



HAL
open science

Influence du nombre et de la position de vis corticales excentrées dans des plaques LCP, sur le degré de compression interfragmentaire sur des modèles de fracture synthétiques : étude préliminaire

Elisa Estival

► To cite this version:

Elisa Estival. Influence du nombre et de la position de vis corticales excentrées dans des plaques LCP, sur le degré de compression interfragmentaire sur des modèles de fracture synthétiques : étude préliminaire. Médecine vétérinaire et santé animale. 2022. dumas-04009838

HAL Id: dumas-04009838

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04009838v1>

Submitted on 1 Mar 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

INFLUENCE DU NOMBRE ET DE LA POSITION DE VIS CORTICALES EXCENTRÉES DANS DES PLAQUES LCP, SUR LE DEGRÉ DE COMPRESSION INTER FRAGMENTAIRE SUR DES MODÈLES DE FRACTURE SYNTHÉTIQUES : ÉTUDE PRÉLIMINAIRE

THÈSE D'EXERCICE

pour obtenir le titre de
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLÔME D'ÉTAT

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

par

ESTIVAL Elisa, Manon

Directrice de thèse : Mme Sophie PALIERNE

JURY

PRESIDENT :
M. Nicolas BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :
Mme Sophie PALIERNE
Mme Patricia MEYNAUD-COLLARD

Maître de Conférences à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Maître de Conférences à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRE INVITE :
M. André AUTEFAGE

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE**

Liste des directeurs/assesseurs de thèse de doctorat vétérinaire

Directeur : Professeur Pierre SANS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Pharmacologie, thérapeutique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et industrie des aliments d'origine animale*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, statistiques, modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la reproduction, endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du bétail et des animaux de basse-cour*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie médicale animale et comparée*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et industrie des aliments*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, anatomie pathologique*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et thérapeutique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des ruminants*

PROFESSEURS 2^{ème} CLASSE

- Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
- M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des équidés et des carnivores*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
- Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation animale*
- M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, imagerie médicale*
- Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles*
- M. **RABOISSON Didier**, *Médecine de population et économie de la santé animale*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la reproduction*
- Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et industrie des denrées alimentaires d'origine animale*
- Mme **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
- M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
- M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et mathématiques*
- M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
- Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
- M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et infectiologie*

MAITRES DE CONFERENCES CLASSE NORMALE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **BRET Lydie**, *Physique et chimie biologiques et médicales*
- Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*
- M. **CARTIAUX Benjamin**, *Anatomie, imagerie médicale*
- M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
- Mme **DANIELS Hélène**, *Immunologie, bactériologie, pathologie infectieuse*
- Mme **DAVID Laure**, *Hygiène et industrie des aliments*
- M. **DIDIMO IMAZAKI Pedro**, *Hygiène et industrie des aliments*
- M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*
- Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*
- Mme **GRANAT Fanny**, *Biologie médicale animale*
- Mme **JOURDAN Géraldine**, *Anesthésie, analgésie*
- M. **JOUSSERAND Nicolas**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des équidés*
- Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
- M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*
- M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **MILA Hanna**, *Elevage des carnivores domestiques*
- M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **VERGNE Timothée**, *Santé publique vétérinaire, maladies animales réglementées*
- Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

INGENIEURS DE RECHERCHE

- M. **AUMANN Marcel**, *Urgences, soins intensifs*
- M. **AUVRAY Frédéric**, *Santé digestive, pathogénie et commensalisme des entérobactéries*
- M. **CASSARD Hervé**, *Pathologie des ruminants*
- M. **CROVILLE Guillaume**, *Virologie et génomique cliniques*
- Mme **DEBREUQUE Maud**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **DIDIER Caroline**, *Anesthésie, analgésie*
- Mme **DUPOUY GUIRAUTE Véronique**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
- Mme **GAILLARD Elodie**, *Urgences, soins intensifs*
- Mme **GEFFRE Anne**, *Biologie médicale animale et comparée*
- Mme **GRISEZ Christelle**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **JEUNESSE Elisabeth**, *Bonnes pratiques de laboratoire*
- Mme **PRESSANTI Charline**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **RAMON PORTUGAL Félipe**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
- M. **REYNOLDS Brice**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **ROUCH BUCK Pétra**, *Médecine préventive*
- M. **DELPONT Mattias**, *Clinique Aviaire*
- Mme **POUJADE Agnès**, *Anatomie pathologique Vétérinaire*
- Mme **LAYSSOL-LAMOUR Catherine**, *Imagerie Médicale*

Remerciements

À Monsieur le Professeur Nicolas Bonneville

Professeur des Universités Paul Sabatier de Toulouse

Praticien hospitalier en chirurgie orthopédique et traumatologique,

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,

Mes hommages respectueux.

À Madame la Docteure Sophie Palierne,

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie chirurgicale des Animaux de Compagnie

Pour m'avoir fait l'honneur d'être ma directrice de thèse,

Merci pour sa pédagogie, son dévouement, et sa bienveillance à tous égards,

Sincères remerciements.

À Madame la Docteure Patricia Meynaud-Collard,

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie chirurgicale des Animaux de Compagnie

Pour avoir accepté de prendre part à ce jury de thèse, en qualité d'assesseur

Tous mes remerciements.

À Monsieur le Professeur André Autefage

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie chirurgicale des Animaux de Compagnie,

Pour m'avoir apporté ses connaissances et son aide au cours de ce projet
et pour participer en tant que membre invité à ce jury de thèse,

Mes remerciements pour sa bienveillance.

À mes parents et à ma sœur

Pour leur soutien et leurs encouragements dans mes projets de vie. Merci pour tout
cet amour.

Table des matières

Table des figures.....	3
Table des tableaux.....	5
Liste des abréviations.....	6
Introduction.....	7
PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	10
<i>I- La biomécanique osseuse : de la théorie à la pratique.....</i>	<i>10</i>
I.1 Définitions des paramètres de la biomécanique osseuse.....	10
I.1.1 La force.....	10
I.1.2 La contrainte mécanique.....	11
I.1.3 La déformation.....	11
I.2 Déformations architecturales de l'os.....	13
I.2.1 Déformation élastique.....	13
I.2.2 Loi de Hooke et module de Young.....	14
I.2.3 Déformation plastique.....	15
I.2.4 Loi de Wolf.....	16
I.3 Application aux fractures.....	16
<i>II- Le concept de fixation interne par plaque vissée et le choix de la technique d'ostéosynthèse.....</i>	<i>18</i>
II.1 La fixation interne des fractures.....	18
II.1.1 Caractéristiques des vis de plaques d'ostéosynthèse.....	19
a. Anatomie d'une vis.....	19
b. Les vis standards.....	20
II.1.2 Différents types de plaques auto-compressives.....	23
II.1.3 Matériaux utilisés.....	25
II.2 La notion d'ostéosynthèse.....	25
II.2.1 L'évolution des techniques d'ostéosynthèse.....	25
II.2.2 Les limites de l'ostéosynthèse biologique et les consignes actuelles en termes d'ostéosynthèse.....	29
<i>III- Intérêts de la compression axiale d'un foyer de fracture et principal moyen pour l'obtenir.....</i>	<i>31</i>
III.1 Intérêts de la compression axiale d'un foyer de fracture.....	31
III.2 Les principaux implants permettant la compression axiale : les plaques auto-compressives.....	33
III.2.1 Le fonctionnement et la fixation des plaques auto-compressives.....	33
a. Le principe du trou à compression dynamique.....	33
b. Mise en place de vis en position « excentrée ».....	34
III.2.2 Principe et forces s'appliquant lors de la fixation d'une plaque conventionnelle.....	38
III.2.3 Principe et forces s'appliquant lors de la fixation d'une plaque avec vis excentrée.....	41
<i>IV- Les facteurs d'influence de la compression axiale au site de fracture.....</i>	<i>43</i>
IV.1 Facteurs liés au montage.....	43
IV.1.1 Influence de la localisation de la plaque.....	43
IV.1.2 Influence de la taille des implants utilisés.....	45
IV.1.4 Influence de la distribution des vis.....	46
IV.1.5 Influence du couple de serrage et du tournevis.....	46
IV.2 Facteurs liés au patient.....	47
IV.2.1 Influence de la densité osseuse.....	47
IV.2.2 Influence de l'âge et du sexe.....	48

<i>V- Travaux antérieurs de mesures de compression axiale au foyer de fracture</i>	49
V.1 Objectifs	49
V.2 Méthodes utilisées	49
V.3 Synthèse des résultats obtenus : Chez l'homme.....	50
PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE.....	52
<i>I- Problématique, motivations et objectifs de l'étude</i>	52
<i>II- Matériel</i>	55
II.1 Matériel chirurgical d'expérimentation.....	55
II.2 Matériel de mesure.....	59
<i>III- Méthode</i>	60
III.1 Expérimentation	60
III.2 Etalonnage	64
III.3 Méthode d'analyse statistique	64
<i>IV – Résultats</i>	65
IV.1 Valeur de compression lors de l'utilisation d'une vis en position excentrée dont la localisation varie.....	65
IV.2 Valeur de compression lors de l'utilisation de deux vis en position excentrée dont la localisation varie pour l'une d'entre elles.....	69
PARTIE 3 : DISCUSSION	71
<i>I- Discussion du matériel utilisé et pistes d'améliorations</i>	71
I.1 Choix du tube	71
I.2 Choix et fixation du support.....	73
I.3 Choix du capteur et utilisation	76
I.4 Choix du guide, de la plaque et des vis.....	76
I.5 Utilisation des lasers	77
<i>II- Discussion du protocole</i>	78
<i>III- Discussion des résultats</i>	79
Conclusion.....	85

Table des figures

<u>Figure 1</u> : Schéma représentant la déformation d'un os soumis à une force en compression	12
<u>Figure 2</u> : Courbe illustrant la contrainte en fonction de la déformation de l'os.....	15
<u>Figure 3</u> : Schéma illustrant les différents types de fracture en fonction des contraintes subies par l'os	17
<u>Figure 4</u> : Schéma représentant les forces pouvant interagir sur le foyer de fracture.	17
<u>Figure 5</u> : Schéma représentant l'anatomie d'une vis	19
<u>Figure 6</u> : Photographies représentant des vis corticales standards (à gauche) et des vis à tête de verrouillage (à droite).	20
<u>Figure 7</u> : Comparaison des forces mises en jeu lors d'utilisation de vis standard (haut) ou de vis verrouillées (bas).....	21
<u>Figure 8</u> : Photographies illustrant une plaque DCP à gauche et une plaque LC-DCP à droite.	24
<u>Figure 9</u> : Illustrations représentant la conformation d'une plaque LCP ainsi que de son trou combiné	24
<u>Figure 10</u> : Comparaison des forces appliquées au foyer de fracture sans compression axiale (A) et avec compression axiale (B).....	31
<u>Figure 11</u> : Mise en compression du foyer de fracture par compression dynamique.....	34
<u>Figure 12</u> : Schéma représentant la mise en place du guide universel selon l'utilisation choisie	35
<u>Figure 13</u> : Schémas représentant une vis placée en position neutre à gauche et une vis passée en position excentrée à droite	36
<u>Figure 14</u> : Compression interfragmentaire par la mise en place de deux vis excentrées de part et d'autre du trait de fracture.....	37
<u>Figure 15</u> : Compression interfragmentaire par la mise en place de 2 vis excentrées du même côté du trait de fracture	37
<u>Figure 16</u> : Schéma représentant l'ordre indicatif de l'utilisation combiné de vis verrouillées et d'une vis standard excentrée	38
<u>Figure 17</u> : Fixation d'une plaque conventionnelle	39
<u>Figure 18</u> : Schéma représentant un défaut de friction entre la plaque et l'os	40
<u>Figure 19</u> : Schéma représentant la transmission des forces lors de la mise en charge du membre opéré avec a) la répartition des efforts lors de l'utilisation d'une plaque conventionnelle, pour une fracture simple b) Pontage du foyer de fracture avec une plaque verrouillée pour une fracture comminutive	40
<u>Figure 20</u> : Intérêt de la précontrainte de la plaque pour optimiser la compression interfragmentaire, A : La plaque est parfaitement modelée à la surface de l'os.....	43
<u>Figure 21</u> : Schéma représentant l'importance de la localisation de la plaque vis à vis de la face de tension de l'os.	44
<u>Figure 22</u> : Schématisation du modèle expérimental	54
<u>Figure 23</u> : Illustration représentant la découpe des tubes à l'aide de la scie circulaire et de lasers....	55
<u>Figure 24</u> : Illustrations représentant le dispositif expérimental	56

<u>Figure 25</u> : Illustration représentant le dispositif expérimental après mise en place du serre-joint.	57
<u>Figure 26</u> : Illustrations représentant l'utilisation des lasers pour le perçage	58
<u>Figure 27</u> : Enregistrement en temps réel de la précontrainte par le logiciel ELF®	59
<u>Figure 28</u> : Schéma représentant les différents essais de la configuration 1	60
<u>Figure 29</u> : Schéma représentant les différents essais de la configuration 2	61
<u>Figure 30</u> : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1E.	65
<u>Figure 31</u> : Schéma représentant la différence d'axe de perçage en fonction du milieu intérieur du tube	71
<u>Figure 32</u> : Schéma représentant les effets sur le déplacement d'une vis vissée perpendiculairement à la plaque (gauche) et d'une vis vissée non perpendiculairement à la plaque (droite).....	72
<u>Figure 33</u> : Photographies montrant la vue de dessous du dispositif expérimental et représentant le vissage imprévu de la vis dans le socle en aluminium.....	74
<u>Figure 34</u> : Photographie illustrant les conséquences d'un vissage dans le socle en aluminium sur le dispositif expérimental.....	74
<u>Figure 35</u> : Schémas représentant les effets d'une contrainte locale réalisés sur le logiciel SolidWorks.	75
<u>Figure 36</u> : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1C.	80
<u>Figure 37</u> : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1B	81
<u>Figure 38</u> : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression médianes obtenues pour chaque configuration	82
<u>Figure 39</u> : Représentation graphique illustrant la distributivité des valeurs de compression médianes obtenues pour chaque configuration 1	82
<u>Figure 40</u> : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression médiane obtenues en fonction du numéro de l'essai	83
<u>Figure 41</u> : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression moyenne obtenues pour chaque configuration.	84

Table des tableaux

<u>Tableau 1</u> : Tableau représentant les résultats de chaque étude concernant la force de compression maximale obtenue.....	52
<u>Tableau 2</u> : Force de compression obtenue lors de l'utilisation d'une vis en position excentrée dont la localisation varie.....	66
<u>Tableau 3</u> : Statistiques descriptives concernant les configurations 1A, 1B et 1C.	67
<u>Tableau 4</u> : Statistiques descriptives concernant les configurations 1D, 1E et 1F.....	68
<u>Tableau 5</u> : Statistiques descriptives concernant les configurations 2A à 2E.	69
<u>Tableau 6</u> : Force de compression obtenue lors de l'utilisation de deux vis en position excentrée dont une ayant sa localisation qui varie	70

Liste des abréviations

ORIF	Open Reduction and Internal Fixation
MIPO	Minimally Invasive Plate Osteosynthesis
LCP	Locking Compression Plate
LC-DCP	Limited-Contact Dynamic Compression Plate
PAX	Polyaxial Advanced Locking System
DCP	Dynamic Compression Plate

Introduction

Les fractures des os longs en médecine vétérinaire sont fréquentes et représentent environ 1% des cas cliniques de la pratique vétérinaire courante (Vasileva et al., 2022). Chez le chat, les membres pelviens sont les plus touchés, avec 20 à 26% de fractures d'origine fémorale (Könning et al., 2013). Les accidents de la voie publique demeurent la première cause de fracture des os longs chez les carnivores domestiques.

Leur prise en charge comprend le plus souvent une intervention chirurgicale visant à obtenir une cicatrisation rapide et fonctionnelle. Celle-ci s'appuie sur l'utilisation combinée ou non de différents moyens orthopédiques comme les fixateurs externes, les plaques d'ostéosynthèse ou les clous centromédullaires verrouillés ou non. Le choix du traitement ne semble pas influencer la durée de la cicatrisation osseuse, mais semble avoir un impact sur le nombre et la gravité des complications post-opératoires (Könning et al. 2013).

La finalité de toute prise en charge chirurgicale des fractures est de favoriser la cicatrisation osseuse permettant d'obtenir la meilleure consolidation osseuse et de restaurer le plus rapidement possible la fonctionnalité du membre lésé. La consolidation osseuse s'acquiert notamment grâce à la stabilité et à la compression axiale du foyer de fracture lorsqu'il est restructurable. La stabilisation d'une fracture doit se faire le plus rapidement possible et doit limiter au maximum les dommages collatéraux tels que les lésions des tissus mous périphériques qui peuvent entraver une cicatrisation et une reprise fonctionnelle rapides.

Une des techniques de traitement des fractures est l'utilisation d'un implant interne permettant de maintenir la réduction et éventuellement la mise en compression du foyer de fracture. Le système de fixation interne par plaque vissée remonte à plus d'un siècle, tandis que le principe de compression à l'aide d'une plaque d'ostéosynthèse date de 1957 (Bagby et al., 1958).

A cette époque, l'ostéosynthèse anatomique était préconisée. Elle consistait à mettre en œuvre une réduction anatomique, associée à une compression inter-fragmentaire afin de restaurer la continuité anatomique et d'obtenir une cicatrisation

osseuse primaire. Ces règles définissaient le concept *Open Reduction and Internal Fixation (ORIF)*.

Aujourd'hui, les modalités de traitement des fractures dépendent principalement des caractéristiques de la fracture et intègrent la préservation de l'environnement biologique du site de fracture. Les fractures sont à 90% comminutives et le meilleur traitement pour ce type de fracture semble être une ostéosynthèse d'alignement des bouts fracturaires principaux, fixés par des plaques vissées verrouillées ou par un enclouage verrouillé, répondant aux contraintes de l'ostéosynthèse biologique. La plaque vissée reste l'implant le plus utilisé pour le traitement des fractures en médecine vétérinaire. Des techniques de mise en place mini-invasive ont été développées pour préserver au maximum l'hématome fracturaire, en limitant l'accès direct du foyer de fracture, définissant le concept de *Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO)*. La compréhension de la mécanique des fractures est primordiale pour un choix optimal de l'implant et du montage à utiliser.

L'utilisation de la compression interfragmentaire reste indiquée lors de fractures diaphysaires simples et surtout lors de fractures articulaires.

