	DISTANCE ENTRE LES TUBES
Clou-plaque	Plaque LCP (3.5 mm, 12 trous) Broche Steinmann (3 mm de diamètre 150 mm de longueur)	6 (3.5 mm et 28 mm de longueur)	0°	90 mm	50 mm
Clou	Clou verrouillé (6mm de diamètre)	4 (3.5 mm et 22 mm de longueur)	0°	90 mm	50 mm

A. Préparation des montages

1. Modélisation de l'os

Dans les différents tests biomécaniques de cette étude, des tubes de Sawbones® composites de quatrième génération de 20 mm de diamètre et de 3 mm d'épaisseur (référence : 3403-42) sont utilisés pour modéliser l'os.



FIGURE 13 : Tubes composites de Sawbones®. Source : MINCK Gaëtan

Les tubes sont tout d'abord sciés pour obtenir une longueur de 90 mm.

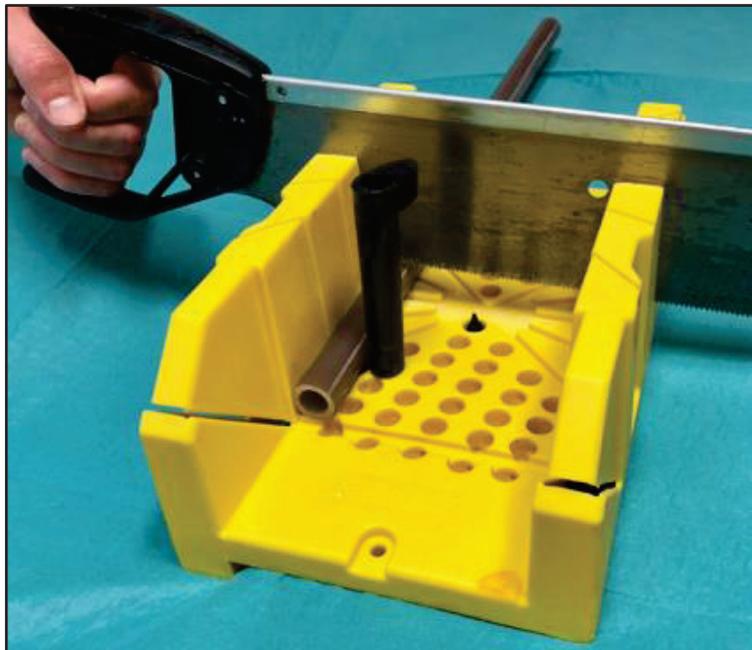


FIGURE 14 : Découpage des tubes Sawbones® à l'aide d'un guide. Source : MINCK Gaëtan

Par la suite, pour permettre aux tubes de modéliser l'os spongieux, ils ont été comblés par des cylindres en mousse polyuréthane 20 PCF de la marque Sawbones® (référence : 1521-3306).

Deux guides de perçage sont confectionnés à l'aide d'une imprimante 3D. Le premier guide permet de réaliser les trous pour les vis de la plaque dans le MCP et le deuxième pour la position des vis du clou verrouillé. Le forage des trous dans les tubes sont faits avec une mèche de 2,8 mm.

Afin de fixer le montage sur le banc à essai, deux trous de 6mm sont percés. Pour les montages testés en compression, ces trous seront perpendiculaires, et seront parallèles lors des essais en flexion.

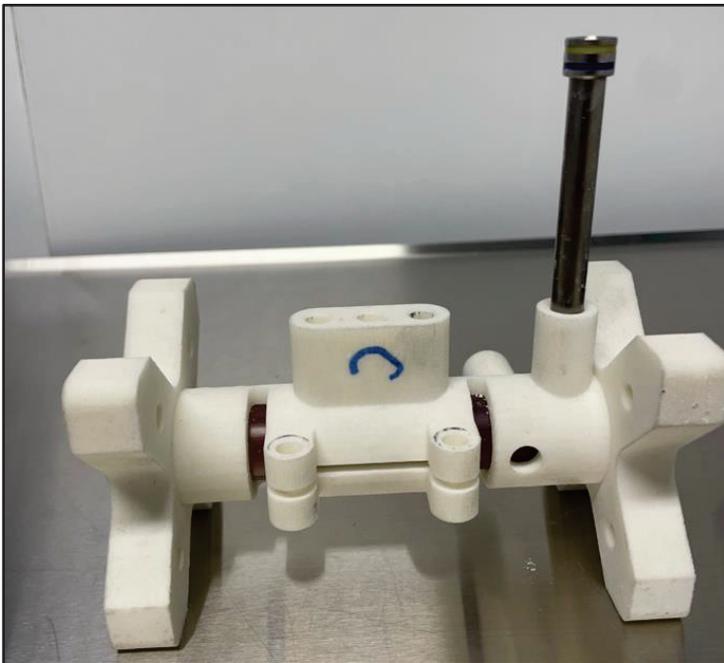


FIGURE 15 : Guide de perçage pour les vis de la plaque du MCP (à gauche) et du clou (à droite). Source : MINCK Gaëtan

2. Montage clou-plaque

2.1. Description du montage

Pour ces montages, plusieurs implants d'ostéosynthèses sont utilisés et présentés ci-après.

2.1.1. [Les plaques](#)

Les plaques sont des LCP 3,5 mm de 12 trous. Elles sont en acier inoxydable de type 316L. (Réf. DePuy Synthes® : 223.321)

2.1.2. [Les vis](#)

Les vis utilisées dans ce montage sont des vis verrouillées 3,5 mm d'une longueur de 28 mm. Elles sont en acier inoxydable de type 316L. (Réf. DePuy Synthes® : 212.110)

2.1.3. [Les clous intramédullaires](#)

Les broches ont un diamètre de 3 mm et sont en acier inoxydable de type 316L. Elles sont coupées afin d'avoir une longueur de 150 mm.

2.1.4. [Modélisation d'une fracture comminutive](#)

Les deux tubes d'os synthétique sont séparés de 50 mm afin de simuler une fracture comminutive avec une perte de substance. Pour cela, les deux tubes de Sawbones® sont vissés sur un banc de montage éloigné de la distance voulue.

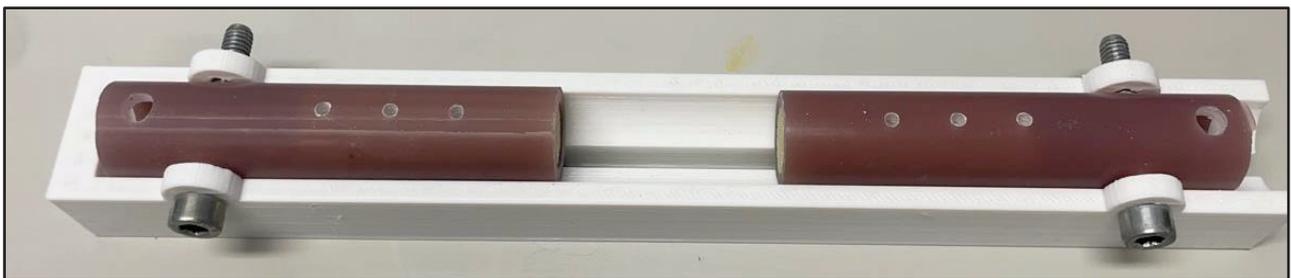


FIGURE 16 : Modélisation d'une fracture comminutive. Source : MINCK Gaëtan

2.2. [Assemblage](#)

La fixation de la plaque et de la broche de Steinmann sur les tubes est réalisée par un vétérinaire en suivant la technique opératoire des fabricants. La plaque et les vis sont montées avant la mise en place de la broche.

2.2.1. Fixation de la plaque

La plaque LCP est fixée avec six vis verrouillées, trois vis sur chaque tube.

Le serrage des vis est réalisé manuellement dans la plaque LCP avec un tournevis amovible Stardrive® T15 pour vis de 3,5 mm (Réf. 314.115). Pendant le vissage, la vis est maintenue dans l'axe du trou pour pallier la fissuration de l'os qui peut se produire lorsque l'alignement est incorrect.

Le serrage est ensuite vérifié manuellement afin que les têtes filetées soient pleinement engagées dans la plaque.

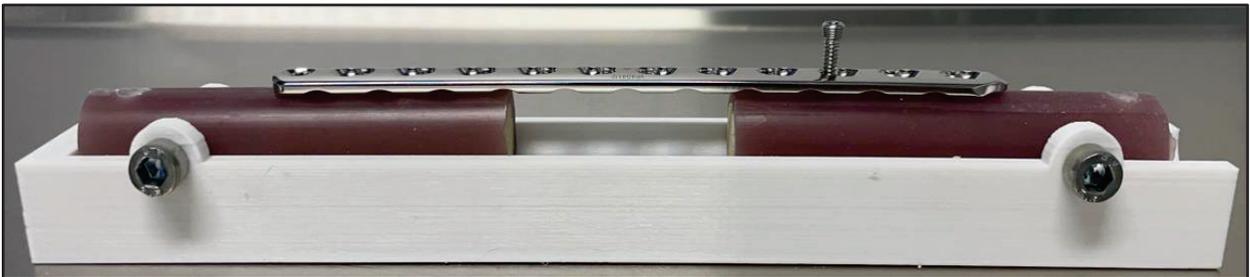


FIGURE 17 : Mise en place des vis verrouillées. Source : MINCK Gaëtan

2.2.2. Fixation du clou intramédullaire

Pour permettre la mise en place de la broche, deux guides compatibles avec le banc de montage ont été préalablement imprimés en 3D. Un des guides est placé dans la perte de substance et l'autre à une extrémité d'un des deux tubes.



FIGURE 18 : Placement des guides de perçage à un bord distal du montage. Source : MINCK Gaëtan

Un trou est percé avec une broche de 2.5 mm dans les cylindres en mousses polyuréthane 20 PCF.



FIGURE 19 : Perçage du trou pour la mise en place du clou. Source : MINCK Gaëtan

Les guides sont ensuite ôtés et le clou de 3mm est inséré à l'intérieur des tubes à l'aide d'un marteau et d'un chasse clou.



FIGURE 20 : Schéma du montage final Clou-Plaque LCP

Le clou ainsi placé ne se trouve pas au centre des tubes, il est légèrement excentré. Cela est dû à l'encombrement des vis verrouillées.

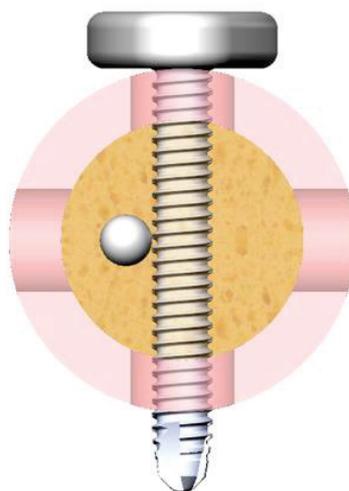


FIGURE 21 : Schéma de la coupe transversale du montage avec la position de la vis par rapport au clou

3. Montage du clou verrouillé à angle stable

3.1. Description du montage

La modélisation de la fracture comminutive est réalisée de la même manière que pour le MCP.

3.1.1. Les clous Surg'X®

Les clous intramédullaires utilisés dans ce montage sont les clous produits par Surg'X®, dont le diamètre fait 6 mm et la longueur fait 160 mm. Ils sont en alliage de titane. (Réf. : IM000253)

3.1.2. Les vis de verrouillage

Les vis utilisées dans ce montage sont des vis verrouillées 3.5 mm d'une longueur de 22 mm. (Réf. : IM000922)

3.2. Assemblage

La fixation du clou sur les tubes est réalisée par un vétérinaire en suivant la technique opératoire des fabricants. Des cales imprimées en 3D ont permis de maintenir le clou en position centrale dans le guide de montage lors de la mise en place des vis.

Le clou est fixé avec quatre vis verrouillées, deux vis sur chaque tube, dans les trous qui sont parallèles entre eux.

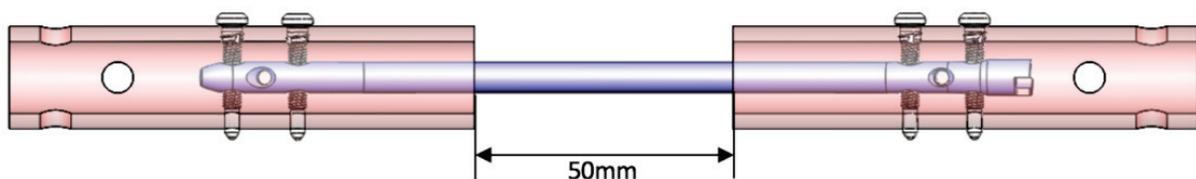


FIGURE 22 : Schéma du montage final clou

Le serrage des vis dans le clou est réalisé manuellement avec un tournevis amovible Stardrive® T15 pour vis de 3,5 mm (Réf. 314.115). Pendant le vissage, la vis est maintenue dans l'axe du trou pour pallier la fissuration de l'os ou la lésion du pas de vis du clou qui peut se produire lorsque l'alignement est incorrect.

B. Description du montage sur le banc d'essai

Les essais en compression et en flexion sont réalisés au sein du laboratoire ICE de VetAgro Sup.

1. Montage pour les essais en compression

Les montages sont maintenus dans des manchons métalliques, eux-mêmes fixés au banc d'essai. Chaque extrémité du montage est vissée au manchon par deux vis M6 perpendiculaires avec écrou et contre-écrou, dont les trous ont été préalablement réalisés dans les tubes.

À chaque extrémité, au niveau du centre de la platine reliée au banc à essai, des tiges filetées avec un embout sphérique sont ancrées à l'aide d'un écrou et d'un contre-écrou M14.

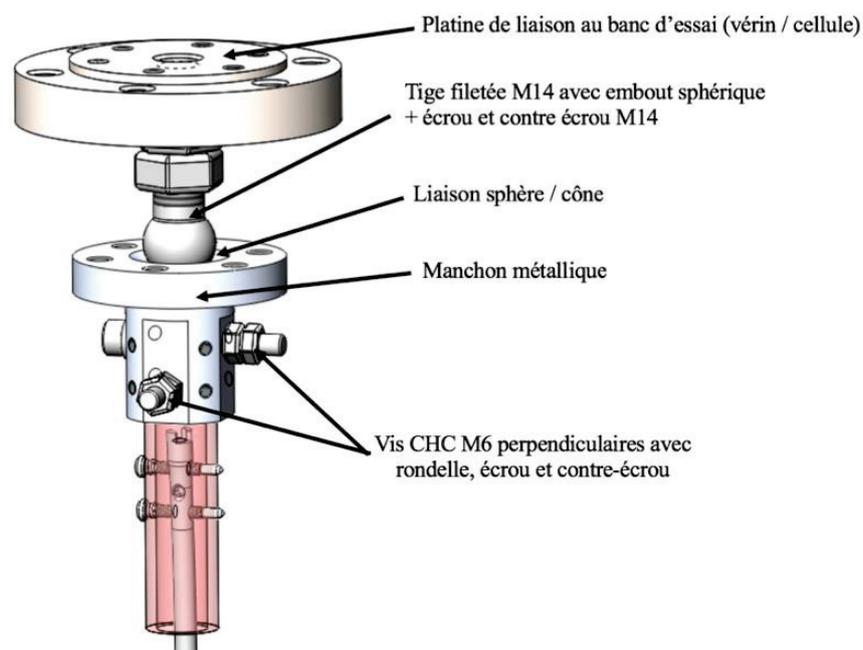


FIGURE 23 : Fixation des tubes Sawbones au manchon métallique et liaison au banc d'essai.

Ci-contre les photos et schéma des montages lors des essais en compression.

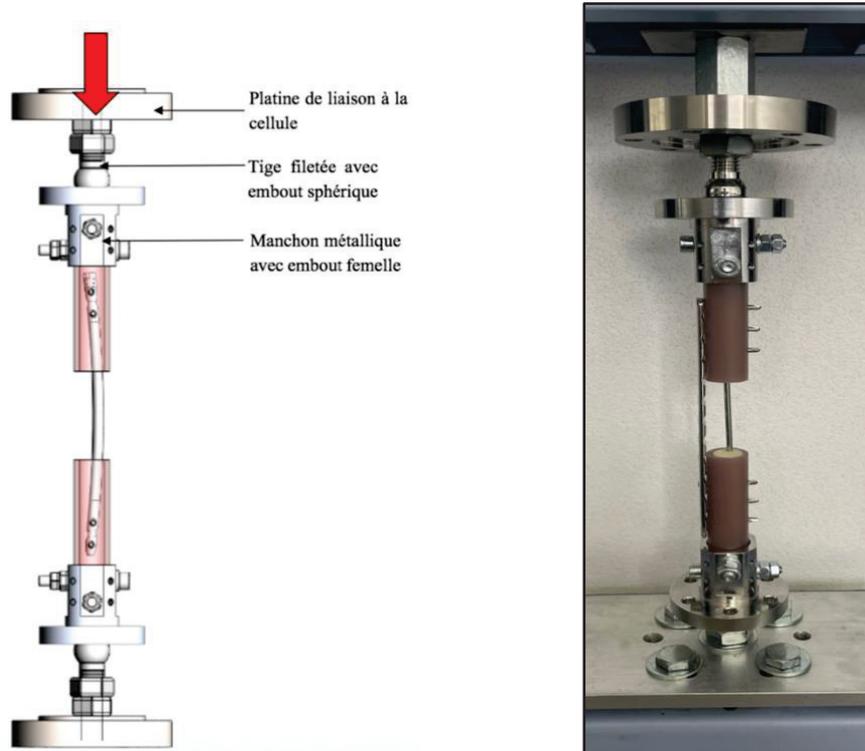


FIGURE 24 : Montage clou (à gauche) et MCP (à droite) relié au banc lors des essais en compression

1. Montage pour les essais en flexion 4-points

Le dispositif de flexion 4-points du banc d'essai permet de créer un moment de flexion constant en tout point de l'implant. Sur ce dispositif, les supports cylindriques supérieur et inférieur sont respectivement séparés de 180 et 240 mm.

Les bords distaux des montages sont imbriqués dans des manchons métalliques sur lesquels sont inscrits des marques. Il y a deux marques par manchons. Pour obtenir un moment de flexion constant sur l'ensemble du montage (de l'os et du tube), la force doit être appliquée directement sur les manchons métalliques.

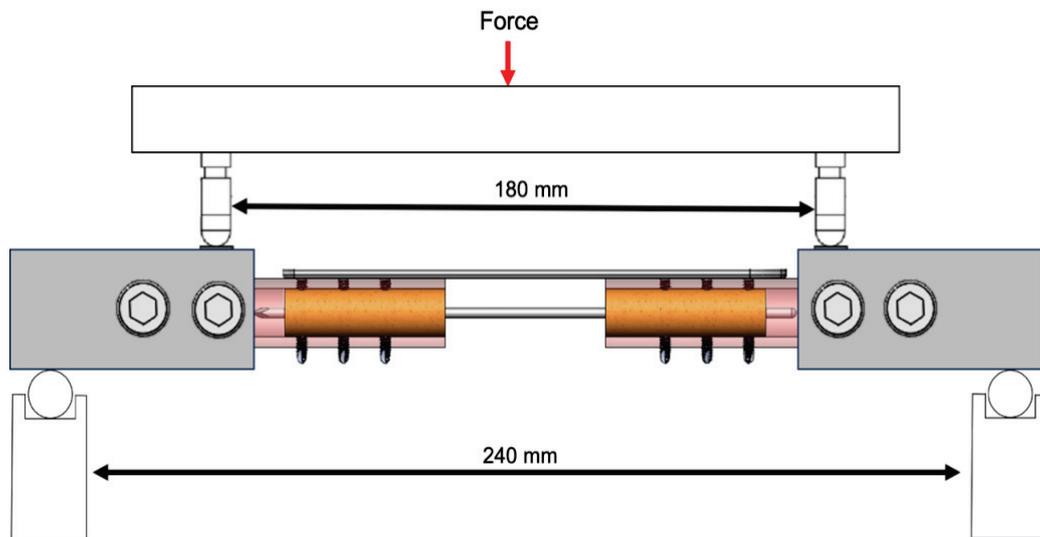
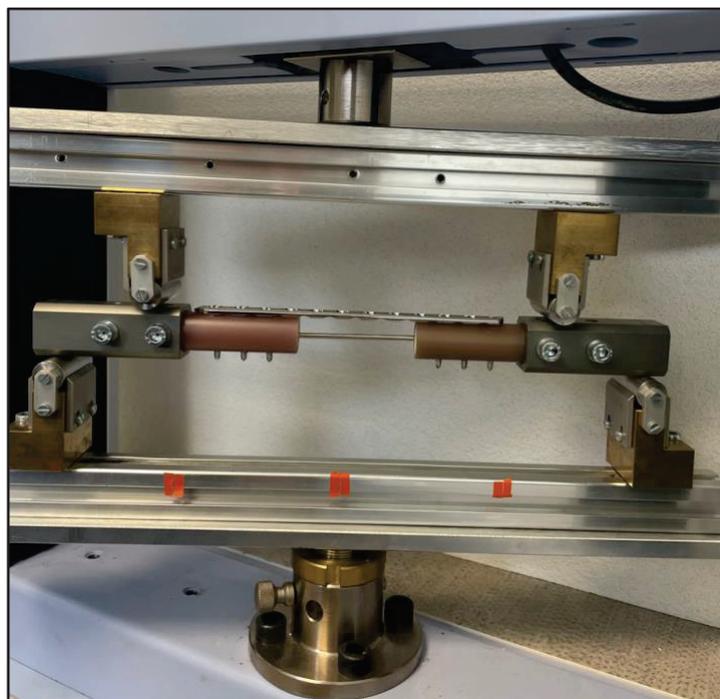


FIGURE 25 : Schéma du dispositif de flexion 4-points

Cette méthode limite le risque de défaillance iatrogène et de pics de pression ponctuels sur la construction os-implant qui peuvent survenir lorsque l'on applique une charge directement sur l'os ou l'implant.

Chaque extrémité du montage est vissée au manchon par deux vis M6 parallèles avec écrou et contre-écrou, dont les trous ont été préalablement réalisés dans les tubes.