La mise en compression du foyer de fracture permet de minimiser tout espace entre les bouts osseux et de limiter les micromouvements susceptibles d'entraver la cicatrisation primaire de l'os. La compression du foyer de fracture diminue les forces de cisaillement et de torsion délétères au processus de cicatrisation. La meilleure compression au foyer de fracture est obtenue essentiellement grâce à la qualité de la réduction permettant un bon appui cortical et à la rigidité du montage mis en place (Li et al., 2020).

Plusieurs moyens pour obtenir une compression interfragmentaire ont été développés en médecine humaine et ont été appliqués à la médecine vétérinaire. La plaque d'ostéosynthèse à compression dynamique, utilisant une ou plusieurs vis excentrées glissant sur la plaque lors du serrage reste la plus utilisée en médecine vétérinaire (Virkus et al., 2008), (Tan et al., 2009). L'utilisation de plaques auto-compressives a su démontrer des taux de guérison pouvant aller jusqu'à 97% en médecine humaine pour une fracture diaphysaire du radius (Anderson et al., 1975). L'étude de la mise en compression à appliquer au foyer de fracture reste d'actualité pour certains types de fracture, malgré l'avènement des techniques MIPO n'y ayant pas recours.

L'objectif de ce travail était la mise au point d'un protocole expérimental permettant de mesurer la compression axiale du foyer de fracture obtenue par diverses configurations de montage à partir d'une plaque *Locking Compression Plate (LCP)* de marque Synthes®. Ce travail préliminaire s'inscrit dans une thématique plus large visant à quantifier en particulier l'influence du nombre et de la localisation des vis excentrées utilisées dans ces montages sur la force de compression interfragmentaire obtenue.

Partie 1 : Etat des connaissances actuelles

I- La biomécanique osseuse : de la théorie à la pratique

La connaissance de la biomécanique osseuse est un prérequis nécessaire au choix d'un traitement chirurgical adéquat et optimal pour l'obtention d'une guérison rapide et fonctionnelle de la fracture. En effet, la guérison d'une fracture tient aussi bien aux propriétés mécaniques des montages d'ostéosynthèse utilisés qu'à la biomécanique de l'os traité et à la biologie des tissus environnants. Pour réaliser le meilleur choix de traitement, le chirurgien doit ainsi mettre en lien ses connaissances sur les caractéristiques mécaniques de l'os avec celles des propriétés mécaniques des implants.

L'objectif de chaque intervention est d'établir la meilleure adéquation entre le montage et les conditions mécaniques qui s'appliqueront sur l'os fixé par les implants. Ces notions permettent ainsi de choisir le type de fixation le plus pertinent en fonction du contexte mécanique de la fracture.

I.1 Définitions des paramètres de la biomécanique osseuse

I.1.1 La force

Une force désigne une interaction entre deux objets ou systèmes, une action mécanique (comme une pression par exemple) capable d'imposer une accélération ou une déformation. Au minimum deux forces exercées sur l'objet sont nécessaires pour induire une déformation de celui-ci.

Elle se caractérise par son point d'application, sa direction, son sens et son intensité. Sa valeur s'exprime en Newton (1N correspond à une force qui, appliquée à une masse de 1 kg, lui donne une accélération de 1 m.s^{-2}). L'intensité d'une force peut être mesurée à l'aide d'un dynamomètre par exemple.

I.1.2 La contrainte mécanique

La contrainte mécanique décrit les forces que les particules élémentaires d'un milieu exercent les unes sur les autres par unité de surface. Elle se traduit ainsi par le rapport de la force appliquée par unité de surface :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

Où :

σ représente la contrainte exprimée en N/m² ou Pascal (Pa)

F représente la force exprimée en Newton (N)

S représente la section de la structure exprimée en mètre carré (m²)

Plusieurs types de contraintes existent : en tension, en compression, en flexion, en torsion et en cisaillement.

I.1.3 La déformation

La déformation correspond au changement subi par un corps lorsque celui-ci est soumis à des forces extérieures. L'effet des forces qui s'exerce sur lui produit ainsi un changement de sa forme ou de ses dimensions. La déformation est alors directement dépendante de la grandeur des forces exercées et des propriétés du matériau déformé. La déformation peut survenir suite à une mise en tension ou à une mise en compression de la structure étudiée.

La déformation se traduit par l'allongement ou le raccourcissement de la structure soumise à un effort, sur sa longueur initiale (*Cf. Figure 1*) :

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0}$$

Où :

ε représente la déformation unitaire (déformation par unité de longueur), elle n'a pas d'unité, elle s'exprime alors généralement en pourcentage de la longueur initiale

δ représente la déformation longitudinale qui correspond à l'allongement ou le raccourcissement que subit une pièce sous l'effet d'un effort de traction ou de compression. Elle s'exprime en millimètres (mm).

L représente la longueur d'une pièce supportant l'effort, son unité est le millimètre (mm)

L_0 représente la longueur d'une pièce avant la mise en charge, son unité est le millimètre (mm)

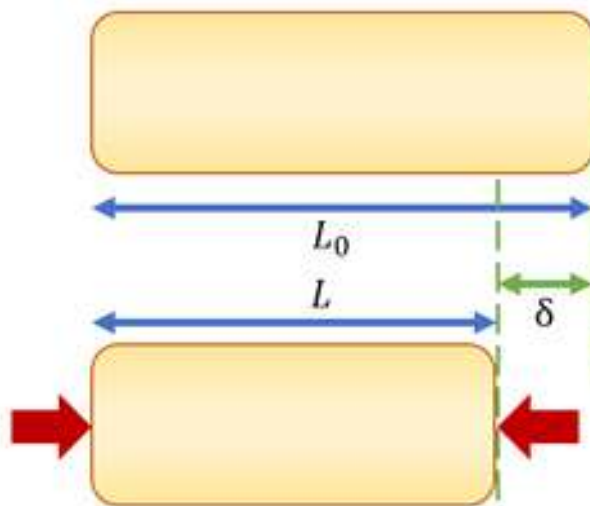


Figure 1 : Schéma représentant la déformation d'un os soumis à une force en compression (flèches rouges)

La déformation peut être élastique lorsque la structure retrouve son état initial après la levée de la contrainte. Elle devient plastique lorsque la structure conserve une déformation résiduelle après la levée de la contrainte.

I.2 Déformations architecturales de l'os

Les caractéristiques d'une structure dépendent des propriétés du ou des matériaux (métal, os,...) qui la composent mais aussi de la géométrie de la structure (dimensions, forme, surface contrainte,...).

I.2.1 Déformation élastique

Chaque matériau soumis à des contraintes, subit une déformation avant de se rompre (*Cf. Figure 2*). La déformation est dite « élastique » et se caractérise par la portion linéaire de la courbe contrainte-déformation (1), cette déformation est réversible, c'est à dire que l'objet retrouvera son état initial (forme et dimensions) une fois que la contrainte sera levée.

La déformation élastique prend fin lorsque la valeur de la contrainte atteint la valeur maximum que peut supporter un matériau sans danger de déformation permanente, elle est appelée limite élastique ou « yield point » (2). Cette limite élastique peut être compliquée à caractériser lorsque la transition se fait de manière progressive.

Dans ces situations, la limite élastique est généralement approchée par une valeur conventionnelle, $R_{0,2\%}$ qui représente la contrainte correspondant au point d'intersection de la courbe contrainte-déformation et d'une parallèle à la portion linéaire de cette courbe. Le décalage de la parallèle par rapport à l'origine, correspond à une déformation conventionnelle de 0,2%.

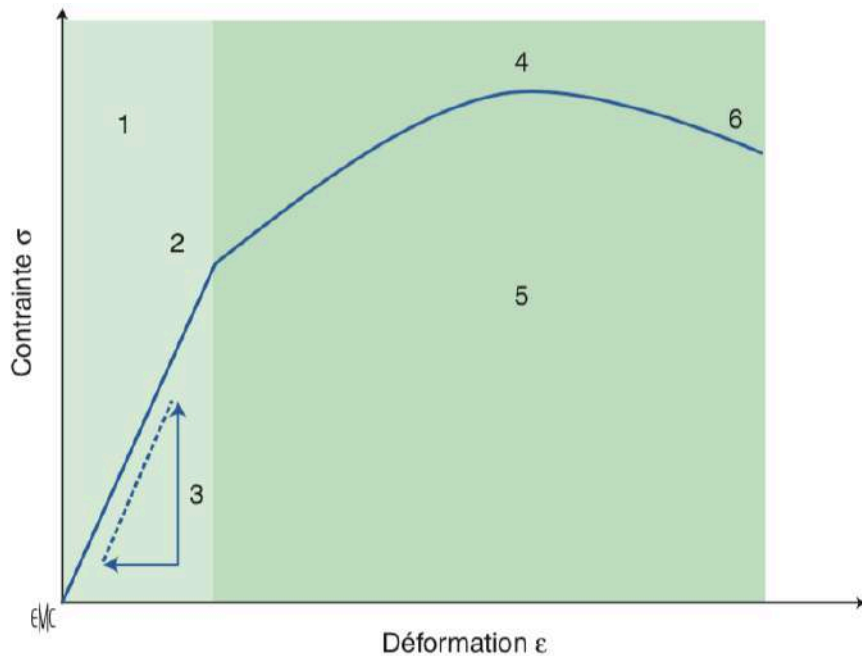


Figure 2 : Courbe illustrant la contrainte en fonction de la déformation de l'os. 1 : Domaine élastique, 2 : Limite élastique, 3 : Module de Young, 4 : Déformation plastique, 5 : Domaine de déformation plastique, 6 : Contrainte à la rupture. (Reina et al., 2014)

I.2.2 Loi de Hooke et module de Young

La déformation « élastique » (1) du matériau et la contrainte qui lui est appliquée peuvent être reliées grâce à la Loi de Hooke qui définit le module de Young :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Où :

σ représente la contrainte exprimée en N/m^2 ou Pascal (Pa)

E représente le module de Young ou module d'élasticité exprimé en N/m^2 ou Pascal (Pa)

ε représente la déformation unitaire (déformation par unité de longueur), elle n'a pas d'unité

La loi de Hooke énonce ainsi le fait que lorsqu'un matériau subit une contrainte inférieure à sa limite élastique, sa déformation est proportionnelle à la contrainte qui lui est appliquée. Le module de Young correspond ainsi à la pente de la portion linéaire de la courbe correspondant au domaine de déformation élastique

(Cf. *Figure 2*). Le module de Young est d'autant plus élevé (pente abrupte) que le matériau est rigide.

Le module de Young est propre à chaque matériau (il est d'autant plus grand que le matériau est rigide) et varie en fonction de la nature de la contrainte appliquée (tension, compression, flexion, torsion et cisaillement).

L'os cortical présente un module de Young compris entre 7 et 21 GPa tandis que celui de l'os spongieux est compris entre 0,7 et 4,9 GPa (Reina Nicolas, 2014). L'os est dit « anisotrope », il a une meilleure résistance en compression qu'en traction par exemple.

I.2.3 Déformation plastique

Lorsque la valeur de la contrainte dépasse la limite élastique, la déformation devient « plastique » (Cf. *Figure 2*). Cette déformation est irréversible, c'est à dire que l'objet conserve la déformation produite même si la contrainte est levée. Un matériau est dit « ductile » lorsque qu'il a la capacité de subir une déformation plastique importante avant de se rompre, à l'inverse, le matériau est dit « cassant ».

Enfin lorsque la contrainte continue de croître, jusqu'à la contrainte maximale, le phénomène de striction débute, se traduisant par l'augmentation du diamètre de l'os au point de fragilité dans le cas d'une mise en compression. L'os atteint sa limite de rupture (Cf. *Figure 2*). Pour l'os, la phase de déformation plastique est généralement très courte. La contrainte maximale correspond à celle qui provoque la rupture du matériau. Elle correspond à la résistance du matériau.

La contrainte à la rupture de l'os cortical en compression varie de 156 à 210 MPa (Reina Nicolas, 2014) tandis qu'elle varie de 1,5 à 50 MPa (Ruffoni et al., 2007) pour de l'os spongieux. L'os est un matériau considéré comme « viscoélastique ». Sa déformation dépend de la contrainte appliquée mais également de la vitesse d'application de cette contrainte.

I.2.4 Loi de Wolf

L'os est un tissu vivant qui s'adapte en permanence en fonction des événements mécaniques qu'il subit selon le principe de la loi de Wolf. Il optimise ses propriétés architecturales grâce à des processus biologiques (rétrocontrôles cellulaires notamment) en fonction des contraintes qui lui sont appliquées (Meyrueis et al., 2003). L'os est capable d'organiser sa macrostructure et sa microstructure afin de s'adapter au mieux à son environnement, notamment lors de sollicitations répétées (Meyrueis et al., 2003).

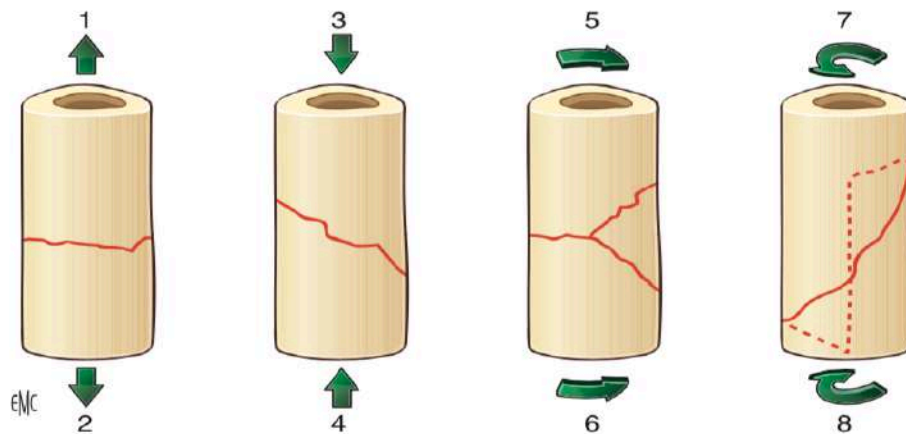
I.3 Application aux fractures

La première étape de la prise en charge d'une fracture repose sur la description radiographique de la fracture, permettant de décrire le nombre d'os atteint(s), la position de la fracture sur l'os (épiphysaire, métaphysaire, diaphysaire, articulaire) et les caractéristiques spécifiques à la fracture (simple transverse, simple oblique, esquilleuse, comminutive, spiroïde,...).

Plusieurs classifications peuvent également aider à caractériser le foyer de fracture notamment celle de Gustillo qui permet de grader les fractures ouvertes ou encore la classification de Salter-Harris qui classe les décollements épiphysaires chez le jeune (Salter R.B & Harris W.R, 1963).

En parallèle, il est important de réaliser un bilan lésionnel des tissus mous, en particulier les lésions nerveuses et vasculaires, qui pourraient interférer avec la cicatrisation de la fracture.

Chaque type de fracture est le reflet de la résultante des forces qui se sont appliquées au moment du traumatisme. Il a ainsi été démontré que l'application d'une contrainte en traction est généralement à l'origine d'une fracture transverse, une contrainte de compression entraînera plutôt une fracture oblique, une contrainte en flexion induit une fracture dite « en ailes de papillon » et une contrainte en torsion provoque une fracture spiroïde (Reina Nicolas, 2014), (Cf. Figure 3).



*Figure 3 : Schéma illustrant les différents types de fracture en fonction des contraintes subies par l'os.
1. Traction ; 2. Fracture transverse ; 3. Compression ; 4. Fracture oblique ; 5. Flexion ; 6. Fracture en aile de papillon ; 7. Torsion ; 8. Fracture spiroïde. (Reina et al., 2014)*

La planification d'un montage d'ostéosynthèse doit intégrer les spécificités de la fracture mais elle doit également tenir compte de l'environnement mécanique du foyer de fracture. Celui-ci dépend de la forme de l'os, des actions mécaniques des muscles qui s'y insèrent, de l'orientation des forces transmises par les articulations. La connaissance des efforts appliqués à l'os est donc primordiale pour optimiser le choix du traitement d'une fracture (Cf. Figure 4).

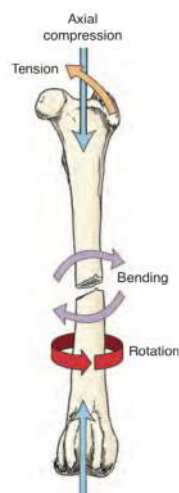


Figure 4 : Schéma représentant les forces pouvant interagir sur le foyer de fracture (Roe, 2003).

II- Le concept de fixation interne par plaque vissée et le choix de la technique d'ostéosynthèse

Plusieurs types d'ostéosyntheses sont disponibles en médecine vétérinaire. La fixation externe est moins utilisée aujourd'hui mais reste indiquée dans certains cas de figure, en particulier les fractures ouvertes contaminées. La fixation interne est actuellement la solution de choix pour le traitement des fractures.

Plusieurs types de fixation interne peuvent être utilisés, comme les broches, l'enclouage centromédullaire verrouillé ou non, les cerclages, les vis et les plaques vissées. Chacun des types d'implant présente des avantages et des inconvénients dans leur utilisation pour fixer une fracture. Ils doivent être capables de neutraliser les forces s'appliquant sur le foyer de fracture pour en assurer la stabilité.

Aujourd'hui, la plaque vissée est devenue l'implant le plus utilisé pour traiter les fractures en pratique vétérinaire. Une grande variété de systèmes de plaques vissées est disponible pour le marché vétérinaire. Cette diversité découle d'une nécessité d'adapter l'implant au patient, dont le gabarit varie beaucoup notamment au sein de l'espèce canine et au type de fracture rencontré.

Cette partie s'intéressera dans un premier temps à décrire les différentes caractéristiques des plaques vissées puis définira les concepts d'ostéosyntheses anatomique et biologique.

II.1 La fixation interne des fractures

La fixation interne est une méthode invasive qui maintient l'alignement des deux bouts principaux de la fracture. Elle apporte la rigidité nécessaire au segment osseux pour permettre la restauration de la fonction du membre, jusqu'à la guérison. Le membre atteint peut ainsi rapidement être mis en charge après la mise en place de la plaque, ce qui favorise l'obtention d'une guérison rapide.

Les implants disponibles sont nombreux. Il est possible de les utiliser seuls ou en association. Seules les principales plaques vissées et leurs vis de fixation seront détaillées ici.