*FIGURE 26 : Montage Clou-Plaque relié au banc lors des essais en flexion 4-points.
Source : MINCK Gaëtan*

C. Protocole des essais

L'élaboration des protocoles d'essai en compression et en flexion ont été repris de l'article de Julie DEPREY afin de pouvoir comparer nos résultats avec les siens. (7)

Pour les essais en flexion, le protocole est basé sur la littérature humaine et vétérinaire. (52)

1. Essai de compression

Pour chaque montage, deux types d'essais sont réalisés. Tout d'abord, les essais non destructifs permettent d'évaluer le domaine élastique du montage. Les essais destructifs, permettent quant à eux, l'analyse du domaine plastique de la construction.

Cinq tests par essai et par montage sont réalisés.

1.1. Essai non destructif

La charge maximale appliquée est de 176 Newton, ce qui correspond à 60 % du poids d'un chien de 30 kg. On a choisi 60% car cela correspond à la force qu'un chien appliqué au trot.

Une remise à zéro des déplacements est effectuée avant le 10^{ème} cycle.

TABLEAU II : Protocole d'essai de compression pour les essais non destructifs

Milieu	Air ambiant
Machine d'essai	Shimadzu AGS-X
Capacité de la cellule	10 kN
Mode de pilotage	Cyclique
Nombre de cycle	9 cycles pré-charge et 1 cycle de mesure
Cycle de charge appliquée	Charge et décharge jusqu'à 176 N
Nombre d'essai	10
Vitesse	176 N.s ⁻¹

1.2. Essai destructif

Le chargement se termine lorsqu'il y a une rupture ou une défaillance d'une partie ou de l'ensemble du montage.

TABLEAU III : Protocole d'essai de compression pour les essais destructifs

Milieu	Air ambiant
Machine d'essai	Shimadzu AGS-X
Capacité de la cellule	10 kN
Mode de pilotage	Unidirectionnel
Nombre d'essai	10
Vitesse	5 mm.min ⁻¹

2. Essai de flexion 4-points

Les essais sont effectués dans la direction médio-latérale avec un moment de flexion de 3,5 Nm.

La force de flexion maximale est obtenue par l'équation suivante reliant le moment de flexion à la distance du bras de moment :

$$Fb = \frac{2.Mb}{ab}$$

Où Fb correspond à la force de flexion (N), Mb au moment de flexion (ici égale à 3,5 Nm) et ab à la distance du bras de moment de Fb (ici égale à 0,03 mètres). Fb est donc égale à 233 N

2.1. Essai non destructif

Une remise à zéro des déplacements est effectuée avant le 10^{ème} cycle.

TABLEAU IV : Protocole d'essai de flexion pour les essais non destructifs

Milieu	Air ambiant
Machine d'essai	Shimadzu AGS-X
Capacité de la cellule	10 kN
Mode de pilotage	Cyclique
Nombre de cycle	9 cycles pré-charge et 1 cycle de mesure
Cycle de charge appliquée	Charge et décharge jusqu'à 233 N
Nombre d'essai	10
Vitesse	233 N.s ⁻¹

2.2. Essai destructif

Le chargement se termine lorsqu'il y a une rupture ou une défaillance d'une partie ou de l'ensemble du montage.

TABLEAU V : Protocole d'essai de flexion pour les essais destructifs

Milieu	Air ambiant
Machine d'essai	Shimadzu AGS-X
Capacité de la cellule	10 kN
Mode de pilotage	Unidirectionnel
Nombre d'essai	10
Vitesse	0.5 mm.s ⁻¹

D. Paramètre étudié

Les paramètres étudiés au cours des différents essais sont la déformation axiale maximale des montages, la rigidité de l'implant et la charge maximale appliquée avant la rupture. Le mode de rupture sera également relevé lorsqu'elle a lieu.

1. Déformation axiale maximale

Par définition, la déformation axiale maximale est le maximum de la courbe $déplacement = f(charge)$. Cette déformation maximale est étudiée lors des essais non destructifs.

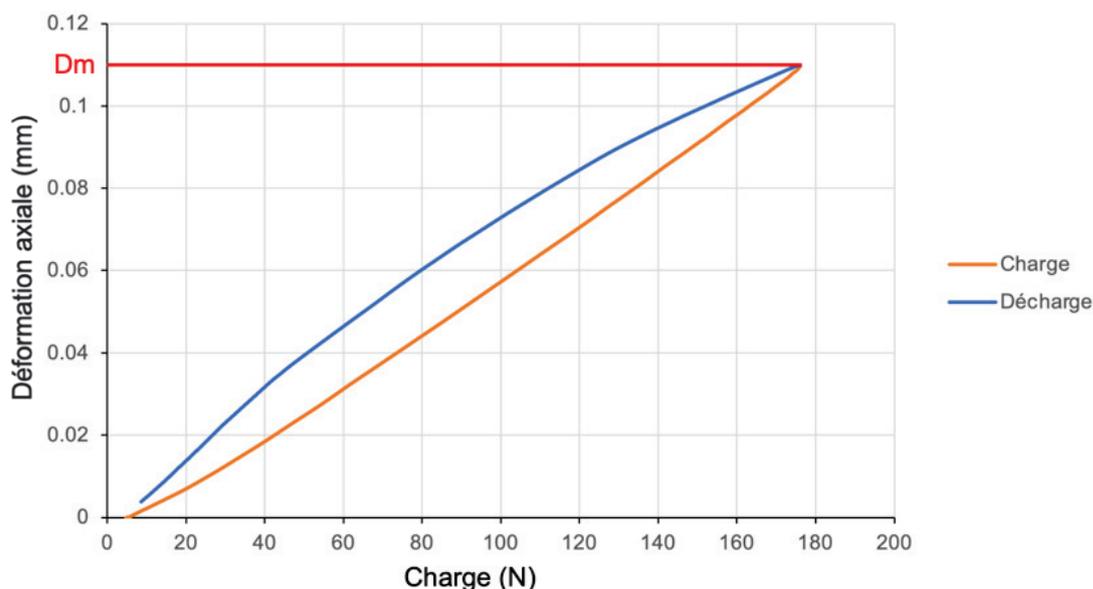


FIGURE 27 : Courbe $Déformation\ axiale = f(Charge)$ où Dm est la déformation axiale maximale observée

2. Rigidité d'un implant

2.1. Définition

Par définition, la rigidité d'un implant est la résistance à la déformation en réponse à une force appliquée. Plusieurs paramètres influent sur la rigidité du montage, parmi eux, on retrouve le module de Young du matériau et le moment d'inertie.

Le moment d'inertie d'un implant dépend de la forme et de la taille de la section transversale, ainsi que de sa longueur utile, c'est-à-dire, la distance entre les vis de fixation les plus internes.

Le module de Young aussi appelé « module d'élasticité » est mesuré dans le domaine élastique lors des essais destructifs. Plus la valeur du module est élevée, plus le matériau est rigide.

La rigidité correspond à l'inverse de la pente de la courbe *déformation axiale = f(charge)*. Cette rigidité est étudiée lors des essais destructifs dans le domaine élastique.

2.2. Compliance du montage

Par définition, la compliance d'un montage représente la flexibilité de celui-ci. Il correspond à la pente de la courbe *déformation axiale = f(charge)*. C'est l'inverse de la rigidité.

3. Charge maximale

Par définition, la charge maximale correspond à la charge supportée par le montage avant rupture ou défaillance. Elle est égale à la valeur de charge la plus élevée sur la courbe *charge = f(déformation axiale)*. Cette charge maximale est étudiée lors des essais destructifs dans le domaine plastique.

Pour les essais en flexion 4-points, le moment de flexion est obtenu par l'équation suivante :

$$Mb \text{ max} = Fb \text{ max} * 0.015$$

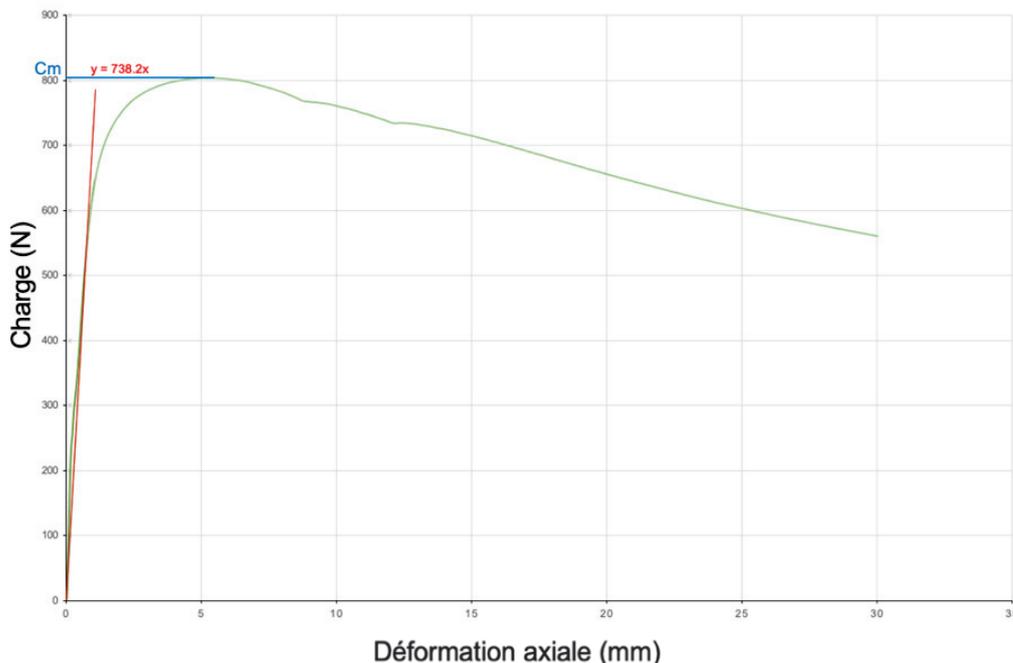


FIGURE 28 : Courbe *Charge = f(Déformation axiale)* où C_m est la charge maximale supportée observée et le module de Young est mesuré

E. Mode de rupture

La rupture des montages lors des essais destructifs s'est réalisée par la fatigue des implants au niveau de l'espace de fracture. Lors des essais, la rupture peut également se produire au niveau des trous de vis qui sont une zone de moindre résistance.

Les tubes en Sawbones® modélisant l'os peuvent également présenter des fractures lors des différents essais, d'un seul ou des deux côtés.

F. Analyse statistique des données

Le choix du test statistique afin d'analyser les données dépendront de la normalité de la distribution et de l'égalité ou non des variances. Les tests sont effectués à l'aide du logiciel statistique commercial (R®, The R Foundation, Vienne, Autriche).

1. Test de la normalité des paramètres et égalité des variances

La normalité de tous les paramètres étudiés est testée avec le test de Shapiro-Wilk. L'hypothèse de normalité sera acceptée si la p-value est supérieur à 0,05.

L'égalité des variances est testée avec le test de Fisher (dans le cas où l'on suit une loi normale). L'hypothèse nulle est l'égalité des variances et sera acceptée si la p-value est supérieur à 0,05.

2. Analyses des données

Plusieurs cas se distinguent en fonction de la distribution et de la variance des paramètres étudiés.

Dans le cas où les distributions sont normales et que les variances sont égales, les résultats sont comparés entre les MCP et les clous à l'aide du test t de Student. Les données sont regroupées sous forme de moyenne (\pm écart type).

Dans le cas où les distributions sont normales et que les variances sont inégales, les résultats sont comparés à l'aide du test de Welch. Les données sont regroupées sous forme de moyenne (\pm écart type).