II.1.1 Caractéristiques des vis de plaques d'ostéosynthèse

a. Anatomie d'une vis

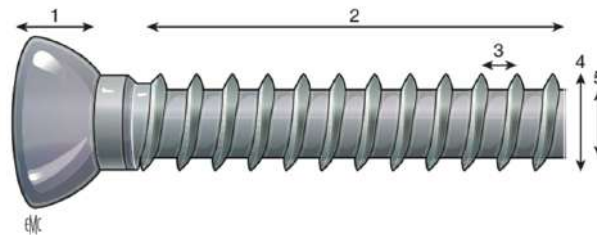


Figure 5 : Schéma représentant l'anatomie d'une vis ; 1.Tête ; 2.Filetage ; 3.Pas de vis ; 4.Diamètre externe ; 5.Diamètre interne. (Reina et al., 2014)

Les vis de plaque s'insèrent dans l'os et permettent en fin de vissage de solidariser la plaque à l'os. Chaque vis est constituée de deux parties (Johnston et al., 2018) (Cf. Figure 5) :

- La tête, composée de l'empreinte et de l'embase.

Différents types d'empreintes existent, cruciforme, à fente, hexagonale ou torx (« stardrive »). Chaque empreinte impose l'utilisation d'un tournevis spécifique.

L'embase, quant à elle, peut être sphérique ou conique et filetée ou lisse.

- Le corps, composé de la tige et caractérisé par le filet et l'âme.

La tige est généralement filetée. Elle constitue la partie comprise entre la tête et la pointe de la vis.

Le filet correspond au diamètre extérieur de la vis et se caractérise par son pas. Le pas est la distance parcourue par la vis dans l'os à chaque tour de vis. Le filet est l'élément qui est responsable de la tenue de la vis au sein de l'os. Il

conditionne donc la résistance de la vis en traction (plus le diamètre est important, plus la quantité d'os retenue par le filetage est grande).

L'âme correspond au diamètre intérieur de la vis. Elle correspond au diamètre de forage nécessaire pour préparer sa mise en place. L'âme de la vis conditionne la résistance en torsion de la vis.

Au-delà de leur anatomie commune, les vis se différencient par leur diamètre, le pas du filetage et le type de leur tête. Pour la suite, l'accent sera mis sur les vis les plus utilisées, à savoir, les vis dites « standards » ou « conventionnelles » et les vis dites « à tête de verrouillage » (Cf. Figure 6).

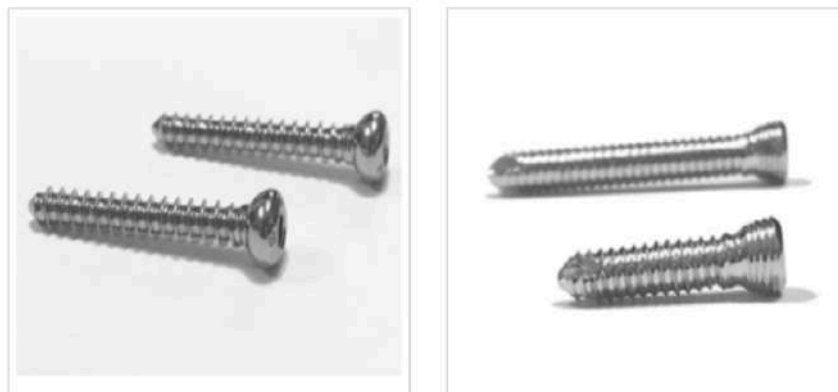


Figure 6 : Photographies représentant des vis corticales standards (à gauche) et des vis à tête de verrouillage (à droite). (Site internet Noevia, 2022)

b. Les vis standards

En fonction des caractéristiques du filet, les vis standards peuvent être adaptées à l'os cortical ou à l'os spongieux.

Lorsqu'il s'agit d'une vis destinée à être implantée dans de l'os cortical, dense, le filet est resserré c'est-à-dire qu'il possède un pas assez petit. Le filetage s'étend sur l'ensemble du corps de la vis. A contrario, un filet plus profond et plus espacé, c'est-à-dire possédant un pas long, sera adapté à un ancrage dans l'os spongieux, moins dense que l'os cortical. Le filetage peut être présent sur l'ensemble du corps de la vis ou seulement sur une certaine longueur de la partie distale de celle-ci.

Plusieurs tailles de vis conventionnelles existent variant de 1,5 à 6,5 mm de diamètre. Leur longueur est choisie selon le diamètre de l'os dans lequel elles sont implantées.

c) Les vis verrouillées

Les vis à « tête de verrouillage » ont été développées ces dernières années et sont venues agrandir l'offre des implants disponibles en pratique vétérinaire. Contrairement à une tête de vis standard dont l'embase est lisse, la vis verrouillée possède une tête conique filetée. Le filetage de la tête de vis permet ainsi un verrouillage de la vis dans le trou de la plaque. Les forces entre la plaque et l'os sont très différentes lors de fixation par des vis verrouillées ou des vis standards. Contrairement à la vis standard qui vient comprimer la plaque sur l'os lors du serrage, la vis verrouillée fixe la plaque à l'os, en ménageant un léger espace résiduel, préservant mieux le périoste (Cf. Figure 7).

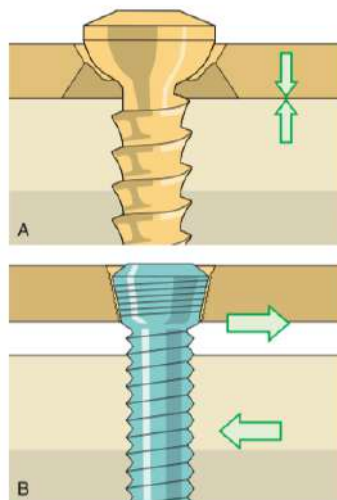


Figure 7 : Comparaison des forces mises en jeu lors d'utilisation de vis standard (haut) ou de vis verrouillées (bas), (Wagner & Frigg, 2009).

Les vis à tête de verrouillage ont été conçues notamment pour résister à l'arrachement, en particulier dans un os peu dense comme l'os ostéoporotique (Bel, 2019). Pour être mises en place, elles nécessitent une plaque spécifique portant des trous filetés pour accueillir la vis verrouillée (par exemple les plaques LCP).

D'autres implants possèdent un système permettant de créer le filetage dans le trou de la plaque au moment du vissage de la vis (comme les systèmes *Polyaxial Advanced Locking System (PAX)*). Ces systèmes permettent d'utiliser les vis verrouillées sans se soucier de l'angulation à donner à la vis comme avec les plaques LCP, puisque le filetage n'est pas préexistant sur la plaque. Cette

particularité limite les contraintes du chirurgien et par conséquent les risques d'effractions articulaires qu'il pourrait connaître lors d'utilisation de vis verrouillée à angle stable, à proximité d'une articulation (Johnston et al., 2018). Ce système utilise une différence de matériau entre la vis et la plaque. La vis étant plus rigide que la plaque, elle se verrouille dans la plaque lors du vissage. Généralement, le pas de filetage de la tête de vis correspond à la moitié de celui du corps de la vis.

Le diamètre de l'âme des vis verrouillées est légèrement plus grand que celui des vis standards de même diamètre extérieur. Les vis verrouillées agissent comme un système fixateur-os très stable, sans comprimer le périoste de l'os (Frigg, 2003).

La finalité de tout type de vis est de fixer la plaque d'ostéosynthèse sur l'os fracturé. Pour avoir la fixation la plus optimale possible, les vis doivent être généralement placées perpendiculairement à l'axe de la plaque. Cependant, un certain degré de liberté d'angulation de la vis par rapport à la plaque est possible pour les vis conventionnelles. Cette angulation n'est absolument pas possible pour les vis verrouillées à angle stable, puisque leur orientation est déterminée par le filetage de la tête de vis et celui de la plaque, ce qui leur confère cette résistance accrue à l'arrachement.

Enfin, certaines évolutions des vis de plaque comme le développement de vis auto-taraudantes ou auto-perforantes, ont permis de faciliter la mise en place des vis. Les vis auto-taraudantes possèdent une extrémité distale en forme de cannelure plus pointue, permettant d'effectuer un taraudage de l'os lors de l'insertion de la vis. Dans un esprit similaire, les vis auto-perforantes ont été développées. Elles sont plus longues que les vis auto-taraudantes puisqu'elles possèdent en outre une pointe perforante. Il est important de le prendre en compte pour éviter des lésions de vaisseaux ou de nerfs sur le trajet de la vis, notamment après avoir traversé la deuxième corticale.

II.1.2 Différents types de plaques auto-compressives

Il existe différentes sortes de plaques d'ostéosynthèse. Elles varient en fonction de leur taille et de leur forme. Ces éléments sont choisis en fonction des caractéristiques du patient, de la fracture (localisation, type), de la technique de stabilisation (neutralisation, soutien) et de la résistance requise.

Les tailles de plaques sont données par le diamètre des vis qu'elles accueillent. Elles s'étendent donc principalement de 1,3 mm à 4,5 mm.

Les plaques assurent la stabilité du site de fracture. Elles permettent à l'os fracturé de résister aux forces de compression, de tension, de flexion ou de rotation qu'il pourrait subir lorsque le membre est en charge. Les systèmes de plaque qui permettent l'obtention d'une compression interfragmentaire, font partie des implants les plus utilisés.

Les principales plaques qui permettent une compression axiale des abouts fracturaires sont les plaques *Dynamic Compression Plate (DCP)* de la marque Synthes[®], *Limited-Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP)* de marque Synthes[®] et LCP de marque Synthes[®]. (Cf. Figures 8 et 9) du fait de la présence de trous particuliers où la vis peut être mise en position centrée ou excentrée par rapport au centre du trou. Les plaques LCP, les plus récentes, combinent :

- les trous ovales permettant de réaliser une compression axiale du foyer de fracture par l'utilisation de vis standards en position « excentrée » et
- les trous filetés, permettant un montage verrouillé qui limite le contact plaque-os et réduit les risques d'arrachement des vis (Cf. Figure 9).

Le concept de verrouillage des vis conduit à une absence de forces de frottements entre la plaque et le périoste, ce qui améliore l'environnement biologique de la fracture. La préservation de la vascularisation périostée est favorable à la qualité et à la vitesse de la consolidation osseuse.

Les chirurgiens peuvent alors décider du type d'ancrage à utiliser, en fonction du type de la fracture et de son abord mais également de la qualité de l'os ou de l'état des tissus mous périphériques (Frigg, 2003).

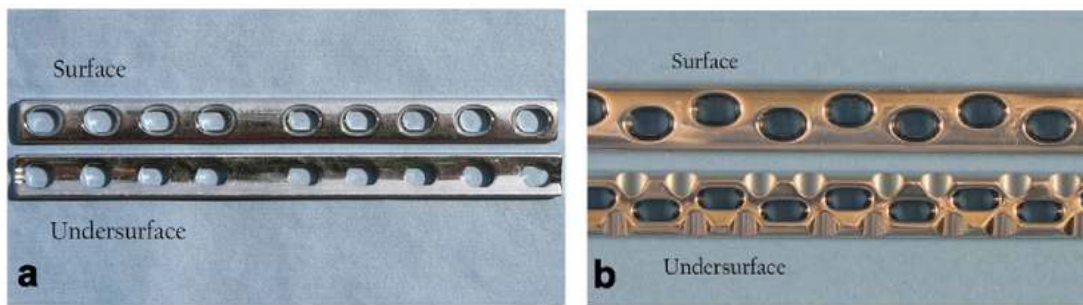


Figure 8 : Photographies illustrant une plaque DCP à gauche et une plaque LC-DCP à droite (Johnston et al, 2018).



Figure 9 : Illustrations représentant la conformation d'une plaque LCP ainsi que de son trou combiné ; A=Trou fileté à destination d'une vis verrouillée ; B = Trou oval à destination d'une vis standard (Synthes, 2013).

Les plaques LCP possèdent des trous combinés permettant à la fois l'utilisation soit de vis standard (dans le trou conventionnel) soit de vis verrouillées, à angle stable (dans le trou verrouillé) ou une combinaison des deux dans les montages hybrides (Gautier et al., 2003). Dans le trou combiné d'une plaque LCP (Cf. Figure 9) la partie lisse et pentue (B) correspond à un trou à compression dynamique. Le chirurgien peut choisir de positionner la vis standard de manière dite « neutre » ou de manière dite « excentrée ». La position « excentrée » permet de réaliser la compression interfragmentaire. En effet, la pente et la forme ovale du trou vont permettre à la vis d'entraîner l'os vers le foyer de fracture pour créer la compression lors du serrage de la vis.

Depuis l'apparition des plaques LCP, de nombreuses plaques anatomiques ont été développées en médecine humaine et en médecine vétérinaire. Ces plaques sont spécifiques d'un os, d'un type de fracture ou d'une procédure standardisée. Sur ces plaques LCP anatomiques, les axes des trous de verrouillage sont conçus pour que l'angulation des vis verrouillées soit optimale pour éviter d'interférer avec une articulation, ou s'adapter à un ancrage dans un os porotique (Martineau et al., 2007) nécessitant des vis divergentes.

II.1.3 Matériaux utilisés

Les plaques osseuses et les vis utilisées en médecine vétérinaire sont constituées en général d'acier inoxydable de type 316L ou de titane.

Les implants en titane sont réputés avoir une meilleure résistance en fatigue mais ne sont pas aussi rigides et solides que leur équivalent en acier inoxydable.

II.2 La notion d'ostéosynthèse

Le principe d'ostéosynthèse est un acte chirurgical qui consiste à maintenir les fragments d'un os fracturé, en position réduite, à l'aide d'un matériel métallique qui n'est pas rejeté par l'organisme. Suite au diagnostic de fracture et lorsqu'une fixation interne est choisie pour la traiter, il existe deux grands types d'ostéosynthèse, anatomique et biologique (Perren, 2002).

II.2.1 L'évolution des techniques d'ostéosynthèse

Historiquement, l'association pour l'étude de l'ostéosynthèse (AO) fondée en 1958 conseillait la réalisation d'une ostéosynthèse dite « anatomique » pour le traitement des fractures, c'est à dire une reconstruction anatomique parfaite et une mise en compression du foyer de fracture, à l'issue de laquelle, le trait de fracture n'était plus visible macroscopiquement. Cette technique nécessitait une exposition du foyer de fracture par une dissection importante des tissus mous environnants. Elle préconisait une fixation très stable de tous les fragments osseux en vue d'obtenir une cicatrisation osseuse primaire. L'ostéosynthèse anatomique utilisée dans le cadre

d'une fracture reconstituée a l'avantage de rétablir la continuité des bouts fracturaires. Cette mise en contact étroit permet le transfert d'une partie des efforts qui s'appliquent à l'os fracturé. L'implant ne joue ainsi qu'un rôle complémentaire en neutralisant une partie seulement des efforts qui s'appliquent à l'os.

Les fractures pour lesquelles il est conseillé de réaliser une ostéosynthèse anatomique sont les fractures transverses, obliques (courtes ou longues), spiroïdes, segmentaires, esquilleuses mais non comminutives et articulaires (Johnston et al., 2018).

Après l'analyse des complications et des limites de ce type d'ostéosynthèse, l'AO a revu ses principes, en complétant l'approche mécanique initiale par une approche plus biologique. Pour chaque étape du traitement d'une fracture, l'abord, la réduction, la fixation, la fermeture, des techniques de chirurgie atraumatique ont été développées. Les objectifs de cette chirurgie atraumatique étaient de limiter au maximum le traumatisme chirurgical en limitant les risques de dévascularisation de l'os et des tissus mous périphériques impliqués dans les phénomènes d'ostéogénèse nécessaires à la formation du cal de fracture.

En effet, certains chirurgiens avaient remarqué un lien entre le degré de dissection des tissus mous et le temps de guérison des fractures, lors d'utilisation de fixation internes (Miclau et al., 1997).

L'ostéosynthèse biologique doit être notamment privilégiée dans le traitement des fractures diaphysaires comminutives pour lesquelles elle a permis une avancée significative. Il s'agit d'une méthode beaucoup moins invasive dont le but est de limiter l'abord du foyer de fracture. Un premier concept nommé « *Open But Do Not Touch (OBDNT)* » a été développé et consistait à ouvrir à minima le foyer de fracture pour un simple contrôle visuel du foyer de fracture puis le concept « *Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO)* » qui consistait à ne plus aborder le foyer de fracture et à réduire et fixer de façon indirecte.

Cette approche mini-invasive préserve l'hématome fracturaire et tous les facteurs de croissance qu'il contient qui favorisent la cicatrisation osseuse. La guérison osseuse se fait par cicatrisation secondaire via la formation d'un cal osseux plus volumineux principalement périosté qui incorpore l'ensemble des fragments osseux en pontant les bouts fracturaires principaux proximal et distal sans

disséquer le foyer de fracture. En matière de réduction, l'objectif est un alignement des abouts principaux afin de retrouver la longueur physiologique de l'os et de restaurer les plans articulaires adjacents. La réduction de la fracture se fait de façon indirecte afin de manipuler le moins possible les abouts fracturaires et de limiter le traumatisme des tissus mous périphériques. La stabilité du foyer de fracture est relative contrairement à la stabilité absolue nécessaire à la cicatrisation primaire de l'ostéosynthèse anatomique. Une formation séquentielle de tissus de plus en plus rigides a lieu tout au long de la guérison osseuse suivie par une phase de remodelage osseux.

L'appareillage consiste à ponter le site de fracture, sans chercher absolument à reconstruire l'os de façon anatomique. L'implant est généralement le seul à supporter l'intégralité des efforts puis qu'il n'y a pas de contact osseux entre les fragments, du moins dans la phase initiale de la cicatrisation.

L'ostéosynthèse biologique a vu le jour dans les années 80 pour préserver les facteurs biologiques entrant en jeu dans la cicatrisation des fractures et faire face aux problèmes rencontrés avec l'ostéosynthèse anatomique (Schatzker, 1995) tels qu'un retard de cicatrisation, une non-union et une augmentation du risque d'infection.

Elle présente de nombreux avantages. Elle permet de réduire les principales complications en post-opératoire (Heitemeyer et al., 1987), notamment les complications septiques (Anderson et al., 1975) en minimisant la dissection des tissus environnants. En effet, la dissection des tissus empêche l'apport sanguin et diminue l'arrivée de cellules immunitaires au site fracturaire et par conséquent augmente le risque d'infection. Elle permet également une reprise d'activité plus rapide en recherchant une stabilité optimale et non plus maximale. Ainsi, le coût du traitement en est lui aussi réduit. Plusieurs études ont mis en évidence des signes radiographiques montrant une guérison osseuse plus rapide, traduite par une densité osseuse et une ostéogénèse majorées lors d'utilisation de l'ostéosynthèse biologique par rapport à l'ostéosynthèse anatomique pour des fractures multi-esquilleuses. En effet, lors d'ostéosynthèse biologique, la guérison osseuse commence généralement 2 à 3 semaines après l'intervention chirurgicale pour 6 semaines lors l'ostéosynthèse anatomique (Baumgaertel et al., 1998). Dans le cas des fractures comminutives, la préservation de la vascularisation osseuse est aussi importante que la stabilité du

montage pour en optimiser la cicatrisation. L'ostéosynthèse biologique est également en faveur d'une diminution du temps opératoire (Johnson et al., 1998). En revanche, il n'y a pas de différence entre les deux types de technique d'ostéosynthèse concernant le temps d'hospitalisation et la qualité post-opératoire de l'alignement du membre opéré d'après une étude de Johnson et al. Cette étude avait comparé la reconstruction anatomique grâce à une fixation par plaque et le pontage du site fracturaire par plaque par MIPO, dans le cas de fractures comminutives de plus de 4 fragments.

L'ostéosynthèse biologique peut être réalisée par des plaques pontant le foyer de fracture, c'est à dire fixées uniquement aux extrémités des fragments principaux, des clous centromédullaires verrouillés ou éventuellement des fixateurs externes. L'ostéogénèse semble être de meilleure qualité lors de l'utilisation de plaques mini-invasives que par mise en place de la même plaque par ostéosynthèse anatomique (Claes et al., 1999).

Comme avec les plaques d'ostéosynthèse, l'utilisation de clous centromédullaires verrouillés par ostéosynthèse biologique permet une réduction du temps opératoire, une guérison plus rapide sans augmenter le taux de complications par rapport à la reconstruction anatomique traditionnelle (Horstman et al., 2004). La reconstruction fragment par fragment n'est finalement pas nécessaire pour obtenir de meilleurs résultats. Un abord du site chirurgical grâce à des incisions minimales et une dissection des tissus mous environnants limitée doivent être privilégiés de façon à préserver l'hématome fracturaire et l'approvisionnement sanguin.

Pour répondre à ces principes mini-invasifs, de nouveaux implants ont alors été développés fondés sur la réduction des phénomènes de compression périostée par la plaque. Pour cela, de nouveaux profils de plaque ont été conçus comme les LC-DCP, repris sur les plaques LCP. L'utilisation de montages verrouillés ont également particulièrement contribué à réduire le traumatisme vasculaire des plaques vissées. Aujourd'hui, des clous verrouillés adaptés à la chirurgie vétérinaire sont en plein essor et répondent parfaitement aux exigences de l'ostéosynthèse biologique.

Cependant, pour certains types de fractures simples, notamment radius-ulna, il a été démontré qu'il n'y avait pas de différence significative entre le concept MIPO traduisant une ostéosynthèse biologique et le concept ORIF traduisant une ostéosynthèse anatomique (Pozzi et al., 2013).

II.2.2 Les limites de l'ostéosynthèse biologique et les consignes actuelles en termes d'ostéosynthèse

L'utilisation de l'ostéosynthèse biologique est à relativiser, en effet, elle n'est pas la solution à tous les types de fractures ni à tous les types de patients.

Lors de fractures articulaires, il est par exemple obligatoire de faire une reconstruction anatomique pour retrouver la congruence articulaire initiale, minimiser les lésions du cartilage articulaire et les risques de dégénérescence arthrosique et obtenir une stabilité absolue, indispensable à une cicatrisation *per primam*.

Finalement, l'utilisation de l'ostéosynthèse est régie aujourd'hui par quatre grands principes qui ont été formulés par l'association pour l'étude de l'ostéosynthèse (AO) :

- 1) La réduction et la fixation de la fracture doivent se faire de façon la plus atraumatique possible. Pour les fractures articulaires, une réduction anatomique reste obligatoire pour retrouver la congruence articulaire physiologique ; Lors de fractures diaphysaires, une restauration de la longueur ainsi qu'un réalignement axial et angulaire sont nécessaires sans pour autant mettre en œuvre une réduction anatomique.
- 2) La fixation de la fracture se doit d'assurer une stabilité absolue (lors d'ostéosynthèse anatomique) ou relative (lors d'ostéosynthèse biologique) en fonction des spécificités de la fracture et du patient.
- 3) La vascularisation des tissus mous et de l'os doit être préservée grâce à une voie d'abord ménagée, des techniques de réduction délicates (préférentiellement indirectes).

- 4) La reprise fonctionnelle du membre fracturé doit être précoce mais contrôlée et non douloureuse. Un suivi clinique et radiographique régulier du patient doit être mis en place jusqu'à l'obtention de la guérison de la fracture.

Il semble établi que l'ostéosynthèse biologique soit la technique de choix pour traiter les fractures complexes comminutives en préservant l'environnement biologique péri-fracturaire.

En revanche, le traitement de choix d'une fracture simple et restructurable, de type transverse, oblique ou spiroïde n'est pas encore tranché aujourd'hui, entre la réduction anatomique avec une compression axiale assurant une stabilité absolue en vue d'une cicatrisation osseuse primaire et l'ostéosynthèse biologique.

Dans la suite de ce travail, l'analyse biomécanique des montages va se concentrer sur l'intérêt et les moyens d'obtenir une compression axiale, appliquée lors de reconstruction des fractures simples.

III- Intérêts de la compression axiale d'un foyer de fracture et principal moyen pour l'obtenir

III.1 Intérêts de la compression axiale d'un foyer de fracture

La compression axiale per-opératoire semble à première vue non indispensable puisqu'un foyer de fracture non fixé peut guérir seul, cependant elle va permettre de réduire le temps et la qualité de la guérison.

La compression axiale permet de stabiliser les fragments osseux, et de réduire au maximum l'espace interfragmentaire de la fracture. Ce contact étroit entre les bouts osseux limite les contraintes au sein du foyer en particulier le cisaillement et la torsion qui sont particulièrement délétères à la cicatrisation osseuse (*Cf. Figure 10*). Ce type de contrainte retarde en effet, la formation du cal osseux en générant des micromouvements qui lèsent la néo-vascularisation interfragmentaire et empêchent la formation directe des ostéons au sein du foyer de fracture caractéristique de la cicatrisation par première intention.

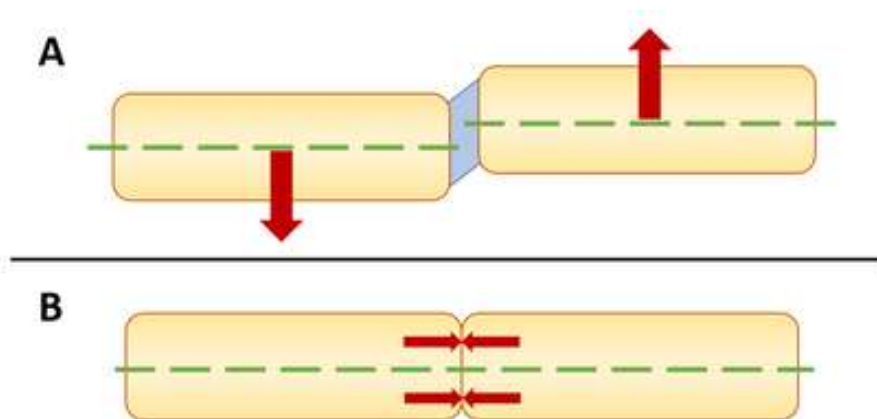


Figure 10 : Comparaison des forces appliquées au foyer de fracture sans compression axiale (A) et avec compression axiale (B). Les forces engendrées sont représentées par les flèches rouges. En A, le foyer subit des forces de cisaillement et de torsion, qui n'existent pas en B grâce aux forces de compression qui stabilisent parfaitement les bouts osseux.

Ce mode de cicatrisation requiert des conditions mécaniques très strictes. La cicatrisation directe n'est permise qu'entre 2 abouts en contact étroit. Lorsqu'il persiste un espace interfragmentaire, s'il est très étroit ($< 0,3$ mm), il peut encore être comblé directement par de l'os lamellaire qui se dépose à chaque extrémité des abouts fracturaires. Mais si l'espace est plus large, jusqu'à 1 mm d'épaisseur, il est comblé par de l'os immature, secondairement remanié par de nouveaux ostéons (Schenk, 1979). Au-delà de cet écart, la cicatrisation osseuse se fait par seconde intention.

En outre, la cicatrisation ostéogène primaire n'est possible que sous des conditions de stabilité absolue. En effet, l'os ne peut se former directement que lorsque la déformation (ϵ) subie par le foyer de fracture reste inférieure à 2%. Ainsi la mobilité Δl doit être inférieure à 0,02 fois l'espace interfragmentaire.

L'absence de compression peut alors conduire à une mobilité néfaste du foyer de fracture qui ralentit ou empêche la cicatrisation. Dans le pire des cas, cette situation peut donc entraîner un retard de cicatrisation ou une non-union de la fracture. Par ailleurs, une mobilité résiduelle peut solliciter la plaque entre les 2 vis centrales et provoquer une concentration de contraintes, susceptible de provoquer une rupture de la plaque, avant l'obtention de la guérison osseuse.

Pour qu'elle soit efficace, la compression interfragmentaire doit s'effectuer sur l'ensemble de la surface du foyer de fracture. Les forces de compression doivent être orientées perpendiculairement au plan de la fracture.

Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour réaliser une compression axiale adéquate.

Il va de soi que la compression axiale est permise seulement si la réduction est anatomique et si la surface de contact est maximale.

Cette réduction anatomique est mise en place par l'utilisation éphémère de certains instruments notamment les davieres réducteurs. Certains types de davieres comme ceux dérivés du coaptateur de Danis ou tendeurs de plaque permettent d'initier une compression en tractant la plaque (Andrienne et al., 2011). Des broches peuvent également être utilisées afin de maintenir la réduction anatomique comme par exemple lors de la réalisation d'un nivellement du plateau tibial pour traiter une

rupture du ligament croisé. Les implants internes comme les plaques à compression dynamique.

L'utilisation d'implants spécifiques permet d'obtenir une compression axiale après réduction de la fracture, lors de l'étape de fixation.

III.2 Les principaux implants permettant la compression axiale : les plaques auto-compressives

Une grande variété de plaques d'ostéosynthèse existe mais toutes ne permettent pas de comprimer un foyer de fracture.

Les plus utilisées restent les plaques dites « à compression dynamique ». Leur nom dérive de la spécificité de leurs trous qui par une utilisation spécifique, induit une compression interfragmentaire lors de la fixation de la fracture. Parmi elles, les plaques à compression dynamique (DCP) les plaques à contact limité (LC-DCP) et les plaques verrouillées (LCP) peuvent être utilisées pour comprimer un foyer de fracture.

La partie suivante permettra de comprendre par quel mécanisme, ces plaques permettent de créer une compression interfragmentaire.

III.2.1 Le fonctionnement et la fixation des plaques auto-compressives

a. Le principe du trou à compression dynamique

Le but des plaques à compression dynamique est d'assurer une compression inter-fragmentaire suite à la réduction anatomique. Ce rôle est permis grâce à la présence de trous particuliers présentant un plan incliné vers le centre de la plaque. Lors du vissage, la vis en position excentrée va s'ancrer dans l'os en début de vissage, puis la tête de vis va commencer à interférer avec la plaque en haut du plan incliné. Lors de la poursuite du vissage, la tête de vis glisse sur le plan incliné et va donc se déplacer vers le foyer de fracture en tractant le fragment dans lequel elle est implantée. Le vissage complet conduit au rapprochement et donc à la mise en compression des deux fragments osseux principaux (Cf. *Figure 11*).

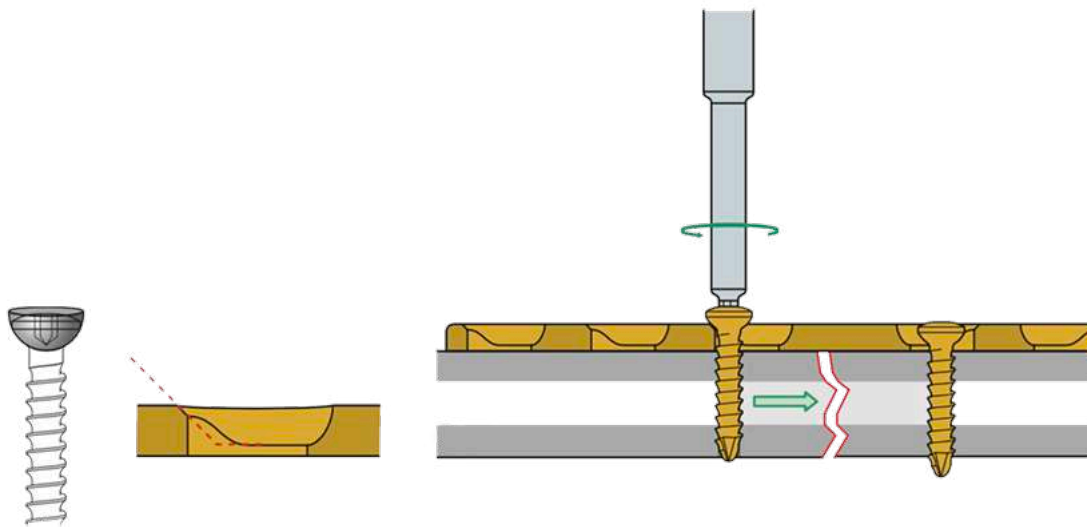


Figure 11 : Mise en compression du foyer de fracture par compression dynamique. La plaque est fixée à l'os par la vis de droite. Une 2^{ème} vis est forée excentrée sur l'autre about. La tête de vis glisse sur le plan incliné du trou de la plaque (image de gauche). Lors du serrage de la vis excentrée, elle glisse vers le foyer de fracture en tractant avec elle le fragment osseux dans lequel elle est ancrée. Le serrage complet de la vis produit la compression inter-fragmentaire (Johnson et al., 2011).

b. Mise en place de vis en position « excentrée »

La mise en place d'une vis en position excentrée présente des similitudes à la mise en place d'une vis en position neutre. Le seul changement réside dans la localisation du forage. Après la réduction de la fracture et le cintrage de la plaque en fonction de la forme de l'os, le positionnement de la plaque est effectué de façon à ce que son centre se situe au-dessus du trait de fracture (Johnson et al., 2011).

Ensuite, les vis sont mises en place à l'aide d'un guide mèche universel. Pour obtenir les effets escomptés d'une vis en position excentrée, il faut nécessairement avoir mis en place au préalable, une première vis en position neutre (standard ou verrouillée) dans le fragment opposé à celui qui va recevoir la vis excentrée.

Pour mettre une vis en position neutre, le guide mèche universel est positionné contre l'os en effectuant une légère pression pour qu'il se place au centre du trou non verrouillé. En assurant cette pression, la douille interne va se rétracter et la douille externe va glisser le long de la pente du trou (Cf. Figures 12 et 13).

A contrario, pour forer le trou de la vis excentrée, le guide mèche est positionné sur l'extrémité externe du trou à compression dynamique (soit en haut de la pente) sans exercer de pression. La douille interne va alors rester dans son état initial (Cf. Figures 12 et 13).

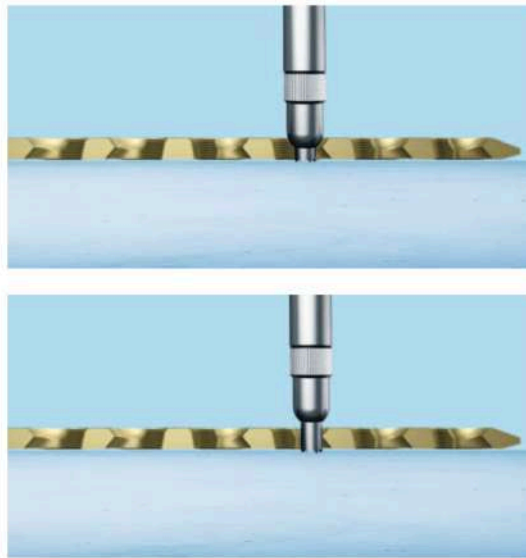


Figure 12 : Schéma représentant la mise en place du guide universel selon l'utilisation choisie ; position neutre sur l'image du haut ; position excentrée sur l'image du bas. (Synthes, 2013)

Après le forage du trou, la détermination de la longueur de la vis et le taraudage (optionnel), la vis est insérée et serrée manuellement. Le serrage de la vis en position excentrée entraîne un déplacement progressif de l'about fracturaire au fur et à mesure que la tête de vis glisse dans le trou de la plaque. A la fin du serrage de la vis, la compression sur l'ensemble de la section du trait de fracture est réalisée.

D'autres vis standards en position neutre ou verrouillées peuvent être placées ensuite de part et d'autre du foyer de fracture. Un contrôle du serrage de l'ensemble des vis est effectué à la fin de la procédure.

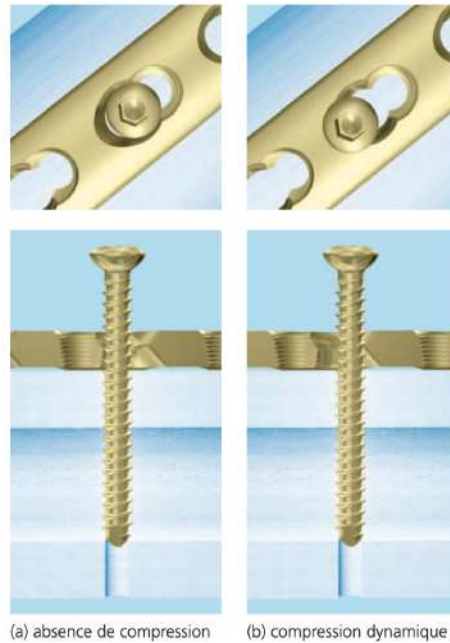


Figure 13 : Schémas représentant une vis placée en position neutre à gauche et une vis passée en position excentrée à droite. (Synthes, 2013)

Particularité de la mise en place de plusieurs vis en position excentrée

La mise en place de plusieurs vis excentrées suit les mêmes recommandations que la mise en place d'une seule vis excentrée (Cf. Figure 14).

Néanmoins, si plusieurs vis excentrées sont insérées sur le même about osseux, il est important de les visser/dévisser alternativement afin d'avoir la compression la plus optimale possible (Cf. Figure 15).