Dans le cas où les distributions ne sont pas normales, les résultats sont comparés à l'aide du test de la somme des rangs de Wilcoxon. Les données sont regroupées sous forme de médiane (\pm intervalle interquartile).

La significativité est fixée à p-value < 0.05 pour toutes les analyses.

III. RÉSULTATS

A. Étude comparative des essais en compression

Tous les paramètres étudiés suivent une distribution normale. Les variances sont égales pour la déformation axiale, alors que pour la charge maximale, l'homoscédasticité n'est pas respectée.

TABLEAU VI : Comparaison des paramètres étudiés entre les MCP et les CLOU en compression (moyenne \pm écart-type)

	Montage Clou-Plaque	Clou	p-value
Déformation axiale maximale à 176N (mm)	0.315 \pm 0.034	0,101 \pm 0,024	2,571.10 ⁻⁴
Charge maximale (N)	464,1 \pm 17,8	810,9 \pm 25,6	4,36.10 ⁻⁶
Rigidité (N.mm ⁻¹)	647,7 \pm 105,9	1816,7 \pm 465,5	3.10 ⁻⁴

1. Compression lors des essais non destructifs

Pour la déformation axiale maximale, la p-value est inférieure à 0,05, la différence est donc significative entre les deux montages.

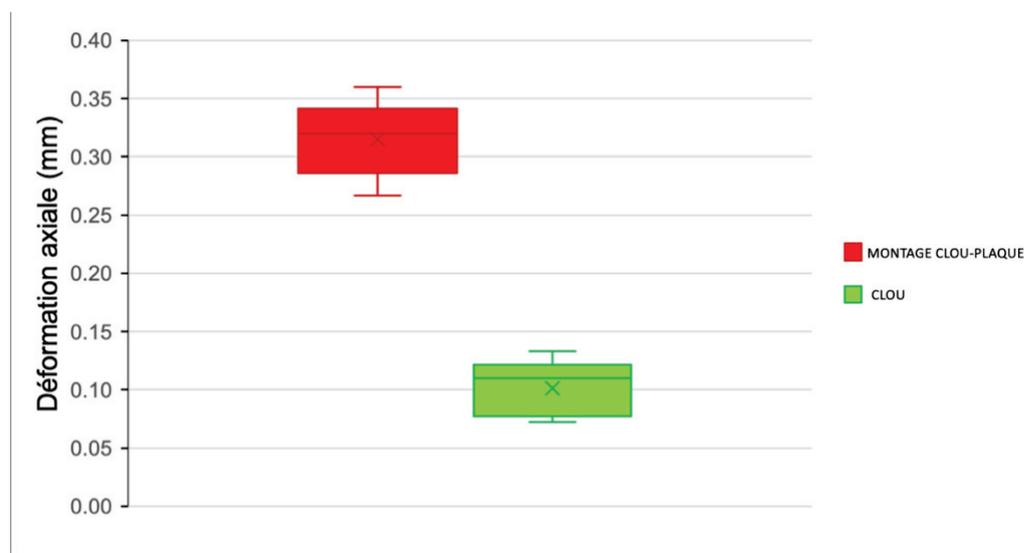


FIGURE 29 : Box Plot de la compression des essais non destructifs

Les montages avec le clou ont montré une déformation trois fois moins importante que celle des MCP.

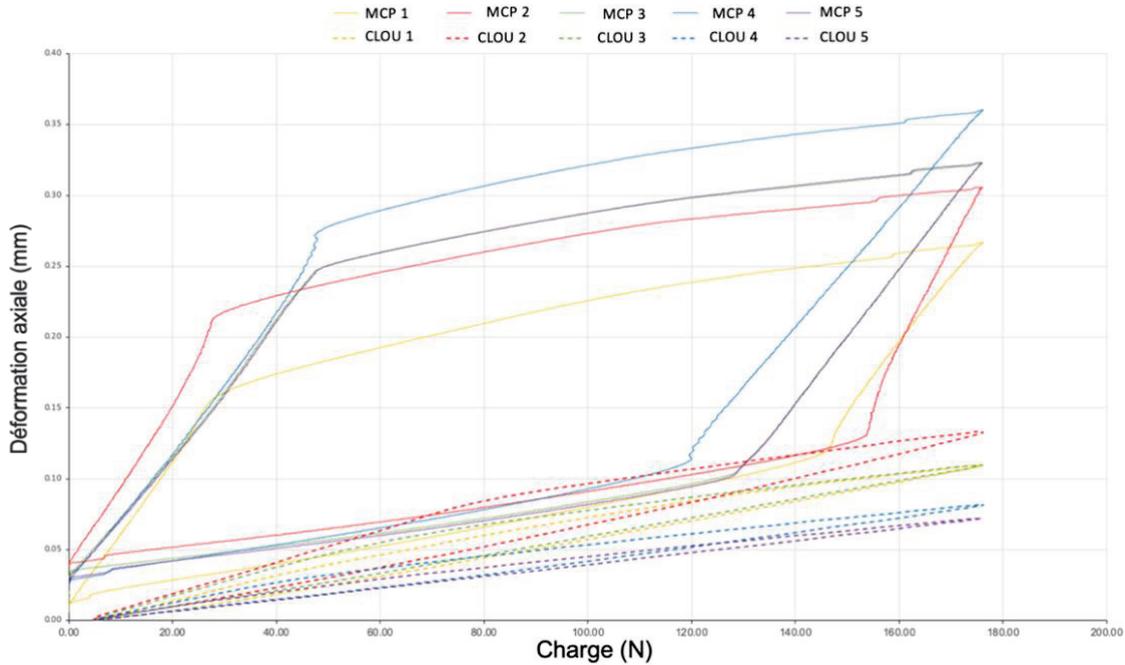


FIGURE 30 : Comparaison des courbes Déformation axiale = f(Charge) en compression pour les essais non destructifs des MCP et montages CLOU

2. Compression lors des essais destructifs

Pour la charge axiale maximale (avant rupture), la p-value est inférieure à 0,05, la différence est donc significative entre les deux montages.



FIGURE 31 : Box Plot de la compression des essais destructifs

La charge maximale obtenue pour les montages avec le clou, c'est-à-dire en condition limite, est deux fois plus importante que pour les MCP.

Pour la rigidité, les montages avec le clou sont deux fois plus rigides que les MCP, de manière significative (p-value <0,05).

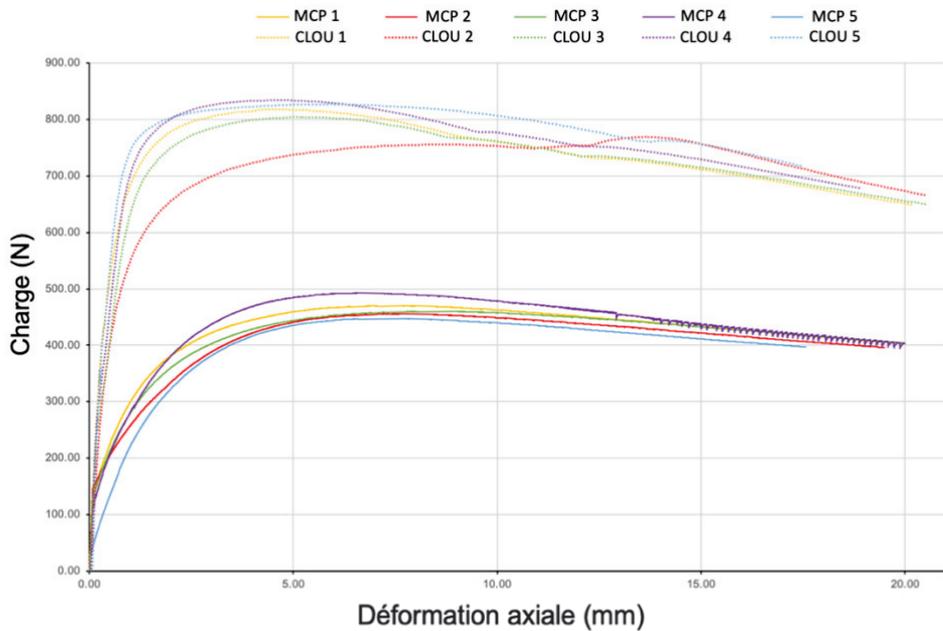


FIGURE 32 : Comparaison des courbes Charge = f(Déformation axiale) en compression pour les essais destructifs des MCP et montages CLOU

La rupture des deux types de montages s'est réalisée par flexion du matériel d'ostéosynthèse au niveau de l'espace de fracture.

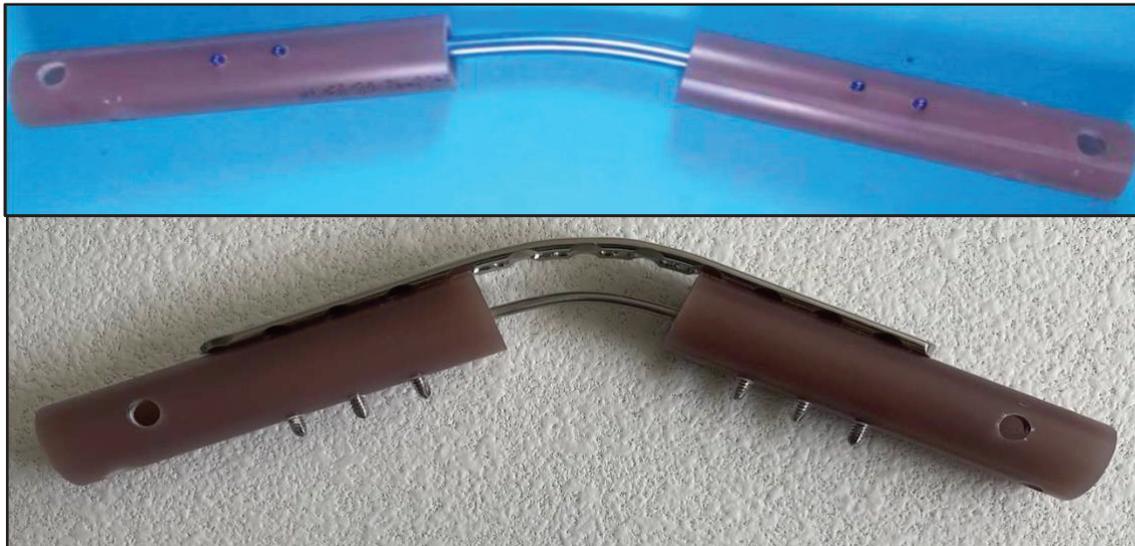


FIGURE 33 : Construction du CLOU et du MCP en fin d'essai destructif en compression. Source : MINCK Gaëtan

B. Étude comparative des tests en flexion 4-points

Tous les paramètres étudiés suivent une distribution normale. Les variances sont égales pour la déformation axiale mais inégales pour la charge maximale.

TABLEAU VII : Comparaison des paramètres étudiés entre les MCP et les montages CLOU en flexion 4-points (moyenne \pm écart-type)

	Montage Clou-Plaque	Clou	p-value
Déformation axiale maximale à 233N (mm)	4,4 \pm 0,3	3,2 \pm 0,5	3,725.10 ⁻³
Moment de flexion maximal maximale (Nm)	20,8 \pm 1,3	25,7 \pm 2,6	9,068.10 ⁻³
Rigidité (N.mm ⁻¹)	52,2 \pm 3,1	133,2 \pm 5,8	6,7.10 ⁻⁸

1. Flexion 4-points lors ces essais non destructifs

Pour la déformation axiale maximale, la p-value est inférieure à 0,05, la différence est donc significative entre les deux montages.