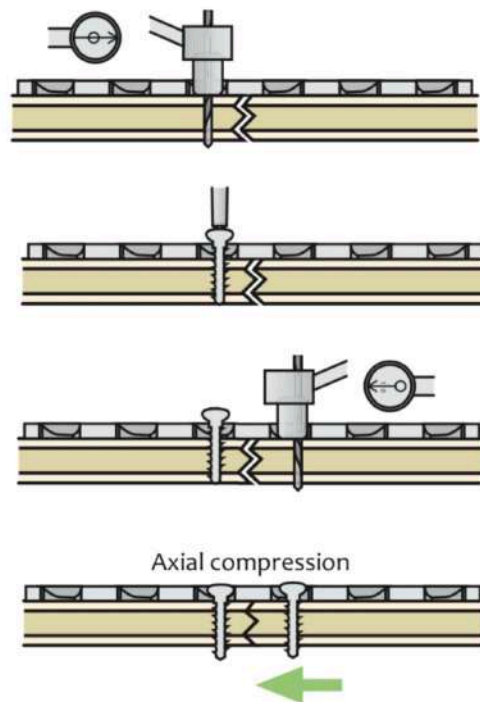


Figure 14 : Compression interfragmentaire par la mise en place de deux vis excentrées de part et d'autre du trait de fracture (Gemmill, 2016).

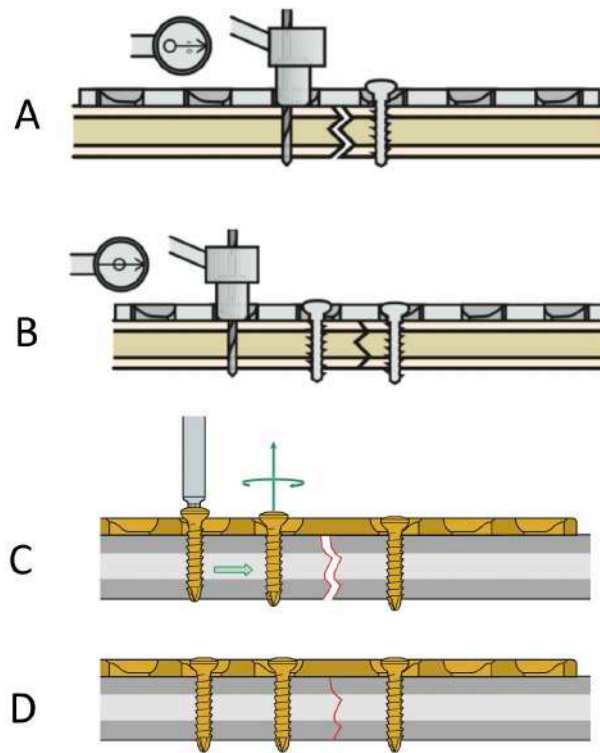


Figure 15 : Compression interfragmentaire par la mise en place de 2 vis excentrées du même côté du trait de fracture. A : La plaque est fixée à l'os par une première vis centrée et une vis est placée sur l'autre about fracturaire après un forage excentré. B : La vis excentrée est serrée et un deuxième forage excentré est réalisé du même côté que la première vis de compression. C : La deuxième vis excentrée est insérée et avant de la visser complètement, la première vis excentrée est dévissée pour permettre le glissement de l'os. D : Après serrage de la deuxième vis de compression, la première est serrée de nouveau. (Gemmill, 2016)

Particularité de l'utilisation combinée de vis en position excentrée et de vis verrouillées.

Si le plan thérapeutique prévoit d'utiliser une plaque à compression dynamique et des vis verrouillées sur le même fragment osseux, ces dernières devront être mises en place après la pose des vis standards et évidemment après avoir réalisé la compression interfragmentaire (Johnson et al., 2011) ,(Cf. Figure 16). En effet, une fois qu'une vis verrouillée est mise en place, d'une part, il n'y a plus de possibilité de déplacement relatif os-plaque et par conséquent plus de possibilité de créer de compression interfragmentaire. D'autre part lorsqu'une vis verrouillée est posée, il n'est plus possible de mettre une vis standard sur le même fragment osseux car la plaque ne pourra plus se comprimer sur l'os. Cette vis standard n'aura, par conséquent, qu'un ancrage osseux fortement diminué.

Le protocole consiste généralement à mettre les vis standards assurant la compression à proximité du milieu de la plaque, puis de fixer les extrémités de la plaque par des vis à tête de verrouillage.

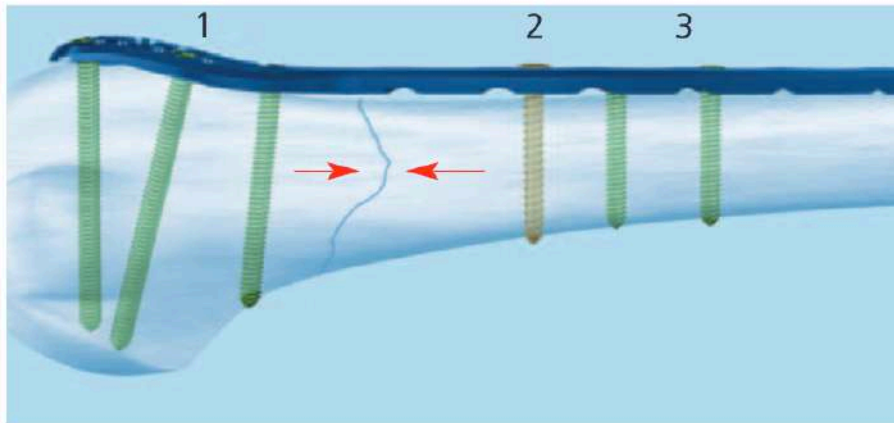


Figure 16 : Schéma représentant l'ordre indicatif de l'utilisation combinée de vis verrouillées et d'une vis standard excentrée ; vert : vis verrouillée ; orange : vis standard excentrée guide plaque LCP (Synthes, 2013)

III.2.2 Principe et forces s'appliquant lors de la fixation d'une plaque conventionnelle

La fixation d'une plaque conventionnelle repose sur un rapprochement de la plaque et de l'os à l'aide de vis standards bicorticales. Cette procédure met en œuvre des forces de friction entre la surface de la plaque au contact de l'os et la surface de l'os au contact de la plaque (Cf. *Figure 17*). Ces forces de frottement os-plaque sont en partie à l'origine de la stabilité de la fixation. Elles peuvent être approchées par le coefficient de friction impliquant la plaque et l'os et dépendent des forces axiales, secondaires au serrage des vis (Claes, 2011). La stabilité est optimale lorsque la résistance due aux forces de frottement est supérieure aux forces exercées lors de la mise en charge du membre fracturé.

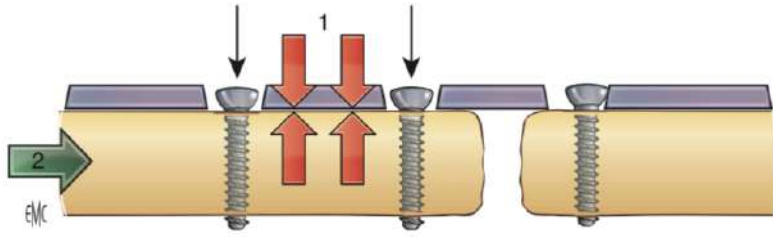


Figure 17 : Fixation d'une plaque conventionnelle : L'objectif est de mettre en œuvre des forces de frictions (1) entre la plaque et l'os par le serrage des vis corticales standards (flèches). La stabilité du montage est efficace lors de la mise en charge du segment si ces forces de friction sont supérieures aux contraintes subies (2). (Reina et al., 2014)

En effet, si les forces de frottements sont insuffisantes, les vis vont être instables et risquent de devenir suffisamment mobiles pour compromettre la stabilité du montage (Cf. Figure 18). La force axiale mise en œuvre par chaque vis sur la plaque, dépend de la valeur du couple de serrage avec lequel la vis a été insérée mais aussi de la résistance de l'os, notamment au cisaillement (Reina Nicolas, 2014). Ainsi, plus le couple de serrage est élevé, plus la vis engendrera une compression importante de la plaque sur l'os. En revanche, un défaut de compression interfragmentaire ménageant un espace résiduel au niveau du foyer de fracture entraîne une surcharge sur la plaque par les efforts qui ne passent plus suffisamment par l'os. Ces concentrations de contrainte sur la plaque peuvent provoquer des ruptures d'implant.

La réduction et la compression interfragmentaire sont donc primordiales pour garantir la rigidité du montage, lors de reconstruction anatomique, visant une cicatrisation osseuse primaire. L'utilisation de vis bicorticales est recommandée pour la fixation de plaque conventionnelle dans le but de limiter le risque d'arrachement des vis et de maximiser la compression de la plaque sur l'os, garantissant la stabilité du montage.

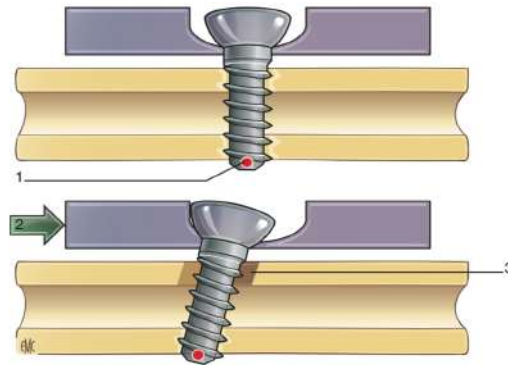


Figure 18 : Schéma représentant un défaut de friction entre la plaque et l'os. Lors de la mise en charge du segment, la vis devient mobile et dégrade l'ancrage cortical, ce qui aggrave la perte de stabilité du montage et de tenue des vis ; 1. Ancrage de la vis ; 2. Mise en charge ; 3. Stress cortical (Reina et al., 2014).

Ainsi, lors de fracture traitée par ostéosynthèse anatomique avec une plaque conventionnelle, les efforts liés à l'appui du membre sont répartis entre l'os reconstruit et la plaque (Cf. Figure 19). En revanche, lors du traitement d'une fracture comminutive, le contact osseux n'étant pas restauré, l'intégralité des efforts est uniquement pris en charge par la plaque.

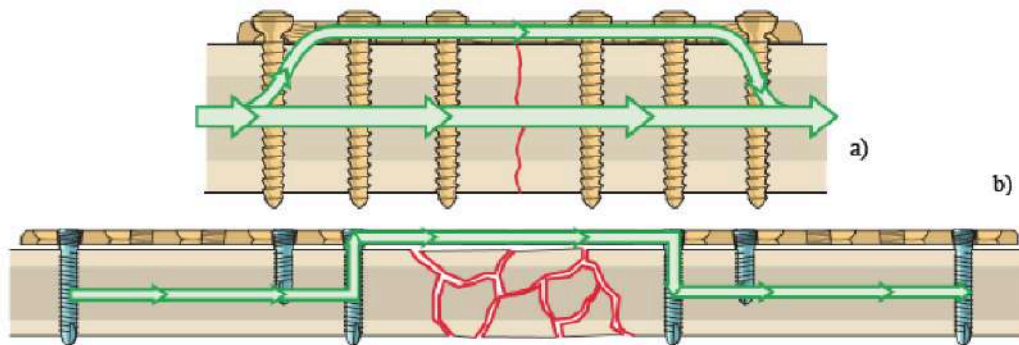


Figure 19 : Schéma représentant la transmission des forces lors de la mise en charge du membre opéré avec a) la répartition des efforts lors de l'utilisation d'une plaque conventionnelle, pour une fracture simple b) Pontage du foyer de fracture avec une plaque verrouillée pour une fracture comminutive. La longueur utile plus grande de par l'éloignement des vis centrales permet de répartir les contraintes et donne une certaine souplesse au montage le protégeant de la rupture. (Wagner & Frigg, 2009)

En bilan, le principal inconvénient des plaques fixées par des vis standards est la compression du périoste par l'implant. Afin d'obtenir la fixation la plus optimale, l'os est fortement comprimé à la plaque parfois sans préservation de la vascularisation et du périoste. Des complications telles qu'un lâchage d'implant (Miller et al., 2007), un retard de cicatrisation ou une infection ont été rapportées. Des re-fractures peuvent aussi survenir après ablation du matériel d'ostéosynthèse (Luethi et al., 1980).

III.2.3 Principe et forces s'appliquant lors de la fixation d'une plaque avec vis excentrée

Les plaques à compression dynamique offrent l'avantage de pouvoir mettre le foyer de fracture en compression, en entraînant les têtes de vis lors de leur serrage en direction du foyer de fracture. Ainsi, une vis de plaque après un forage excentré assure à la fois une compression interfragmentaire au fur et à mesure de son vissage et une compression de la plaque sur l'os en fin de vissage, proportionnelle au couple de serrage de la vis. La stabilité du montage est liée à la compression de la plaque sur l'os et à la qualité de la compression interfragmentaire à l'étage du foyer de fracture.

Afin d'optimiser la stabilité du montage et la cicatrisation *per primam* de la fracture, la compression interfragmentaire doit être présente sur la totalité de la surface du site de la fracture. Une plaque parfaitement adaptée à la surface de l'os produit une compression asymétrique qui n'est réellement efficace que juste sous la plaque (Perren et al., 1978). Pour que la compression soit aussi efficace sur la corticale située sous la plaque que sur la corticale opposée, il est nécessaire d'imprimer une légère précontrainte de la plaque en flexion en regard du foyer de fracture (Cf. Figure 20).

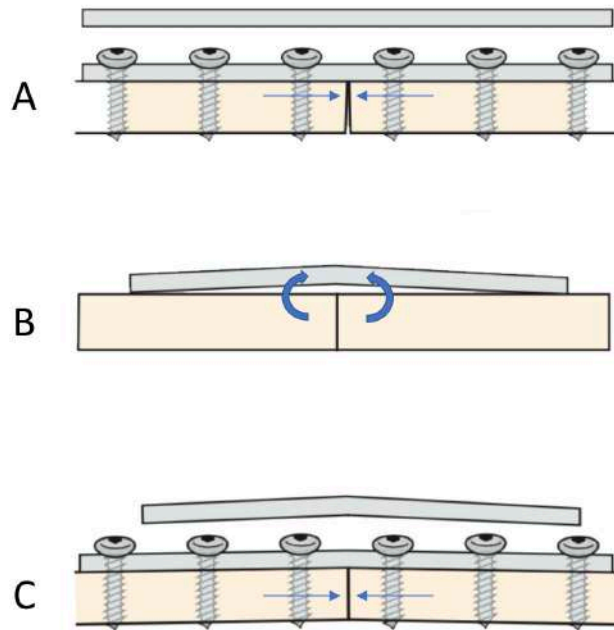


Figure 20 : Intérêt de la précontrainte de la plaque pour optimiser la compression interfragmentaire, A : La plaque est parfaitement modelée à la surface de l'os. La compression n'est effective que dans la portion située sous la plaque, B : La réalisation d'une légère précontrainte en flexion en regard du foyer de fracture permet d'attirer chaque fragment osseux à la plaque, C : Ce moment de flexion permet de répartir la compression interfragmentaire sur l'ensemble de la section du site de fracture (Gemmill, 2016).

IV- Les facteurs d'influence de la compression axiale au site de fracture

Pour réaliser la compression interfragmentaire la plus adéquate, il peut être intéressant d'essayer d'optimiser les facteurs qui l'influencent. En effet, la mise en place d'une plaque d'ostéosynthèse n'est pas anodine et en ce sens implique, de nombreux choix, notamment, le type de plaque à utiliser ou sa localisation sur l'os. Le degré de compression acquis dépend directement du déplacement effectué par la vis dans le trou de la plaque. La qualité de la compression interfragmentaire est nécessaire pour induire des forces de frottement à l'étage du foyer de fracture qui neutralisent les efforts en torsion et en cisaillement délétères pour la cicatrisation. La compression interfragmentaire étant un élément essentiel de la rigidité du montage, il convient de connaître les facteurs liés au montage qui peuvent l'influencer, afin d'en optimiser la technique.

La deuxième problématique qui conditionne la réussite du traitement, est la persistance de l'effet de compression interfragmentaire dans le temps. Il a été montré que la compression interfragmentaire assurée par une vis de traction sur un modèle d'os synthétique n'était plus que de 52% de la force initiale après 24 heures (Wahnert et al., 2013). Cette réduction de la compression interfragmentaire a également été rapportée après une mise en charge cyclique sur des modèles de fracture (Rahm et al., 2016). Il a également été montré une perte *in vivo* de 20% de la compression interfragmentaire initiale dans les premiers jours post opératoires et de 50 % dans les 2 mois qui suivent la mise en compression (Perren et al., 1969).

Cette partie s'intéressera aux facteurs liés au montage utilisé et aux paramètres de sa mise en place ainsi qu'aux facteurs liés au patient, pouvant influencer sur la qualité de la compression interfragmentaire.

IV.1 Facteurs liés au montage

IV.1.1 Influence de la localisation de la plaque

Il est facile de comprendre que la compression du foyer de fracture repose dans un premier temps sur la localisation de la plaque qui doit être optimisée en

fonction de la géométrie de (Meyrueis et al., 2003). Chaque os présente une courbure et des particularités anatomiques spécifiques que le chirurgien doit prendre en considération. En effet, sur des os longs, lors d'une mise en charge, la concavité de la courbure de l'os va recevoir une contrainte en compression tandis que la convexité de la courbure va recevoir une contrainte en traction. Ainsi, pour que le positionnement de la plaque soit optimal pour assurer une compression axiale efficace, elle doit être positionnée sur la face de tension de l'os, c'est-à-dire dans la convexité de la courbure (Cf. Figure 21). Cette configuration permet d'éviter une ouverture résiduelle au niveau du foyer de fracture qui pourrait entraîner la rupture par fatigue de l'implant. La forme de l'os n'est pas le seul paramètre qui conditionne la face de tension d'un os. Les forces musculaires qui s'appliquent à lui, l'orientation des forces articulaires transmises à l'os en fonction des étapes du cycle de marche jouent également un rôle et rendent parfois difficile l'identification de cette face de tension de l'os à appareiller.

Enfin, ces éléments permettent de déterminer une localisation préférentielle théorique sur des critères mécaniques mais d'autres impératifs sont à prendre en compte comme les contraintes de la voie d'abord, les trajets nerveux et/ou vasculaires qui peuvent nécessiter des compromis en matière de positionnement de la plaque.