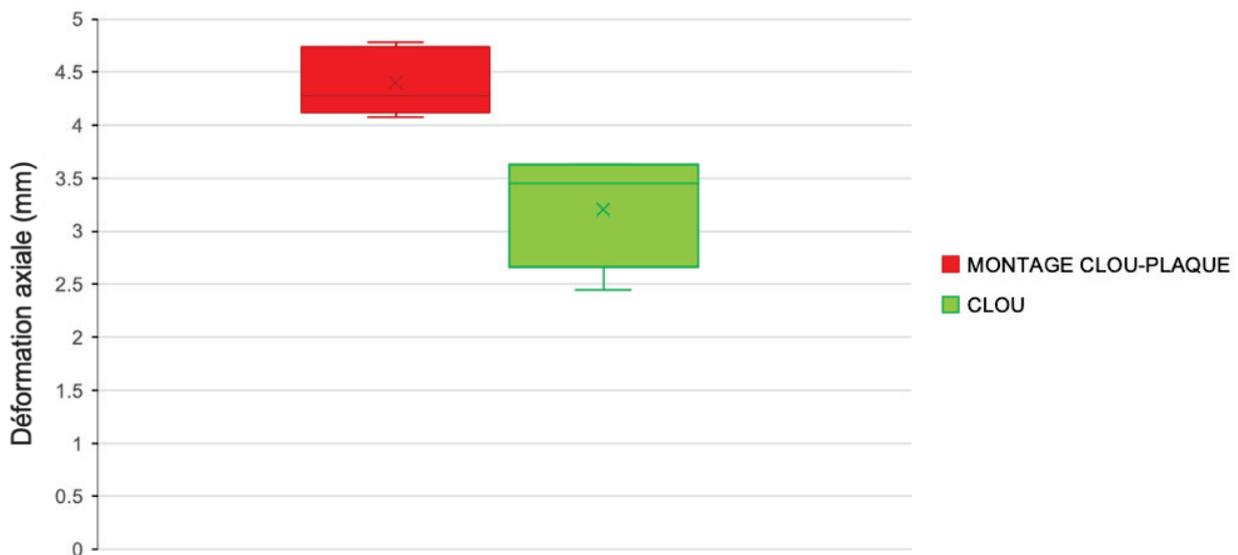


FIGURE 34 : Box Plot de la Flexion 4-points des essais non destructifs

Les montages avec le clou ont montré une déformation moins importante que celle des MCP.

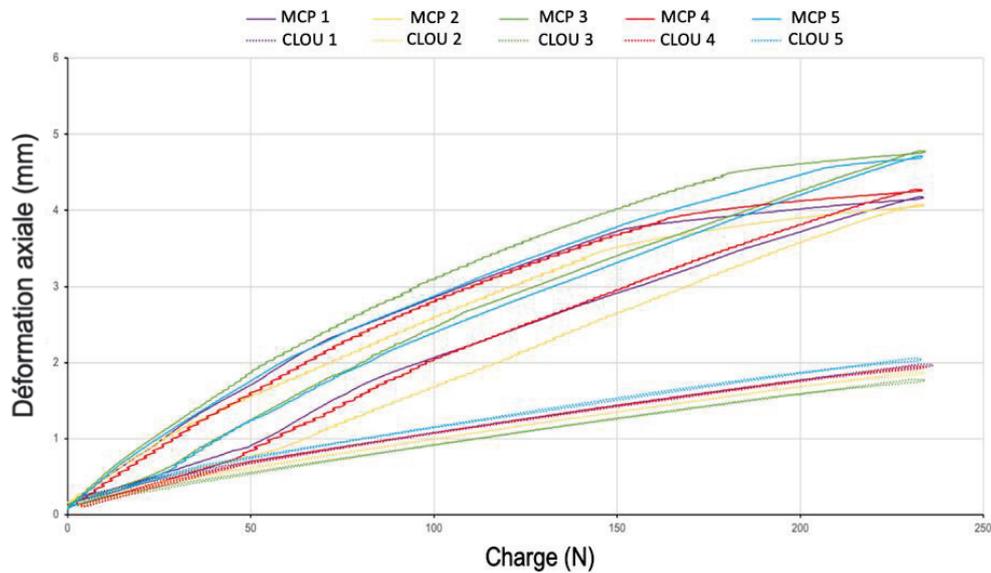


FIGURE 35 : Comparaison des courbes Déformation axiale = $f(\text{Charge})$ en flexion 4-points pour les essais non destructifs des MCP et montages CLOU

2. Flexion 4-points lors ces essais destructifs

Pour le moment de flexion maximal (avant rupture), la p-value est inférieure à 0,05, la différence est donc significative entre les deux montages.

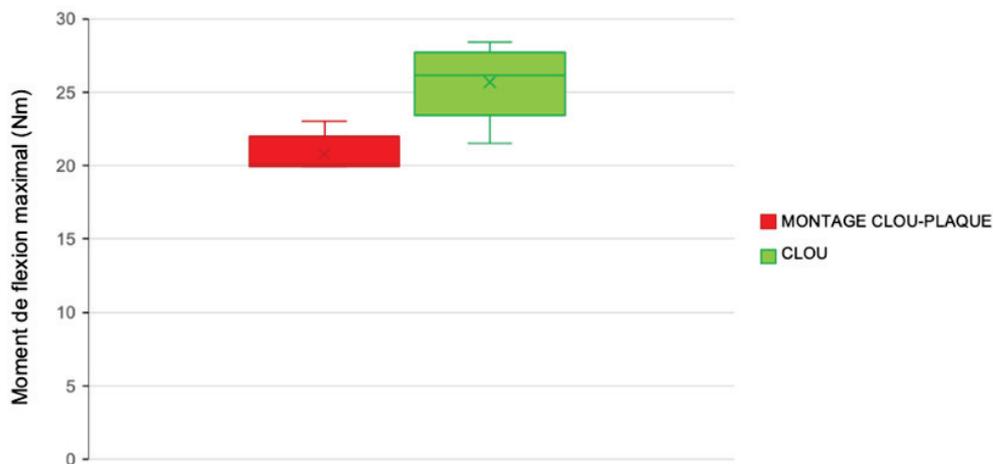


FIGURE 36 : Box Plot de la Flexion 4-points des essais destructifs

Le moment de flexion maximal obtenu pour les montages avec le clou, c'est-à-dire en condition limite, est plus important que pour les MCP.

Pour la rigidité, les montages avec le clou sont deux fois plus rigides que les MCP, de manière significative (p-value <0,05).

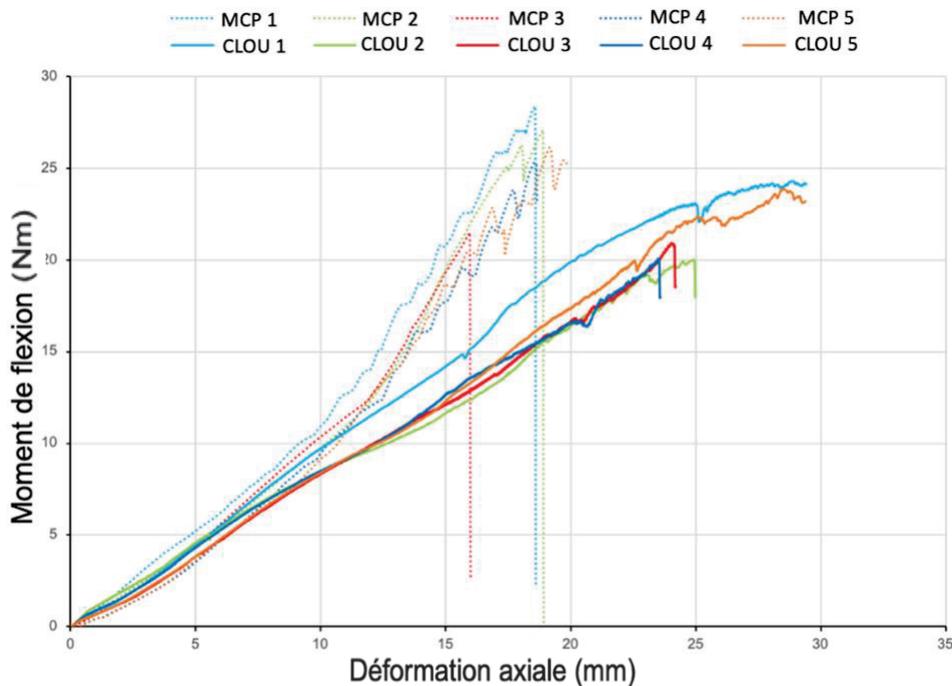


FIGURE 37 : Comparaison des courbes Moment de flexion = f (déformation axiale) en flexion 4-points pour les essais destructifs des MCP et montages clou

La rupture des MCP s'est réalisée par flexion du matériel d'ostéosynthèse au niveau de l'espace de fracture, contrairement aux montages avec le clou, pour lesquels on observe différentes modalités de rupture.

Sur les cinq clous, deux ont cédé par rupture complète au niveau du trou de vis le plus proche du trait de fracture et par fracture de l'os proximal, un par flexion du clou au niveau de la fracture, un avec une fracture de l'os distal et le dernier en conjuguant une fracture sur les deux morceaux osseux.



FIGURE 38 : Construction du clou et du MCP en fin d'essai destructif en compression. Source : MINCK Gaëtan

IV. DISCUSSION

A. Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude était de comparer les propriétés mécaniques en compression et en flexion 4-points, en statique et dynamique, d'un clou verrouillé à angle stable en alliage de titane à celles d'un montage clou-plaque verrouillée (LCP). Actuellement, le montage clou-plaque est le plus largement utilisé pour réparer les fractures comminutives des os longs chez les carnivores domestiques en France. C'est pourquoi nous avons décidé de comparer les propriétés mécaniques de ce montage à celles d'un montage prometteur, le clou verrouillé centro-médullaire à angle stable. Les résultats de notre étude ont démontré que le clou verrouillé à angle stable de 6 mm présentait de meilleures propriétés mécaniques que le montage clou-plaque (LCP de 3,5 mm). En effet, les montages CVAS ont montré une déformation axiale plus faible, une rigidité accrue, ainsi qu'une charge à la rupture supérieure en compression et en flexion à 4-points par rapport aux MCP.

1. Comparaison des résultats

1.1. Comparaison aux montages plaques

Dans la littérature vétérinaire, plusieurs études sur les clous verrouillés droits de première génération ont indiqué une meilleure stabilité par rapport aux plaques seules. (53–55). Ils présentent de nombreux avantages biomécaniques, notamment, une position plus proche de l'axe neutre et un moment d'inertie plus élevé.

La difficulté technique de la mise en place de l'implant est plus faible pour la plaque (verrouillé ou non) que le clou, malgré le contournement nécessaire des plaques, qui peut s'avérer difficile lorsque l'on se rapproche de l'articulation. C'est pourquoi, la plaque est plus répandue dans les blocs opératoires.