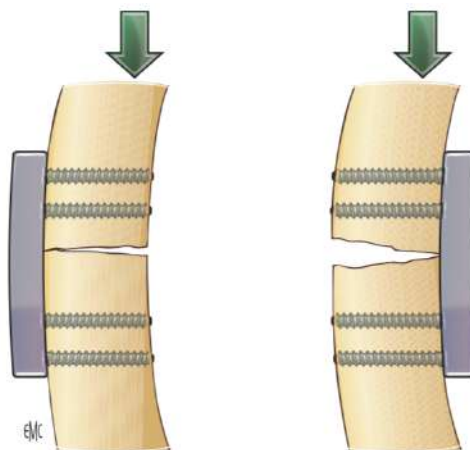


Figure 21 : Schéma représentant l'importance de la localisation de la plaque vis à vis de la face de tension de l'os. A gauche, la plaque est mise sur la face de tension. Elle stabilise mieux le foyer de fracture lors de la mise en charge de l'os. A droite, la plaque est posée sur la face de compression de l'os. Elle est moins efficace pour neutraliser les forces de tension qui ouvrent le foyer de fracture lors de la mise en charge de l'os (Reina et al.,

2014)

IV.1.2 Influence de la taille des implants utilisés.

L'implant qui apportera la plus grande rigidité est à privilégier puisque l'objectif est d'obtenir une stabilité absolue du foyer de fracture. Il a été démontré que les plaques verrouillées résistent particulièrement à la compression axiale (Kosmopoulos et al., 2014).

On remarque une différence significative de résistance en compression axiale avec des plaques de tailles différentes. En effet, une étude menée par Karakasli et al. a permis de le démontrer en testant quatre modèles d'ostéosynthèse répartis en quatre groupes. Chaque dispositif de fracture était stabilisé par une plaque verrouillée de 8 trous. A cette plaque verrouillée, s'ajoutait pour les groupes II, III et IV, respectivement une plaque verrouillée de 4, 6 et 8 trous. Des vis étaient mises en place sur la totalité des trous. Le dispositif était ensuite mis sous contrainte. Les résultats ont montré que le groupe IV présentait une valeur élevée de 706,2 N/mm, significativement plus élevée que celle des autres groupes.

Le nombre d'implants utilisés et la taille de l'implant caractérisent sa résistance en compression mais ce qui conditionne la compression interfragmentaire est le déplacement de la vis dans la plaque qui va induire le déplacement d'un fragment par rapport à l'autre. De par l'usinage des plaques, la course d'une vis après un forage excentré est d'environ 1 mm sur des plaques DCP pour vis de 3,5 mm et 4,5 mm, et environ 0,8 mm sur des plaques DCP pour vis de 2,7 mm. Les usinages différents des trous de vis sur les plaques LC-DCP et LCP pourraient modifier la course des vis après un forage excentré.

Le rôle de la taille de l'implant dans la compression interfragmentaire n'a été que peu exploré (Bel, 2019).

IV.1.4 Influence de la distribution des vis

D'après *Ellis et al., 2001*, ce sont les vis les plus proches du foyer qui reçoivent le plus de contraintes. Plus on s'éloigne du site fracturaire moins les vis reçoivent de contraintes jusqu'à ne plus en recevoir du tout à partir du septième trou. Dans le cas d'une fracture comminutive, les vis doivent alors être placées au plus proche du foyer de fracture afin d'engendrer une déformation moindre sur la plaque. En revanche, pour une fracture ayant eu une réduction anatomique, la recommandation de la localisation des vis est différente. En effet, les contraintes perçues par la plaque semblent moindres lorsque les vis sont largement espacées ou placées loin du foyer de fracture. La distribution se doit d'être symétrique de part et d'autre du site de la fracture.

La distribution des vis ne semble pas intervenir dans la mise en compression axiale mais influe de manière considérable sur la longévité de cette compression puisqu'elle agit sur la rigidité du montage.

D'autres paramètres tels que le matériau des implants ou le diamètre des vis pourraient entrer en jeu.

IV.1.5 Influence du couple de serrage et du tournevis

Au premier abord, on pourrait penser que le couple de serrage influe sur le degré de compression au foyer de fracture. En effet, nous avons objectivé dans une partie ultérieure que lors de la mise en compression d'une vis, elle effectue un déplacement qui est responsable de la mise en compression. Or, ce déplacement reste le même quel que soit le couple de serrage puisque la distance de la pente du trou ovale est toujours la même. Ainsi, lors de la mise en place de la vis, la vis glisse tout d'abord le long de la pente puis elle vient se loger dans le trou et elle y reste. Donc, même pour un couple de serrage élevé, la vis va rester dans le trou et va s'ancrer davantage dans l'os mais la compression axiale ne va pas être majorée puisque la vis ne va plus se déplacer sur le plan horizontal mais seulement sur le plan vertical.

Le choix du tournevis qui engendre le couple de serrage donc n'a vraisemblablement pas ou peu d'influence sur la compression lors de la mise en compression par une plaque d'ostéosynthèse. Cependant, d'après Virkus et al.⁵, pour d'autres types de montage tels que les clous intra-médullaires, l'influence du tournevis est une question qui reste à être objectivée. En effet, pour un même couple de serrage, dans leur étude réglé à 5 N.m, la compression axiale obtenue avec un tournevis court et large était 2.6 fois supérieure à celle obtenue avec un tournevis long et étroit. Une déformation permanente en rotation du tournevis long a été supposée mais n'a pas pu être mise en évidence.

IV.2 Facteurs liés au patient

IV.2.1 Influence de la densité osseuse

La densité osseuse peut influencer sur la mise en compression axiale par le fait que ce degré de compression dépend directement du module de Young de l'os et notamment de la minéralisation osseuse. Il est alors difficile d'obtenir une mise en compression optimale avec un os ostéoporotique et particulièrement lors de l'emploi d'un clou centromédullaire. Par ailleurs, la tenue des vis au sein d'un os poreux sera diminuée et le déplacement associé en sera également amoindri.

L'os possède également des capacités d'adaptation aux contraintes qu'il reçoit par des mécanismes cellulaires spécifiques (Klein-Nulend et al., 2013). Les mises en charge mécaniques qu'il connaît sont traduites en signaux biologiques qui vont eux gouverner la formation et/ou la résorption osseuse via les ostéoblastes et ostéoclastes. La structure osseuse s'adapte à la charge mécanique externe. Ces capacités d'adaptation peuvent interférer avec la longévité de la mise en compression d'un foyer de fracture.

La densité osseuse dépend elle-même de l'âge de l'individu mais aussi de la localisation du site d'ostéosynthèse sur l'os. En effet, on trouvera un os cortical au niveau diaphysaire tandis que l'on aura un os spongieux au niveau épiphysaire. Elle dépend aussi plus minoritairement du type d'os considéré (humérus versus radius par exemple) et de la reprise d'activité (Klein-Nulend et al., 2012). La densité osseuse peut également être altérée si des pathologies osseuses déjà connues ont été identifiées proche du foyer de fracture ou si l'hydratation du tissu est modifiée

(Meyrueis et al, 2003). Des dérèglements de la calcémie ou certains paramètres biologiques et hormonaux comme la ménopause chez la femme orientent également la densité osseuse. Cependant, aucune influence de ce paramètre n'a été démontrée dans l'espèce canine.

IV.2.2 Influence de l'âge et du sexe

L'âge influe directement sur la densité osseuse et donc sur la mise en compression axiale. Lors du vieillissement des ostéocytes, leur forme et certains de leurs capteurs peuvent être endommagés amenant à la production d'un os ostéoporotique et donc moins dense (Hemmatian et al., 2017). La réalisation d'une compression interfragmentaire de qualité est alors réduite.

V- Travaux antérieurs de mesures de compression axiale au foyer de fracture

V.1 Objectifs

Les chirurgiens se sont toujours questionnés sur le traitement chirurgical qui amenait la compression la plus optimale au foyer de fracture conférant ainsi une stabilité accrue et une meilleure guérison des fractures diaphysaires transverses. En effet, le degré de stabilité pour prévenir les non-unions est un sujet d'actualité suite à l'avènement des techniques MIPO. Néanmoins, ce degré de stabilité optimal reste inconnu pour avoir la meilleure guérison et prévenir la non-union.

Récemment, trois études des forces de compression au foyer de fracture avec des plaques LC-DCP pour vis de 3,5 mm ont été réalisées *in vitro* ou *ex vivo* (Virkus et al., 2008), (Jermyn et al., 2011), (Wheatley et al., 2021). Lors du développement de la plaque DCP, les concepteurs ont effectué des mesures *in vivo* de la compression axiale obtenue avec des plaques pour des vis de 4,5 mm (Perren et al., 1969).

V.2 Méthodes utilisées

Lors des mesures *in vivo*, la compression axiale a été évaluée de manière indirecte en mesurant la déformation de la plaque avec des jauges d'extensométrie posée en son milieu. Dans les études *in vitro* et *ex vivo*, la compression axiale a été mesurée directement à l'aide d'un capteur de forces. Pour l'une d'entre elles, deux vis excentrées ont été mises en place du même côté de la fracture (Wheatley et al., 2021).

Une mesure en continue de la force s'exerçant sur les surfaces au foyer fracturaire a été effectuée. La force maximale a été relevée.

V.3 Synthèse des résultats obtenus : Chez l'homme

	<i>Perren et al., 1969</i>	<i>Jermyn et al., 2011</i>	<i>Virkus et al., 2008</i>	<i>Wheatley et al., 2021</i>
Force maximale avec une vis excentrée (N)	980	315,3 ± 47,8	365 ± 91	138,9 ± 53,5
Force maximale avec deux vis excentrées (N)				216,7 ± 65,5

Tableau 1 : Tableau représentant les résultats de chaque étude concernant la force de compression maximale obtenue.

Peu d'études se sont intéressées à quantifier la force de compression axiale au niveau du foyer de fracture selon le montage utilisé (Tableau 1). Les principaux résultats montrent une certaine variabilité des résultats, de 138,9 à 980 N probablement inhérente aux conditions expérimentales différentes. Ces études ont généralement évalué des vis de 3,5 mm de diamètre sauf Virkus qui a travaillé sur des vis de 4,5 mm (*Virkus et al., 2008*), sans pour autant enregistrer de grandes différences par rapport aux valeurs obtenues par Jermyn sur des vis de 3,5 mm de diamètre (*Jermyn et al., 2011*).

L'étude de Jermyn a montré qu'une vis excentrée permettait d'obtenir une force de compression interfragmentaire significativement plus élevée (315,3 N ± 47,8) qu'une vis neutre (64,5 N ± 27,6) (*Jermyn et al., 2011*). Il a montré également que la pose d'une vis excentrée après la mise en place d'une vis neutre ne provoquait que très peu de compression (64,5 N ± 27,6) sauf en prenant soin de ne pas serrer la vis neutre avant de serrer la vis excentrée pour permettre à l'os de glisser et de produire la compression (285,2 N ± 51,2) (*Jermyn et al., 2011*).

L'étude de Wheatley est une des rares études qui a pu quantifier l'effet d'une deuxième vis, forée de façon excentrée, du même côté par rapport au foyer de fracture (*Wheatley et al., 2021*). La compression obtenue avec 2 vis en compression était 1,6 fois supérieure à celle obtenue avec une seule vis excentrée (*Wheatley et al., 2021*).

Aujourd'hui, le traitement de choix pour une fracture transverse ou oblique courte reste la réduction anatomique avec une compression axiale importante amenant stabilité et cicatrisation osseuse primaire.

La stabilité au foyer de fracture repose sur beaucoup d'éléments tels que la possibilité de reconstruction anatomique, la longueur du foyer de fracture, la nature des implants utilisés. Lorsque la reconstruction anatomique de la fracture est choisie, la compression interfragmentaire est essentielle pour assurer la cicatrisation osseuse. Cependant, la valeur optimale de la compression interfragmentaire tout comme les dommages pouvant être causés par une surcompression restent inconnus.

Partie 2 : Etude expérimentale

I- Problématique, motivations et objectifs de l'étude

La fixation interne par plaque vissée est aujourd'hui le traitement de choix dans le traitement des fractures en médecine vétérinaire. En passant par l'utilisation de vis excentrées mais aussi verrouillées, les plaques ont vu leur anatomie et leurs caractéristiques évoluer afin de se conformer le plus possible aux propriétés mécaniques osseuses et aux attentes de la chirurgie humaine et vétérinaire. La mise au point de plaques permettant la mise en place de vis en position excentrées a été un tournant majeur afin de mettre en compression le foyer de fracture et donc de favoriser la cicatrisation osseuse primaire.

Le principal objectif de notre étude est de déterminer la valeur de la compression axiale exercée au foyer de fracture en fonction du nombre et de la localisation des vis positionnées de manière excentrée. Notre étude a ainsi consisté en la mise en place d'un protocole et d'un dispositif expérimental permettant de déterminer la valeur de cette force au foyer de fracture suite à la mise en place d'une plaque d'ostéosynthèse LCP. En médecine humaine et vétérinaire, peu de données existent sur la valeur de cette force. La volonté de cette étude réside dans le fait de commencer à répondre à plusieurs questions : Quelle compression doit-on avoir au foyer de fracture pour avoir la guérison la plus optimale possible ? Quel serait le moyen le plus adéquat pour obtenir cette compression idéale ? Si le choix de la plaque vissée s'imposerait, quelle serait la meilleure configuration à adopter ? Quels sont les dommages pouvant être causés par une surcompression osseuse ? Est-ce qu'il y a une valeur de force à ne pas dépasser ? Est-ce que la densité osseuse influe sur la valeur de la compression au foyer de fracture ? Est-il possible d'extrapoler les résultats de notre étude en clinique ? Cette étude n'apportera qu'une toute partie des réponses.

Cette étude s'inscrit dans un cadre beaucoup plus large concernant la mise en compression au foyer de fracture mais aussi la mise en compression de la plaque sur l'os. Les réponses aux questions soulevées permettraient de venir compléter les recommandations d'utilisation actuelles des implants en médecine vétérinaire.

Ce premier travail s'intéresse à déterminer un protocole et un dispositif expérimentaux visant à connaître la valeur moyenne immédiate de la contrainte en compression au foyer de fracture obtenue après i) la mise en place d'une vis en position neutre à l'extrémité de la plaque sur le premier about osseux et d'une vis excentrée dont la localisation varie sur le second about osseux ii) la mise en place d'une vis en position neutre à l'extrémité de la plaque sur le premier about osseux et de deux vis en position excentrée dont la localisation varie pour l'une d'entre elles sur le second about osseux. Ici, seules deux configurations ont été testées mais d'autres seraient également intéressantes à investiguer notamment par la mise en place de la vis en position neutre proche du foyer de fracture ou par l'utilisation de vis excentrées uniquement.

L'hypothèse de notre étude repose sur le fait que la compression axiale obtenue ne dépend pas de la localisation des vis mais uniquement de leur nombre lorsqu'elles sont en position excentrée. Ainsi, la valeur de la compression axiale serait plus grande lors de l'utilisation de deux vis excentrées contrairement à l'emploi d'une seule vis tandis que la distribution des vis excentrées n'influerait pas sur la valeur de la compression axiale au foyer de fracture.

Approche physique du modèle expérimental

Notre modèle expérimental permet de mesurer la force de compression axiale. Ceci passe par l'utilisation de capteurs de force permettant de mesurer la force au foyer de fracture transmise par les abouts osseux modélisés par des cylindres. Ces capteurs ont été utilisés dans une seule dimension, soit selon l'axe de l'about osseux. Notre dispositif a été réalisé de sorte à ce que les autres types de forces (notamment en flexion et en torsion) qui peuvent être exercées soient nulles. Notre capteur nous indique la force en Newton (*Cf. Figure 22*).

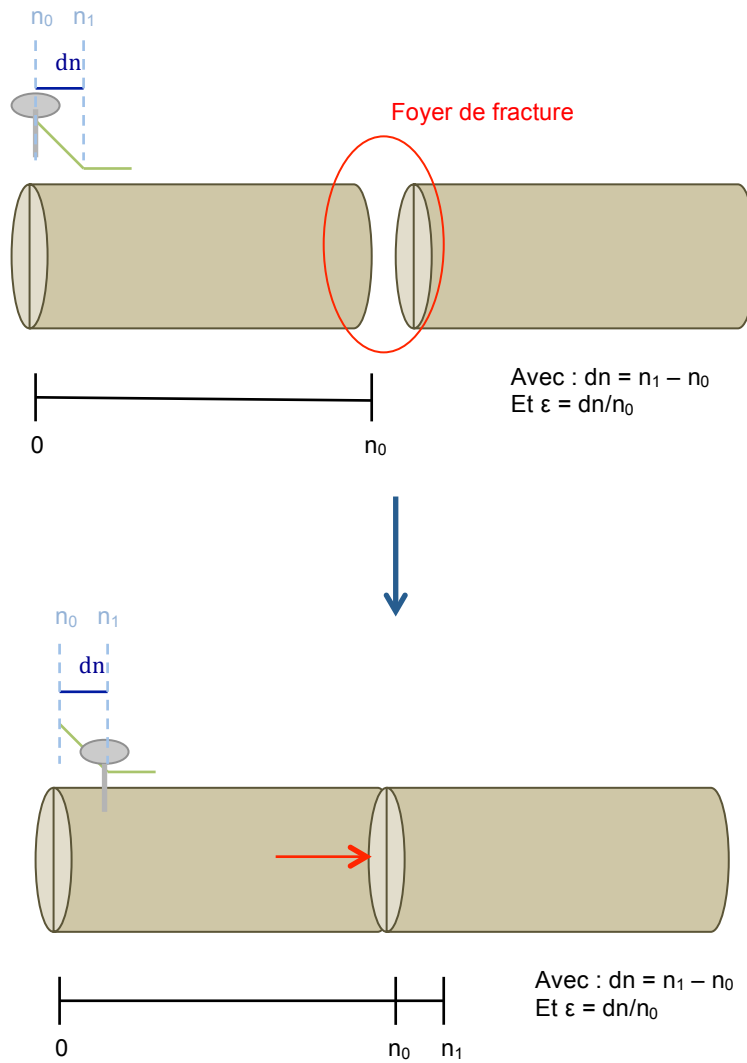


Figure 22 : Schématisation du modèle expérimental ; dn correspond au déplacement effectué par la vis et ainsi au déplacement effectué par l'about osseux ; la flèche rouge indique le déplacement réalisé par le tube suite au vissage de la vis.