Plusieurs autres études ont également souligné que d'autres clous verrouillés à angle stable disponibles en médecine vétérinaire offraient une meilleure stabilité que les clous verrouillés droits, en compression, en flexion et en torsion. Les systèmes à

angle stable réduisent ou éliminent l'apparition de jeu entre le clou et les vis, ce qui peut contribuer à une instabilité et au retard de la cicatrisation osseuse. (40, 56, 57)

Par extension avec le paragraphe précédent, il est démontré les clous verrouillés à angle stable possèdent une stabilité supérieure par rapport aux montages plaques.

L'étude récente de Deprey a également montré une meilleure stabilité en compression en flexion 4-points et en torsion du clou verrouillé à angle stable par rapport à un montage plaque. (7)

1.2. [Comparaison aux montages clou plaques](#)

Des études plus récentes montrent que les clous verrouillés droits étaient plus stables qu'un montage clou-plaque en compression et en torsion. (4)

En médecine humaine, une étude portant sur ces clous à angle stable en compression a obtenu des résultats similaires. (58) Une autre étude a montré que les clous verrouillés droits étaient plus stables qu'un montage clou-plaque en compression et en torsion.

La difficulté technique de la mise en place de l'implant est plus importante pour le montage clou-plaque verrouillée en raison de l'interférence possible entre les vis de la plaque et le clou verrouillé intramédullaire. (4)

La principale difficulté dans la mise en place du clou verrouillé est la placement des vis, qui sont parfois mal orientées mais réorientées en peropératoire. En effet, en raison de la longueur utile du guide de verrouillage, des petites déviations distales du guide peuvent être observées. (59) Le système de verrouillage du clou verrouillé limite la migration de celui-ci, contrairement aux montages clou-plaque verrouillée.

Le clou verrouillé à angle stable testé dans cette étude présente de meilleures propriétés mécaniques en compression et en flexion 4-points que le montage clou-plaque verrouillé. Nos résultats sont donc en accord avec les études antérieures, notamment avec l'étude de Deprey. Les conséquences cliniques de cette meilleure stabilité du clou verrouillé à angle stable pourraient inclure une réduction de la mobilité des fragments osseux lors de la réparation des fractures comminutives, ce qui pourrait potentiellement favoriser une cicatrisation plus rapide et plus efficace. (4, 7)

1.3. Comparaison avec les autres clous

La présence d'une canule facilite la mise en place de ce clou par rapport aux autres clous, ce qui permet de diminuer le temps de l'intervention chirurgicale. Elle permet de vérifier la position du foret avant de percer le cortex trans. Une réorientation peropératoire du foret mal placé est possible. Elle permet également de vérifier le verrouillage du clou, à condition de commencer par la vis la plus distale. (59)

Une autre caractéristique novatrice de ce clou est la présence d'un troisième trou de verrouillage, permettant l'insertion d'une vis perpendiculaire aux autres. Cette vis vise à renforcer la rigidité de la structure et à améliorer sa stabilité. Selon la littérature, le nombre et la configuration des vis distales influencent directement la rigidité torsionnelle de la construction. (60–62). Cependant, la mise en place de la vis orthogonale peut entrer en conflit avec des structures tel que la trochlée fémorale.

Dans cette étude, nous avons opté pour l'utilisation de seulement deux vis par extrémité, orientées dans le même plan, afin de reproduire la configuration standard d'une construction avec des clous intervertébraux. Par conséquent, la stabilité accrue offerte par le troisième trou de verrouillage dans le clou Surg'X n'a pas été exploitée, ce qui pourrait justifier des recherches supplémentaires.

La majorité des clous de verrouillage utilisés en médecine vétérinaire sont fabriqués en acier inoxydable 316 LVM. En revanche, en médecine humaine, l'alliage de titane est préféré en raison de sa meilleure biocompatibilité et de son module de Young plus proche de celui de l'os comparé à l'acier inoxydable 316 LVM, ainsi la résorption osseuse et un mauvais remodelage osseux sont mieux évité. (63) Néanmoins, étant donné que l'acier inoxydable 316 LVM est plus rigide que l'alliage de titane, il pourrait être nécessaire d'utiliser un clou de plus grand diamètre pour les clous en alliage de titane que pour ceux en acier inoxydable 316 LVM.

B. Justification du modèle

1. Modélisation des os

Nous avons choisi d'utiliser des os synthétiques composites pour modéliser l'os cortical, car ce matériau présente une similitude dans son comportement mécanique avec celui des os canins. En effet, leur comportement est similaire à celui des os canins de taille moyenne (entre 20 et 30 kg). (64)

De même, la modélisation de l'os spongieux a été réalisée avec des cylindres en mousse polyuréthane de densité 20 PCF. Dans la littérature, cette densité est couramment utilisée afin de simuler l'os spongieux. (64)

Cela nous a permis de créer des fragments osseux de taille précise et identique pour tous les montages, assurant ainsi une meilleure reproductibilité dans leur construction. De plus, les os synthétiques sont plus accessibles que les os canins, permettant de mener une étude purement mécanique sans recourir à des animaux.

Cependant, une limitation de cette modélisation réside dans le choix de la taille de l'os et des implants, car il existe une grande variabilité de tailles chez les chiens. Nous avons donc opté pour un modèle représentatif (chien de taille moyenne) et facilement comparable avec les montages précédemment étudiés. (4, 7, 39, 44, 52)

2. Modélisation des fractures

Les fractures comminutives, caractérisées par la présence d'esquilles osseuses libres autour du foyer de fracture, sont décrites comme étant instables. Les différentes forces appliquées au niveau du foyer de fractures sont minimales, nous avons donc choisi de ne pas les considérer.

Ces fractures ont été modélisées par une perte de substance de 50 mm. Cette taille a été choisie en fonction d'études antérieures pour permettre une comparaison avec les résultats existants. (7, 39, 65)

Néanmoins, dans le cas des fractures comminutives, le site de fracture peut-être beaucoup plus important que 50 mm. Cela est dû à la présence de nombreux fragments osseux et aux traits de refend.

C. Sélection des implants :

Nous avons sélectionné la taille des CVAS (6mm) et des plaques verrouillées (LCP 3,5mm) conformément aux recommandations établies pour un chien de taille moyenne (environ 25kg), en nous appuyant sur des études antérieures (4, 7, 39, 40, 52, 65).

Selon ces recommandations, le CVAS doit occuper 80% de la cavité médullaire de l'os au niveau de la fracture (diaphyse de l'os). Ainsi, nous avons supposé que le diamètre du canal médullaire au niveau de la perte de substance était d'environ 8 mm, pour correspondre au clou choisi.

Dans le cas des MCP, pour déterminer la taille du clou médullaire, nous nous sommes donc basés sur ce diamètre. En effet, selon les recommandations, le clou doit remplir environ 40% de la cavité médullaire de l'os. (4, 47). Ainsi, nous avons sélectionné des clous médullaires avec un diamètre de 3 mm.

Le clou verrouillé à angle stable sélectionné (en alliage de titane) pour cette étude présente l'avantage d'être plus léger et d'avoir une meilleure biocompatibilité que d'autres clous verrouillés en acier inoxydable. (66) Le modèle de Young plus proche de celui de l'os contribue à améliorer l'élasticité du montage, ce qui peut prévenir la résorption osseuse et favoriser un remodelage adéquat. De plus, sa courbure a été conçue pour s'adapter anatomiquement aux os longs des chiens et des chats, ce qui permet une reconstruction plus précise des fractures.

D. Élaboration du protocole

Afin de maintenir la cohérence avec les études précédentes, nous avons adopté des conditions de charge identiques à celles utilisées dans des recherches mécaniques similaires portant sur des clous verrouillés. (4, 7, 39, 40, 52, 67)

E. Limite de l'étude

Selon la littérature, l'os synthétique peut être plus dur que l'os canin, ce qui pourrait influencer la rigidité des montages. (64)

De plus, le choix de la taille de l'os, des implants, et de la perte osseuse mimant la fracture peut biaiser la comparaison entre les deux types de montage. Les tests de torsion n'ont pas été réalisés en raison des limitations de notre laboratoire, et l'étude s'est uniquement déroulée in vitro. Une étude in vivo serait nécessaire pour confirmer les avantages de l'utilisation du clou verrouillé à angle stable par rapport au montage clou plaque dans la réparation des fractures comminutives chez le chien.

Bien que des tests de charge statique ont été effectués, ils ne reproduisent pas parfaitement les contraintes physiologiques du tibia in vivo. Ainsi, cette étude n'a permis qu'une comparaison relative des implants. Cependant, pour reproduire une mécanique plus réaliste, nous avons fixé les montages au banc d'essai en utilisant des embouts sphériques, comme suggéré par la littérature. (68)

Il serait également intéressant d'examiner les propriétés mécaniques du clou verrouillé à angle stable par rapport à d'autres types de clous verrouillés disponibles en médecine vétérinaire, mentionnés dans les études antérieures. Par exemple, une comparaison mécanique avec un clou verrouillé droit aurait permis de déterminer si sa courbure affecte ses propriétés mécaniques.

La littérature indique que le nombre et la disposition des vis distales sur les clous verrouillés ont une incidence directe sur la rigidité du montage. Dans cette étude, nous avons choisi d'utiliser seulement deux vis parallèles par extrémité pour imiter une configuration standard. Une étude envisageable serait d'analyser la stabilité de ce clou verrouillé à angle stable en fonction du nombre et des positions des vis sur le clou, en appliquant des forces de compression, de flexion 4-points et de torsion.

CONCLUSION

Cette étude représente la première comparaison des caractéristiques mécaniques en compression et en flexion 4-points entre un clou verrouillé à angle stable en alliage de titane développé par l'entreprise Surg'X® et un montage fréquemment utilisé en médecine vétérinaire afin de réparer les fractures comminutives, à savoir le montage clou-plaque verrouillée.

Les résultats de cette étude mettent en évidence qu'un montage utilisant ce nouveau clou verrouillé est significativement plus stable qu'un montage clou plaque. En effet, il présente une déformation axiale trois fois inférieure à celle du montage clou-plaque en compression, avec une différence moins marquée mais qui reste néanmoins significative en flexion 4-points. Un montage avec un clou verrouillé à angle stable est également deux fois plus rigide qu'un montage clou-plaque, aussi bien en compression qu'en flexion 4-points. Enfin, le clou verrouillé présente une résistance à la rupture significativement supérieure, tant en compression axiale qu'en flexion 4-points.

Ces résultats suggèrent que l'utilisation du clou verrouillée pourrait offrir une stabilité accrue lors de réparation des fractures comminutives des os long, ce qui se traduirait par une cicatrisation plus efficace, notamment grâce une réduction de la mobilité des fragments osseux et donc une diminution du taux de complications.

Cependant, des études supplémentaires, notamment en torsion, sont nécessaires pour une analyse plus approfondie des propriétés du clou verrouillé à angle stable, ainsi que de l'impact de la configuration des vis dans la stabilité du montage.

BIBLIOGRAPHIE

1. BEAUPRÉ, G. S., CARTER, D. R., DUELAND, R. T., CALER, W. E. et SPENGLER, D. M. A biomechanical assessment of plate fixation, with insufficient bony support. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 1988. Vol. 6, n° 5, pp. 721-729. DOI 10.1002/jor.1100060515.
2. BONIN, Glen A., BAKER, Sean T., DAVIS, Caleb A., BERGERSON, Christie M., HILDEBRANDT, Aubrey A., HULSE, Don A., KERWIN, Sharon C., MORENO, Michael R. et SAUNDERS, W. Brian. In vitro biomechanical comparison of 3.5 mm LC-DCP/intramedullary rod and 5 mm clamp-rod internal fixator (CRIF)/intramedullary rod fixation in a canine femoral gap model. *Veterinary surgery: VS*. octobre 2014. Vol. 43, n° 7, pp. 860-868. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12130.x.
3. KUENTSCHER, G. INTRAMEDULLARY SURGICAL TECHNIQUE AND ITS PLACE IN ORTHOPAEDIC SURGERY. MY PRESENT CONCEPT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. juin 1965. Vol. 47, pp. 809-818.
4. VON PFEIL, Dirsko J. F., DÉJARDIN, Loïc M., DECAMP, Charles E., MEYER, Eric G., LANSDOWNE, Jennifer L., WEERTS, Robin J. H. et HAUT, Roger C. In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. *American Journal of Veterinary Research*. septembre 2005. Vol. 66, n° 9, pp. 1536-1543. DOI 10.2460/ajvr.2005.66.1536.
5. KUBACKI, Meghan R., VERIOTI, Christopher A., PATEL, Savan D., GARLOCK, Adam N., FERNANDEZ, David et ATKINSON, Patrick J. Angle stable nails provide improved healing for a complex fracture model in the femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. avril 2014. Vol. 472, n° 4, pp. 1300-1309.
6. TING, Dennis, CABASSU, Julien B., GUILLOU, Reunan P., SINNOTT, Michael T., MEYER, Eric G., HAUT, Roger C. et DÉJARDIN, Loïc M. In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties of standard and novel interlocking nail systems in bending. *Veterinary surgery: VS*. octobre 2009. Vol. 38, n° 7, pp. 881-887. DOI 10.1111/j.1532-950X.2009.00584.x.
7. DEPREY, Julie, BLONDEL, Margaux, SABAN, Charles, MASSENZIO, Michel, GAUTHIER, Olivier, MOISSONNIER, Pierre, VIGUIER, Eric et CACHON, Thibaut. Mechanical evaluation of a novel angle-stable interlocking nail in a gap fracture model. *Veterinary Surgery*. 2022. Vol. 51, n° 8, pp. 1247-1256. DOI 10.1111/vsu.13837.
8. KOLATA, R. J., KRAUT, N. H. et JOHNSTON, D. E. Patterns of trauma in urban dogs and cats: a study of 1,000 cases. *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 1 mars 1974. Vol. 164, n° 5, pp. 499-502.
9. AL MARUF, D S Abdullah, HWANG, Yawon, PARK, Minhyeok, KIM, Somin, OH, Cheongjin, CHOI, Seok Hwa et KIM, Gonhyung. Retrospective study on fractures in dogs. *Journal of Biomedical Research*. 28 septembre 2013. Vol. 14, pp. 140-144. DOI 10.12729/jbr.2013.14.3.140.
10. PHILLIPS, I. R. A survey of bone fractures in the dog and cat. *The Journal of Small Animal Practice*. novembre 1979. Vol. 20, n° 11, pp. 661-674. DOI 10.1111/j.1748-5827.1979.tb06679.x.

11. AITHAL, H., SINGH, G. et BISHT, G. Fractures in dogs: A survey of 402 cases. *Indian journal of veterinary surgery*. [en ligne]. 1999. Disponible à l'adresse: <https://www.semanticscholar.org/paper/Fractures-in-dogs%3A-A-survey-of-402-cases-Aithal-Singh/3747221361d9c127494948a9a4a0e3c895f7eb7f>
12. FOSSUM, Theresa W., CHO, Jane, DEWEY, Curis W., HAYASHI, Kei, HUNTINGFORD, Jannice L., MACPHAIL, Catriona M., QUANDT, Jane E., RADLINSKY, MaryAnn G., SCHULZ, Kurt S., WILLARD, Michael D. et YU-SPEIGHT, Audrey. Principles of Fracture Diagnoses and Management. In : *Small Animal Surgery, Fifth Edition*. Glandale, Arizona : Elsevier, 2018. pp. 976-1035. ISBN 978-0-323-44344-9.
13. HILL, F. W. A survey of bone fractures in the cat. *The Journal of Small Animal Practice*. juillet 1977. Vol. 18, n° 7, pp. 457-463. DOI 10.1111/j.1748-5827.1977.tb05912.x.
14. HUDSON, Lola C. et HAMILTON, William P. Chapter 3 : Musculoskeletal System. In : *Atlas of Feline Anatomy FOR VETERINARIANS*. Second Edition. North Carolina : Teton NewMedia, 2010. 275 p. ISBN 1-59161-044-3.
15. ABD EL RAOUF, Mustafa, EZZELDEIN, S.A. et EISA, E.F.M. Bone fractures in dogs: A retrospective study of 129 dogs. *Iraqi Journal of Veterinary Sciences*. 1 septembre 2019. Vol. 33, n° 2, pp. 401-405. DOI 10.33899/ijvs.2019.163086.
16. EVANS, Howard E. et DE LAHUNTA, Alexander. *Miller's Anatomy of the Dog, fourth edition*. . Saunders. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2013. ISBN 978-1-4377-0812-7.
17. ROUSH, James K. Management of fractures in small animals. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. septembre 2005. Vol. 35, n° 5, pp. 1137-1154, vi. DOI 10.1016/j.cvsm.2005.06.001.
18. KNECHT, C. D. Principles and application of traction and coaptation splints. *The Veterinary Clinics of North America*. mai 1975. Vol. 5, n° 2, pp. 177-195. DOI 10.1016/s0091-0279(75)50029-8.
19. DRUM, Marti G., MARCELLIN-LITTLE, Denis J. et DAVIS, Michael S. Principles and applications of therapeutic exercises for small animals. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. janvier 2015. Vol. 45, n° 1, pp. 73-90. DOI 10.1016/j.cvsm.2014.09.005.
20. FOSSUM, Theresa W., CHO, Jane, DEWEY, Curis W., HAYASHI, Kei, HUNTINGFORD, Jannice L., MACPHAIL, Catriona M., QUANDT, Jane E., RADLINSKY, MaryAnn G., SCHULZ, Kurt S., WILLARD, Michael D. et YU-SPEIGHT, Audrey. Management of Specific Fractures. In : *Small Animal Surgery, Fifth Edition*. Glandale, Arizona : Elsevier, 2018. pp. 1036-1133. ISBN 978-0-323-44344-9.
21. PIERMATTEI DL, Flo GL. *Small animal orthopedics and fracture repair*. . 3. Philadelphia : WB Saunders Co., 1997.
22. LEIGHTON, R. L. Principles of conservative fracture management: splints and casts. *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (small Animal)*. février 1991. Vol. 6, n° 1, pp. 39-51.
23. PERREN, S. M. EVOLUTION OF THE INTERNAL FIXATION OF LONG BONE FRACTURES: THE SCIENTIFIC BASIS OF BIOLOGICAL INTERNAL FIXATION: CHOOSING A NEW BALANCE BETWEEN STABILITY AND BIOLOGY. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 1 novembre 2002. Vol. 84-B, n° 8, pp. 1093-1110. DOI 10.1302/0301-620X.84B8.0841093.
24. BAUMGAERTEL F, GotzenL. The "biological" plate osteosynthesis in multi-fragment fractures of the para-articular femur: A prospective study. *Unfallchirurg*. 97:78 1994.

25. CLAUDI, B. F. et OEDEKOVEN, G. ["Biological osteosynthesis"]. *Der Chirurg; Zeitschrift Fur Alle Gebiete Der Operativen Medizin*. mai 1991. Vol. 62, n° 5, pp. 367-377.
26. GAUTIER, E. et GANZ, R. [The biological plate osteosynthesis]. *Zentralblatt Fur Chirurgie*. 1994. Vol. 119, n° 8, pp. 564-572.
27. GERBER, C., MAST, J. W. et GANZ, R. Biological internal fixation of fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1990. Vol. 109, n° 6, pp. 295-303. DOI 10.1007/BF00636165.
28. DELISSER, P. J., MCCOMBE, G. P., TRASK, R. S., ETCHES, J. A., GERMAN, A. J., HOLDEN, S. L., WALLACE, A. M. et BURTON, N. J. Ex vivo evaluation of the biomechanical effect of varying monocortical screw numbers on a plate-rod canine femoral gap model. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2013. Vol. 26, n° 3, pp. 177-185. DOI 10.3415/VCOT-12-05-0061.
29. HULSE, D., FERRY, K., FAWCETT, A., GENTRY, D., HYMAN, W., GELLER, Sue et SLATER, Margaret. Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 1 décembre 2000. Vol. 13, pp. 185-190. DOI 10.1055/s-0038-1632658.
30. MUIR, P., JOHNSON, K. A. et MARKEL, M. D. Area Moment of Inertia for Comparison of Implant Cross-Sectional Geometry and Bending Stiffness. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 1995. Vol. 08, n° 3, pp. 146-152. DOI 10.1055/s-0038-1632446.
31. HULSE, D., HYMAN, W., NORI, M. et SLATER, M. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Veterinary surgery: VS*. 1997. Vol. 26, n° 6, pp. 451-459. DOI 10.1111/j.1532-950x.1997.tb00516.x.
32. REEMS, Michael R., BEALE, Brian S. et HULSE, Don A. Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 1 août 2003. Vol. 223, n° 3, pp. 330-335. DOI 10.2460/javma.2003.223.330.
33. PERREN, S. M. Basic Aspects of Internal Fixation. In : MÜLLER, Maurice E., ALLGÖWER, Martin, SCHNEIDER, Robert et WILLENEGGER, Hans (éd.), *Manual of INTERNAL FIXATION: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. [en ligne]. Berlin, Heidelberg : Springer, 1991. pp. 1-158. ISBN 978-3-662-02695-3.
34. LESIĆ, Aleksandar, BUMBASIREVIĆ, Marko, MILOSEVIĆ, Ivan et ZAGORAC, Slavisa. [Gerhard Küntscher and intramedullary fixation]. *Srpski Arhiv Za Celokupno Lekarstvo*. 2007. Vol. 135, n° 9-10, pp. 594-599.
35. EHLINGER, M., ADAM, Philippe, TAGLANG, Gilbert, LEFEVRE, C. et BONNOMET, François. Techniques chirurgicales de l'enclouage centromédullaire des os longs. *EMC - Techniques chirurgicales - Orthopédie - Traumatologie*. 1 décembre 2012. Vol. 7, pp. 1-12. DOI 10.1016/S0246-0467(12)45720-8.
36. PRESNELL, K. R. Pins versus plates: the orthopedic dilemma. *The Veterinary Clinics of North America*. mai 1978. Vol. 8, n° 2, pp. 213-217. DOI 10.1016/s0091-0279(78)50029-4.
37. WHEELER, J.L., LEWIS, D.D., CROSS, Alan, STUBBS, W.P. et PARKER, R.B. Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: Clinical applications. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*. 1 juillet 2004. Vol. 26, pp. 531-544.
38. DUHAUTOIS, B. L'enclouage verrouillé en chirurgie vétérinaire: De la conception aux premiers cas cliniques. *Prat. Med. Chir. Anim. Comp.* 1993. N° 28, pp. 657.