II- Matériel

II.1 Matériel chirurgical d'expérimentation

Pour chaque essai, deux tubes en epoxy en fibres renforcées de 20 mm de diamètre et de 3 mm de paroi coupés à 80 et 85 mm de longueur étaient positionnés côte à côte dans un montage en aluminium. Celui-ci a été fabriqué sur mesure pour accueillir les tubes. Ces tubes avaient été au préalable sciés transversalement à l'aide d'une scie circulaire de marque Buehler IsoMet 1000[®] afin d'avoir 2 surfaces planes positionnées contre le capteur (*Cf. Figure 23*).

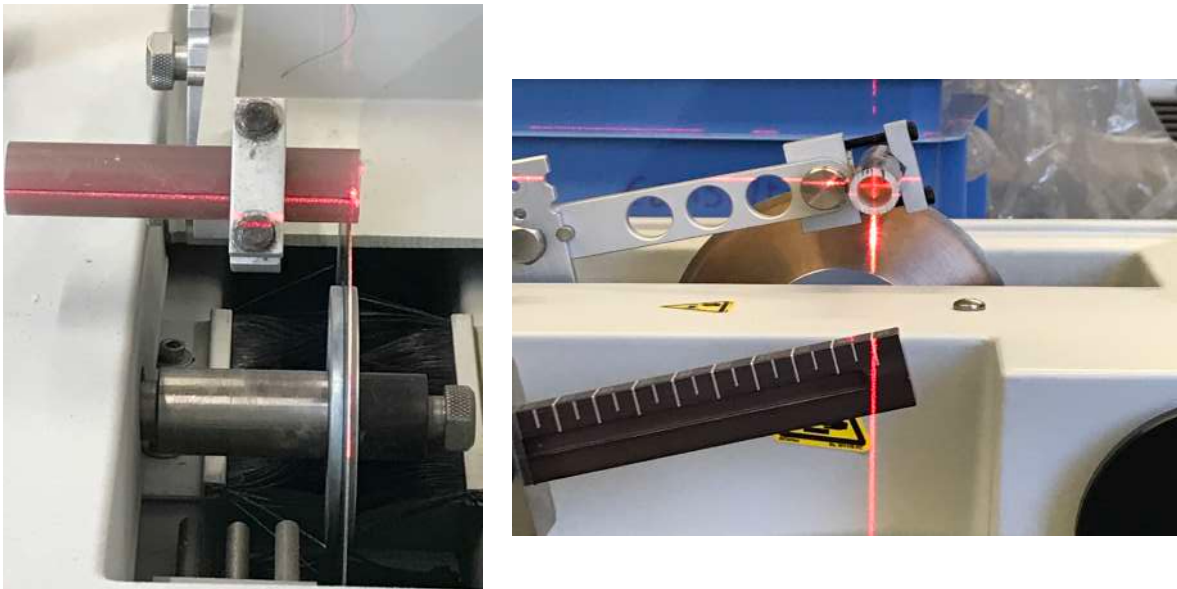


Figure 23 : Illustration représentant la découpe des tubes à l'aide de la scie circulaire et de lasers.

Les tubes étaient réutilisés autant de fois que possible. Le socle en aluminium était composé d'un pavé accueillant deux glissières métalliques elles-mêmes accueillant les tubes. A l'endroit de la représentation du foyer de fracture, deux rectangles d'aluminium remontaient des glissières du socle de part et d'autre de la section de chaque tube afin d'avoir une surface parfaitement lisse en contact avec les tubes. Sur la face opposée d'un des rectangles métalliques où s'effectuait la mise en compression, un téton permettant de venir accueillir le capteur a été ajouté (*Cf. Figure 24*).

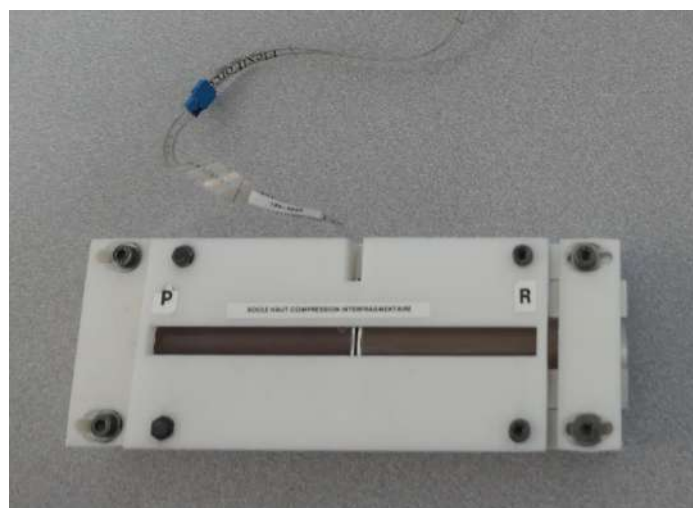
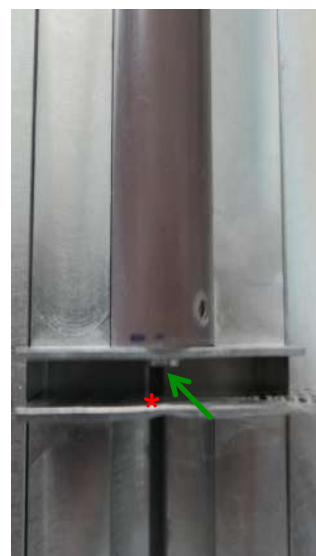
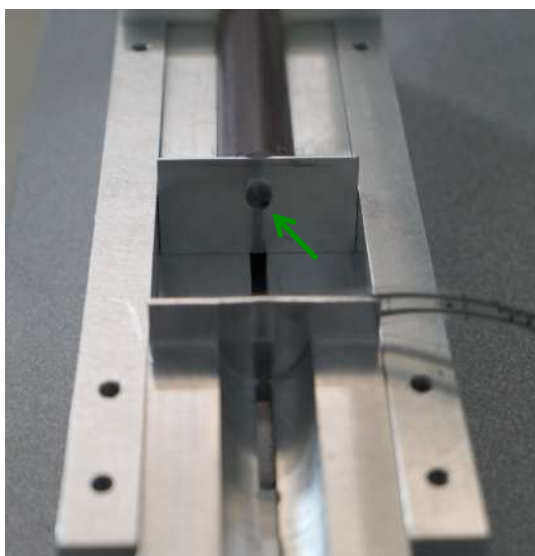
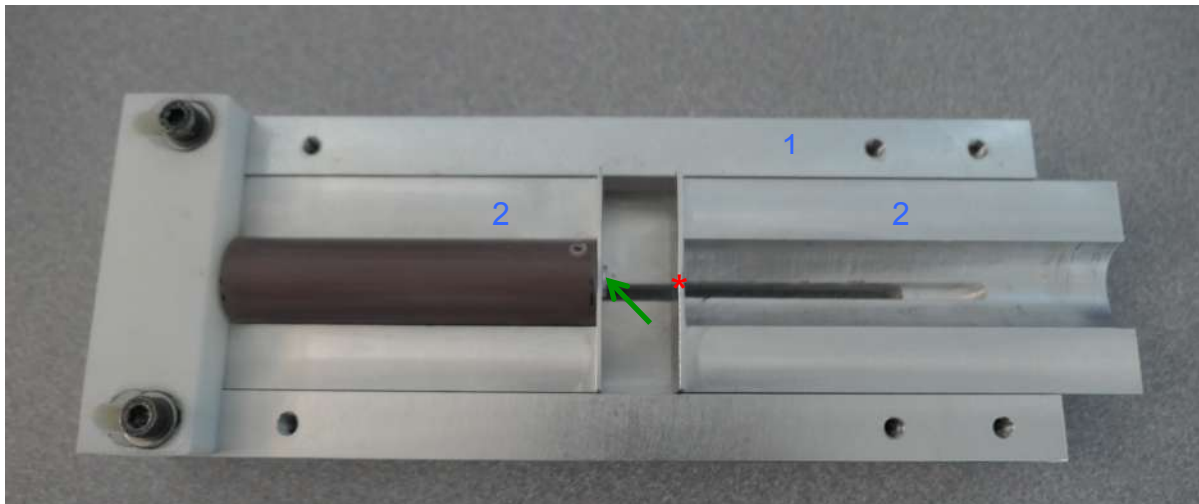


Figure 24 : Illustrations représentant le dispositif expérimental ; 1.Pavé du socle en aluminium ; 2.Glissières en aluminium ; flèche verte = téton ; étoile rouge = emplacement du capteur.

Ensuite, un couvercle en plastique imprimé en 3D était positionné par dessus les tubes et le socle en aluminium et fixé à l'aide de 4 boulons dans les quatres angles. Suite à sa mise en place, seulement la surface de travail (correspondant à l'emplacement de la plaque sur le tube) était visible et accessible. Une plaque LCP Synthes® pour vis corticales de 3,5 mm de 12 trous était alors apposée sur la surface de travail du tube.

Une fois cet ensemble réalisé, le montage était complété par un serre-joint de façon à immobiliser le montage en prenant appui sur le couvercle en plastique et sous la face de la table (Cf. Figure 25). Par ailleurs, deux lasers de marque Bosch® (gamme PCL 20) étaient utilisés pour permettre notamment à l'opérateur d'adopter la position adéquate pour le perçage puis la mise en place des vis de telle sorte que chaque vis soit mise de manière parfaitement perpendiculaire à la plaque et au tube. Le premier laser était positionné de façon à être dans l'axe longitudinal de la plaque et donc des trous et le deuxième était positionné de façon à être dans l'axe transversal du trou à utiliser. Les deux lasers étaient donc perpendiculaires entre eux (Cf. Figure 26).



Figure 25 : Illustration représentant le dispositif expérimental après mise en place du serre-joint.

Le perçage de chaque trou était réalisé à l'aide d'une perceuse-visseuse de marque Makita® et une mèche de 2.5 mm de diamètre à l'aide d'un guide-mèche universel LCP de marque Synthes®. Le taraudage était ensuite effectué avec un guide mèche adapté (Cf. Figure 26). Le début du vissage était réalisé à l'aide d'une

perceuse-visseuse identique et la fin du vissage était réalisée à l'aide d'un tournevis à la main à manche large de marque Wiha® dont le couple de serrage pouvait être choisi (sa calibration allant de 1 à 5 N.m). Pour nos expérimentations, le couple de serrage a été choisi arbitrairement à 1.5 N.m, valeur utilisée fréquemment.

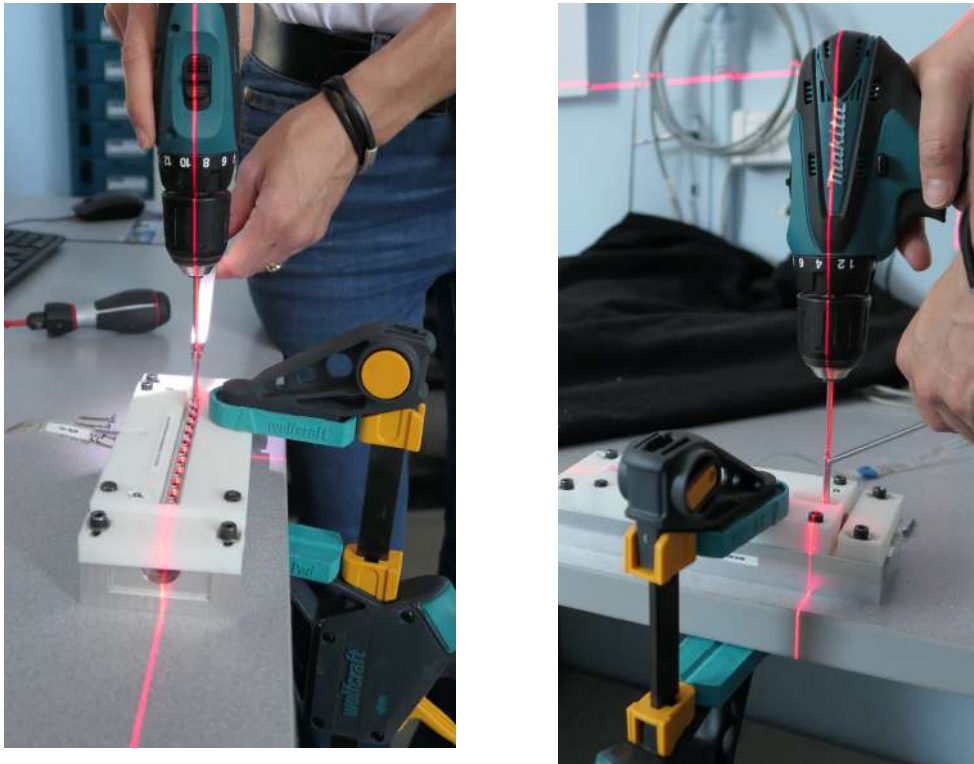


Figure 26 : Illustrations représentant l'utilisation des lasers pour le perçage

La plaque était tout d'abord fixée à une extrémité par une vis en position neutre sur le premier tube. L'autre tube, venant accueillir l'ensemble des trous pour les essais était changé une fois toutes les possibilités qu'il pouvait nous offrir épuisées.

En partant de l'extrémité opposée, les trous n°1 à 6 de la plaque ont été utilisés pour les expériences et la même plaque a été utilisée pour tous les essais. Chaque vis utilisée pour la fixation correspondait à une vis standard bicorticale de marque Synthes® de diamètre 3,5 mm et de longueur 28 mm en acier inoxydable. Elle était vissée après mise en place du guide mèche universel soit en position neutre soit en position excentrée, en fonction de la configuration propre à chaque essai. Chaque vis était renouvelée si des dommages macroscopiques ou une sensation différente au vissage par l'opérateur était mise en évidence.

II.2 Matériel de mesure

La force exercée au niveau de notre modèle expérimental de foyer de fracture était mesurée à l'aide d'un capteur de force de marque Flexiforce® modèle A201 possédant une étendue de mesure allant de 0 à 667 N avec une précision de 3%. Le capteur de pression était positionné entre les deux rectangles d'aluminium à hauteur du téton avant la mise en place du couvercle en plastique. Les données acquises par le capteur étaient traitées en direct par le logiciel Economical Load and Force Measurement by Tekscan® (version 4.3) permettant la visualisation des valeurs en temps réel de la force exercée.

Avant chaque essai, une mise en compression (correspondant à une pré-charge) d'une vingtaine de newtons était effectuée afin d'avoir une tare pour les mesures effectuées par la suite et ainsi de s'assurer que le capteur était correctement apposé contre les surfaces lisses en aluminium (Cf. *Figure 27*).

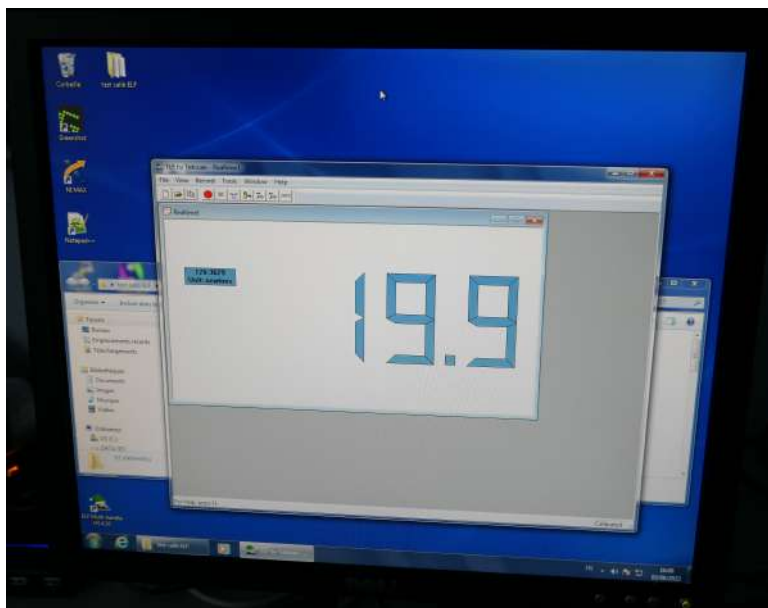


Figure 27 : Enregistrement en temps réel de la précontrainte par le logiciel ELF®.

III- Méthode

III.1 Expérimentation

Avant chaque essai, le montage expérimental décrit plus haut était mis en place et vérifié. La mise en place de la vis en position neutre fait partie intégrante de la mise en place du montage et non pas des essais. Le but de chaque essai était d'obtenir la valeur de la force exercée au foyer de fracture dans les premières secondes suivant la mise en place d'une ou plusieurs vis en position excentrée.

Deux types de configurations ont été testés :

- La première configuration (Cf. *Figure 28*) consistait en la mise en place d'une vis en position neutre dont la localisation ne variait pas et correspondait au trou n°12 associée à la mise en place d'une vis en position excentrée à l'opposé du foyer de fracture dont la localisation variait. Compte tenu du fait qu'il y avait six trous sur une moitié de plaques, six localisations différentes étaient possibles. Chaque localisation a été testée 10 fois, ce qui représente ainsi 6 localisations x 10 soit 60 essais pour la première configuration.

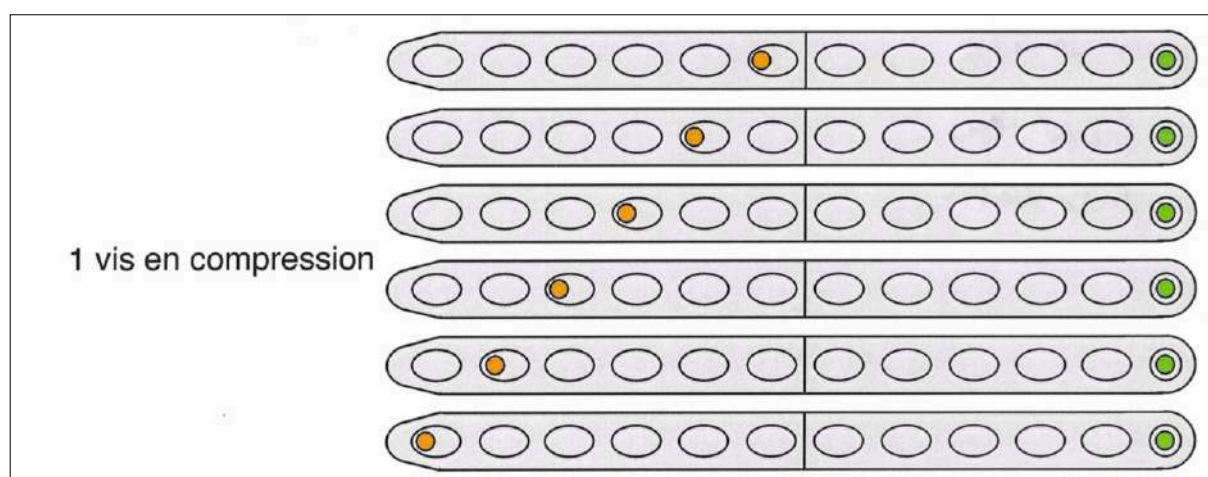


Figure 28 : Schéma représentant les différents essais de la configuration 1 ; rond vert = vis en position neutre ; rond orange = vis en position excentrée.