39. LANSDOWNE, Jennifer L., SINNOTT, Michael T., DÉJARDIN, Loïc M., TING, Dennis et HAUT, Roger C. In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. *Veterinary surgery: VS*. juin 2007. Vol. 36, n° 4, pp. 368-377. DOI 10.1111/j.1532-950X.2007.00277.x.
40. DÉJARDIN, L. M., GUILLOU, R. P., TING, D., SINNOTT, M. T., MEYER, E. et HAUT, R. C. Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2009. Vol. 22, n° 4, pp. 264-269. DOI 10.3415/VCOT-08-08-0075.
41. I-Loc – BioMedtrix. [en ligne]. Disponible à l'adresse: <https://biomedtrix.com/i-loc/>
42. Surg'X - Veterinary Implant Manufacturer. *SurgX - English*. [en ligne]. [Consulté le 7 avril 2024]. Disponible à l'adresse: [https://www.surgx.fr/en/Innovating solutions for veterinary surgery](https://www.surgx.fr/en/Innovating_solutions_for_veterinary_surgery), Range of interlocking nails for medium, large dogs, cats and small dogs
43. KYLE, R. F. Biomechanics of intramedullary fracture fixation. *Orthopedics*. novembre 1985. Vol. 8, n° 11, pp. 1356-1359. DOI 10.3928/0147-7447-19851101-08.
44. DUELAND, R. T., BERGLUND, L., VANDERBY, R. et CHAO, E. Y. Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur-interlocking nail constructs. *Veterinary surgery: VS*. 1996. Vol. 25, n° 5, pp. 386-396. DOI 10.1111/j.1532-950x.1996.tb01432.x.
45. TIGANI, D., FRAVISINI, M., STAGNI, C., PASCARELLA, R. et BORIANI, S. Interlocking nail for femoral shaft fractures: is dynamization always necessary? *International Orthopaedics*. avril 2005. Vol. 29, n° 2, pp. 101-104. DOI 10.1007/s00264-004-0627-1.
46. DURALL, Ignacio, FALCÓN, Carmelo, DÍAZ-BERTRANA, M. Carmen et FRANCH, Jorge. Effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing locked with an external fixator: an experimental study in dogs. *Veterinary surgery: VS*. 2004. Vol. 33, n° 4, pp. 323-332. DOI 10.1111/j.1532-950X.2004.04047.x.
47. DÉJARDIN, Loïc M., GUIOT, Laurent P. et VON PFEIL, Dirsko J. F. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. septembre 2012. Vol. 42, n° 5, pp. 935-962, vi. DOI 10.1016/j.cvsm.2012.07.004.
48. GATINEAU, Matthieu et PLANTÉ, Jérôme. Ulnar interlocking intramedullary nail stabilization of a proximal radio-ulnar fracture in a dog. *Veterinary surgery: VS*. décembre 2010. Vol. 39, n° 8, pp. 1025-1029. DOI 10.1111/j.1532-950X.2010.00731.x.
49. WITTE, P. G. et SCOTT, H. W. Treatment of lateral patellar luxation in a dog by femoral opening wedge osteotomy using an interlocking nail. *The Veterinary Record*. 5 mars 2011. Vol. 168, n° 9, pp. 243. DOI 10.1136/vr.c6376.
50. DUELAND, R. T., JR, R. Vanderby et MCCABE, R. P. Fatigue Study of Six and Eight mm Diameter Interlocking Nails with Screw Holes of Variable Size and Number. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 1997. Vol. 10, n° 4, pp. 194-199. DOI 10.1055/s-0038-1632595.
51. APER, Rhonda L., LITSKY, Alan S., ROE, Simon C. et JOHNSON, Kenneth A. Effect of bone diameter and eccentric loading on fatigue life of cortical screws used with interlocking nails. *American Journal of Veterinary Research*. mai 2003. Vol. 64, n° 5, pp. 569-573.
52. DÉJARDIN, Loïc M., CABASSU, Julien B., GUILLOU, Reunan P., VILLWOCK, Mark,

- GUIOT, Laurent P. et HAUT, Roger C. In vivo biomechanical evaluation of a novel angle-stable interlocking nail design in a canine tibial fracture model. *Veterinary surgery: VS.* mars 2014. Vol. 43, n° 3, pp. 271-281. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12136.x.
53. BERNARDE, A., DIOP, A., MAUREL, N. et VIGUIER, E. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Veterinary surgery: VS.* 2001. Vol. 30, n° 5, pp. 397-408. DOI 10.1053/jvet.2001.25863.
54. DUHAUTOIS, Bruno. Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. *Veterinary surgery: VS.* 2003. Vol. 32, n° 1, pp. 8-20. DOI 10.1053/jvet.2003.50008.
55. STIFFLER, Kevin S. Internal fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice.* août 2004. Vol. 19, n° 3, pp. 105-113. DOI 10.1053/j.ctsap.2004.09.002.
56. KASPAR, K., SCHELL, H., SEEBECK, P., THOMPSON, M. S., SCHÜTZ, M., HAAS, N. P. et DUDA, G. N. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.* septembre 2005. Vol. 87, n° 9, pp. 2028-2037. DOI 10.2106/JBJS.D.02268.
57. WÄHNERT, Dirk, STOLARCZYK, Yves, HOFFMEIER, Konrad L., RASCHKE, Michael J., HOFMANN, Gunther O. et MÜCKLEY, Thomas. The primary stability of angle-stable versus conventional locked intramedullary nails. *International Orthopaedics.* mai 2012. Vol. 36, n° 5, pp. 1059-1064. DOI 10.1007/s00264-011-1420-6.
58. HORN, J., LINKE, B., HÖNTZSCH, D., GUEORGUIEV, B. et SCHWIEGER, K. Angle stable interlocking screws improve construct stability of intramedullary nailing of distal tibia fractures: a biomechanical study. *Injury.* juillet 2009. Vol. 40, n° 7, pp. 767-771. DOI 10.1016/j.injury.2009.01.117.
59. ROELS J, HEBRARD L, SABAN C, MAGGIAR A, RAGETLY G, LEPERLIER D, PUCHEU B, GUILLEMOT A, VIGUIER E, GAUTHIER O, CACHON T. Retrospective study of the early clinical experience with a precontoured angle-stable interlocking nail for fracture repair in dogs and cats. *Am J Vet Res.* 2024 Jan 27:1-10. doi: 10.2460/ajvr.23.09.0207. Epub ahead of print. PMID: 38262138.
60. REEMS, Michael R., PLUHAR, G. Elizabeth et WHEELER, Donna L. Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8 mm model 11 interlocking nails used to stabilize canine distal femoral fractures. *Veterinary surgery: VS.* février 2006. Vol. 35, n° 2, pp. 161-167. DOI 10.1111/j.1532-950X.2006.00127.x.
61. SHANI, Raj, MORRIS, Randal, GUGALA, Zbigniew et LINDSEY, Ronald. Biomechanical Properties of Conventional Versus Angular Stabilized-Intramedullary Nail Distal Interlocking Screw Configurations in a Distal Tibia Fracture Model. *Texas Orthopaedic Journal.* 1 mars 2015. Vol. 1, pp. 69-77. DOI 10.18600/toj.010109.
62. KARAARSLAN, A. A., ACAR, N., ÖRGEN, Y., AYCAN, H., ERTEM, F. et SESLI, E. A novel nail providing more biomechanical rotational and axial stability than conventional interlocking nail in femur complex fracture model. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery: Official Publication of the European Trauma Society.* août 2017. Vol. 43, n° 4, pp. 491-496. DOI 10.1007/s00068-016-0677-2.
63. SAMIEZADEH, Saaid, TAVAKKOLI AVVAL, Pouria, FAWAZ, Zouheir et BOUGHERARA, Habiba. Biomechanical assessment of composite versus metallic intramedullary

nailing system in femoral shaft fractures: A finite element study. *Clinical Biomechanics*. 1 août 2014. Vol. 29, n° 7, pp. 803-810. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2014.05.010.

64. ACKER, Maggie, TORRANNCE, Brendan, KOWALESKI, Michael et BOUDRIEU, Randy. Structural Properties of Synthetic Bone Models Compared to Native Canine Bone. Conference paper. Feb 2010

65. DÉJARDIN, Loïc M., LANSDOWNE, Jennifer L., SINNOTT, Michael T., SIDEBOTHAM, Christopher G. et HAUT, Roger C. 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. *American Journal of Veterinary Research*. avril 2006. Vol. 67, n° 4, pp. 678-685. DOI 10.2460/ajvr.67.4.678.

66. GOTMAN, I. Characteristics of metals used in implants. *Journal of Endourology*. décembre 1997. Vol. 11, n° 6, pp. 383-389. DOI 10.1089/end.1997.11.383.

67. DÉJARDIN, Loïc M., LANSDOWNE, Jennifer L., SINNOTT, Michael T., SIDEBOTHAM, Christopher G. et HAUT, Roger C. 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. *American Journal of Veterinary Research*. avril 2006. Vol. 67, n° 4, pp. 678-685. DOI 10.2460/ajvr.67.4.678.

68. GRANT, Caroline A., SCHUETZ, Michael et EPARI, Devakar. Mechanical testing of internal fixation devices: A theoretical and practical examination of current methods. *Journal of Biomechanics*. novembre 2015. Vol. 48, n° 15, pp. 3989-3994. DOI 10.1016/j.jbiomech.2015.09.013.

COMPARAISON BIOMÉCANIQUE EN COMPRESSION ET FLEXION 4-POINTS D'UN CLOU VERROUILLÉ À ANGLE STABLE ET D'UN MONTAGE CLOU-PLAQUE VERROUILLÉE DANS UN MODÈLE DE FRACTURE COMMUNITIVE

Auteur

MINCK Gaëtan

Résumé

Les clous verrouillés à angle stable, récemment développés pour le traitement des fractures chez les animaux de compagnie, sont conçus pour s'adapter à leur anatomie spécifique. Le type étudié ici, fabriqué en titane, permet la fixation de trois vis à chaque extrémité. L'objectif de cette étude est de comparer les caractéristiques mécaniques de ce nouveau clou, en termes de compression et de flexion à 4-points, tant dans les domaines élastique que plastique, avec un montage plus traditionnel pour le traitement des fractures comminutives chez les chiens : le montage clou-plaque verrouillée de type LCP.

Pour ce faire, une fracture comminutive a été simulée à l'aide de tubes d'os composite, et deux types de montages ont été utilisés : le montage clou-plaque LCP, et le clou verrouillé à angle stable. Les montages ont ensuite été soumis à des tests de compression et de flexion dans les domaines élastique et plastique, afin d'évaluer la déformation axiale maximale, la rigidité et la charge maximale supportée pour les deux configurations.

Les résultats ont révélé des différences significatives entre les deux types de montage. Le clou verrouillé s'est avéré être plus stable, plus rigide et plus résistant que le montage avec plaque LCP, aussi bien en flexion qu'en extension. Cependant, des études supplémentaires en torsion sont nécessaires pour compléter l'analyse biomécanique de ce clou verrouillé à angle stable.

Mots-clés

Clou verrouillé, Angle stable, clou-plaque, mécanique, compression, flexion

Jury

Président du jury : Titre **SERVIEN Elvire**

Directeur de thèse : Titre **CACHON Thibaut**

2ème assesseur : Titre **GILLET Benoit**