- La deuxième configuration (Cf. *Figure 29*) consistait en la mise en place d'une vis en position neutre dans le trou n°12 associée à la mise en place de 2 vis

en position excentrées. La première dans le trou le plus proche du foyer de fracture (trou n°6) et la deuxième dans les trous n°5, 4, 3, 2, et 1. Compte tenu du fait qu'il y avait cinq trous sur une moitié de plaques puisque le sixième était occupé par la première vis en position excentrée, cinq localisations différentes étaient possibles. Chaque localisation a été testée 10 fois, ce qui représente ainsi 5 localisations x 10 soit 50 essais pour la deuxième configuration.

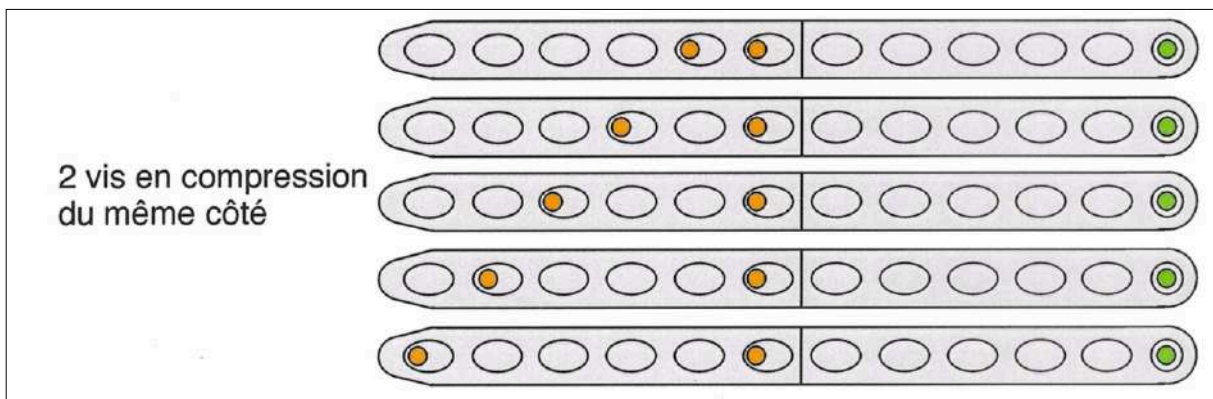


Figure 29 : Schéma représentant les différents essais de la configuration 2 ; rond vert = vis en position neutre ; rond orange = vis en position excentrée.

A la fin de chaque série de 5 ou 6 essais, la ou les vis excentrées étaient retirées puis la moitié de tube utilisée était pivotée sur elle-même afin de mettre une nouvelle surface de travail non utilisée et de commencer un nouvel essai. La plaque restait alors apposée à l'autre moitié de tube tenue par la première vis en position neutre mise en place au préalable.

Chaque essai pour la configuration 1 comprenait ainsi 7 étapes.

Etape 1 : Perçage du trou au niveau de l'aspect ovale du trou de la plaque permettant la mise en place d'une vis en position excentrée. L'opérateur devait percer en respectant bien l'axe de vissage soit perpendiculairement à la plaque. Les lasers permettaient de s'en assurer et d'avoir une meilleure répétabilité.

Etape 2 : Taraudage du trou percé.

Etape 3 : Vissage incomplet de la vis en position excentrée, soit avant que la tête de vis ne s'engage dans le trou excentré, à l'aide de la perceuse-visseuse dans le trou préalablement réalisé.

Etape 4 : Lancement de l'enregistrement sur le logiciel.

Etape 5 : Vissage complet de la vis en position excentrée à l'aide du tournevis à main jusqu'à entendre les deux « clics » du tournevis.

Etape 6 : Dévissage de la vis en position excentrée après environ 20 à 60 secondes.

Etape 7 : Arrêt de l'enregistrement.

Pendant l'ensemble du protocole de chaque essai, l'investigateur de l'étude pouvait suivre en temps réel l'évolution de la force exercée au foyer de fracture, en revanche, l'opérateur n'avait pas d'information lors du vissage sur la valeur de force obtenue.

Deux paramètres seront alors pris en compte dans l'analyse :

- La valeur maximale de la force exercée au foyer de fracture
- La valeur médiane de la force exercée obtenue quelques secondes après la valeur maximale.

Chaque essai pour la configuration 2 comprenait 14 étapes. Le début était similaire à celui de la configuration 1.

Etape 1 : Perçage du premier trou au niveau de l'aspect ovale du trou de la plaque permettant la mise en place d'une vis en position excentrée. Il s'agissait toujours du trou le plus proche du foyer de fracture. L'opérateur devait percer en respectant bien l'axe de vissage soit perpendiculairement à la plaque. Les lasers permettaient de s'en assurer et d'avoir une meilleure répétabilité.

Etape 2 : Taraudage du trou percé.

Etape 3 : Vissage incomplet de la vis en position excentrée, soit avant que la tête de vis ne s'engage dans le trou excentré, à l'aide de la perceuse-visseuse dans le trou préalablement réalisé.

Etape 4 : Perçage du second trou au niveau de l'aspect ovale du trou de la plaque permettant la mise en place d'une vis en position excentrée. Il s'agissait du trou dont la localisation variait. L'opérateur devait percer en respectant bien l'axe de vissage

soit perpendiculairement à la plaque. Les lasers permettaient de s'en assurer et d'avoir une meilleure répétabilité.

Etape 5 : Taraudage du trou percé.

Etape 6 : Vissage incomplet de la vis en position excentrée, soit avant que la tête de vis ne s'engage dans le trou excentré, à l'aide de la perceuse-visseuse dans le trou préalablement réalisé.

Etape 7 : Lancement de l'enregistrement n°1 sur le logiciel.

Etape 8 : Vissage complet de la première vis (la plus proche du foyer de fracture) mise en place en position excentrée à l'aide du tournevis à main jusqu'à entendre les deux « clics » du tournevis.

Etape 9 : Arrêt de l'enregistrement n°1.

Etape 10 : Lancement de l'enregistrement n°2 sur le logiciel.

Etape 11 : Dévissage partiel de la vis la plus proche du foyer de fracture (de sorte à ce que la tête de vis ne soit pas vissée et ne permette pas de déplacement)

Etape 12 : Vissage complet de la seconde vis (la plus éloignée du foyer de fracture) en position excentrée à l'aide du tournevis à main jusqu'à entendre les deux « clics » du tournevis.

Etape 13 : Vissage complet de la première vis (la plus proche du foyer de fracture) en position excentrée à l'aide du tournevis à main jusqu'à entendre les deux « clics » du tournevis.

Etape 14 : Arrêt de l'enregistrement n°2 et lancement de l'enregistrement « dévissage ».

Etape 15 : Dévissage des vis mises en place en position excentrée.

Etape 16 : Arrêt de l'enregistrement « dévissage ».

Quatre paramètres seront alors pris en compte dans l'analyse :

- La valeur maximale de la force exercée au foyer de fracture après mise en place de la première vis
- La valeur moyenne de la force exercée obtenue quelques secondes après la valeur maximale après mise en place de la première vis
- La valeur maximale de la force exercée au foyer de fracture après mise en place de la seconde vis
- La valeur moyenne de la force exercée obtenue quelques secondes après la valeur maximale après mise en place de la seconde vis

III.2 Etalonnage

Avant de démarrer les essais, le capteur de force a été calibré en suivant la procédure demandée par le logiciel. Le capteur à tester a été placé entre deux surfaces métalliques planes qui ont été soumises à une compression par l'intermédiaire d'une machine de test équipée d'un capteur de force. Plusieurs niveaux de force de 50 N à 450 N avec un pas de 50 N ont été exercées avec la machine de test afin de permettre l'étalonnage.

III.3 Méthode d'analyse statistique

L'analyse statistique des résultats a été réalisée à l'aide des logiciels Python et Excel stat. Les données n'avaient pas une distribution suivant une loi normale nécessitant ainsi l'utilisation de tests non paramétriques. Les résultats ont été considérés comme statistiquement significatifs lorsque $p\text{-value} < 0.05$. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé afin d'analyser les différences entre les configurations (A à F). Les configurations 1 et 2 n'ont pas pu être comparées du fait d'un biais important concernant la configuration 2.

IV – Résultats

IV.1 Valeur de compression lors de l'utilisation d'une vis en position excentrée dont la localisation varie

Chaque essai réalisé était enregistré lors de la mise en place de la vis en position excentrée. Les courbes obtenues pour chaque essai (Cf. Figure 30) étaient ensuite traitées à l'aide du logiciel Python afin d'extraire uniquement les valeurs de la force lors du vissage suivi du dévissage et d'en tirer les valeurs maximales et médianes de cette force.

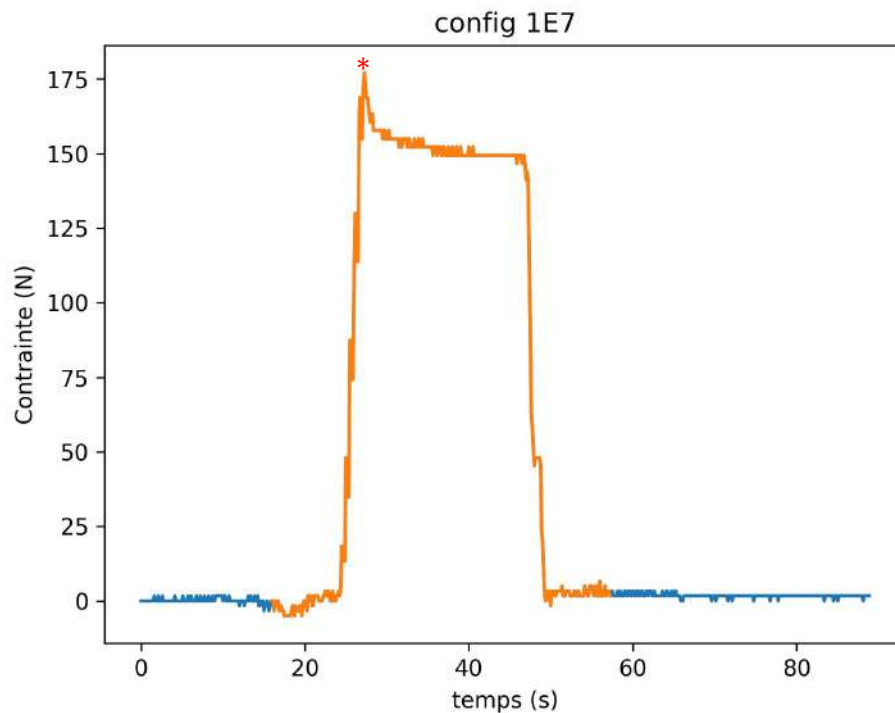


Figure 30 : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1E. Le tracé orange correspond aux valeurs gardées afin d'obtenir la valeur médiane de la force ; L'étoile rouge correspond à la valeur de la force maximale.

L'ensemble des courbes présentait une structure similaire avec une force maximale obtenue à la fin du vissage. La force décroissait ensuite jusqu'à tendre vers un plateau. Le dévissage entraînait naturellement un retour à une valeur s'approchant de celle de la pré-charge initiale.

Tableau 2 : Force de compression obtenue lors de l'utilisation d'une vis en position excentrée dont la localisation varie

Configuration 1	N	Cmax (N)	Cméd (N)	% d'écart entre Cmax et Cméd
A	10	120.6 +/- 12.3	103.4 +/- 12.7	14
B	10	149.6 +/- 35.9	129.5 +/- 28.4	13
C	10	149.7 +/- 28.5	135.1 +/- 28.5	9
D	10	152.1 +/- 25.0	139.4 +/- 23.1	8
E	10	149.4 +/- 22.5	132.5 +/- 21.5	11
F	9	182.4 +/- 26.7	156.0 +/- 26.7	14


N, nombre d'essais réalisés ; Cmax, force de compression maximale en Newtons ; Cméd, médiane de la force de compression obtenue en retirant la valeur de la pré-charge (tare).

L'homogénéité de chaque série d'essai a été démontrée ($p\text{-value} \gg 0.05$). On remarque que la valeur de force de compression la plus haute (Cmax) au foyer de fracture a été obtenue avec la configuration F avec une moyenne de 182.4 +/- 26.7 N, (l'étendue des valeurs allant de 97.5 à 268.3 N), suivie dans l'ordre des configurations D, C, B, E puis A. Un ordre quasi-similaire est constaté pour les valeurs de compression médianes : F > D > C > E > B > A (Cf. Tableau 2). Un écart d'environ 11% est observé entre la valeur de compression maximale et la valeur de compression médiane.


Les différentes configurations n'étaient significativement pas différentes concernant leur valeur médiane de compression au foyer de fracture, $p\text{-value} > 0.05$. L'ensemble des valeurs pour chaque configuration est disponible au sein des tableaux 3 et 4. Les statistiques descriptives comprennent également les moyennes, les écart-types et les coefficients de variation montrant à nouveau peu de variation entre les données. La valeur moyenne de compression la plus basse (72.0 N) a été obtenue avec la configuration A tandis que la valeur moyenne de compression la plus haute (248.1 N) a été obtenue avec la configuration C.

Tableau 3 : Statistiques descriptives concernant les configurations 1A, 1B et 1C.

Configuration 1A			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	77,0	72,9	72,0
2	106,8	101,6	100,4
3	123,9	89,4	92,7
4	147,7	131,1	131,3
5	135,7	125,2	126,3
6	138,3	132,8	131,9
7	130,0	82,2	83,0
8	116,8	103,7	103,7
9	116,1	95,0	95,5
10	113,2	100,0	100,6
moyenne	120,6	103,4	103,7
écartype	19,9	20,5	20,3
CV	0,2	0,2	0,2



Configuration 1B			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	85,0	82,3	82,0
2	163,9	138,9	140,0
3	201,7	182,2	182,5
4	223,9	207,2	205,5
5	98,0	90,0	95,4
6	228,3	158,3	176,3
7	132,8	113,8	114,7
8	183,9	156,1	157,3
9	89,8	79,3	79,8
10	89,1	86,5	86,0
moyenne	149,6	129,5	132,0
écartype	57,9	45,8	46,7
CV	0,4	0,4	0,4



Configuration 1C			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	144,4	129,7	130,4
2	165,0	145,6	145,0
3	110,4	89,4	89,2
4	164,4	145,0	145,4
5	111,8	104,0	104,0
6	266,7	246,7	248,1
7	153,9	134,4	137,3
8	173,3	159,4	159,0
9	104,6	99,4	99,0
10	102,3	97,0	95,6
moyenne	149,7	135,1	139,7
écartype	49,4	46,0	47,1
CV	0,3	0,3	0,3






Tableau 4 : Statistiques descriptives concernant les configurations 1D, 1E et 1F.


Configuration 1D			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	179,7	171,2	171,5
2	147,8	131,1	131,4
3	156,7	128,9	132,3
4	156,7	137,2	138,5
5	129,4	121,4	121,5
6	248,3	231,7	228,2
7	112,0	108,7	98,5
8	151,7	137,8	138,9
9	108,0	105,3	105,7
10	131,1	120,4	120,0
moyenne	152,1	139,4	138,7
écartype	40,3	37,3	37,3
CV	0,3	0,3	0,3



Configuration 1E			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	134,9	119,0	118,1
2	119,4	114,0	114,1
3	131,7	115,4	115,7
4	145,6	107,5	114,4
5	153,9	126,1	126,5
6	209,4	190,0	191,4
7	177,2	152,2	152,8
8	198,3	190,0	190,5
9	92,2	84,3	84,7
10	131,1	128,3	128,5
moyenne	149,4	132,7	133,7
écartype	36,3	34,7	34,5
CV	0,2	0,3	0,3




Configuration 1F			
N° de l'essai	Cmax	Cméd	Cmoy
1	/	/	/
2	201,7	182,2	183,0
3	172,8	147,8	150,8
4	163,3	149,4	149,2
5	142,2	129,7	130,2
6	216,1	146,7	147,5
7	238,3	218,9	219,8
8	268,3	210,0	218,2
9	97,5	92,2	92,3
10	141,1	127,4	128,7
moyenne	182,4	156,0	157,7
écartype	53,6	40,8	42,2
CV	0,3	0,3	0,3




IV.2 Valeur de compression lors de l'utilisation de deux vis en position excentrée dont la localisation varie pour l'une d'entre elles

Tableau 5 : Statistiques descriptives concernant les configurations 2A à 2E.


Configuration 2A			
N° de l'essai	F1	F2	F2/F1
1	105,8	186,5	1,76
2	209,10	249,60	1,19
3	231,1	348,4	1,51
4	97,1	214,2	2,21
5	89,7	129,9	1,45
6	201,9	214,3	1,06
moyenne	155,78	223,82	1,53
écartype	64,73	72,91	0,41
CV	0,42	0,33	0,27




Configuration 2B			
N° de l'essai	F1	F2	F2/F1
1	111,30	179,40	1,61
2	158,8	261,3	1,65
3	233,7	333,8	1,43
4	93,3	94,9	1,02
5	65,2	128	1,96
6	220,1	284,2	1,29
moyenne	147,07	213,60	1,49
écartype	69,06	94,12	0,32
CV	0,47	0,44	0,22



Configuration 2C			
N° de l'essai	F1	F2	F2/F1
1	94,5	189,8	2,01
2	175,2	276,3	1,58
3	223,4	369,9	1,78
4	77,6	146,3	1,89
5	75,4	190,1	2,52
6	175,9	229,2	1,3
moyenne	137,00	233,60	1,85
écartype	62,56	79,82	0,41
CV	0,46	0,34	0,22



Configuration 2D			
N° de l'essai	F1	F2	F2/F1
1	103,5	130,2	1,26
2	168,6	328,7	1,95
3	229,9	322,4	1,40
4	72,4	88,7	1,23
5	54,3	139,8	2,57
6	170,1	203,1	1,19
moyenne	133,13	202,15	1,60
écartype	67,48	102,38	0,55
CV	0,51	0,51	0,35



Configuration 2E			
N° de l'essai	F1	F2	F2/F1
1	86,7	245,7	2,83
2	152,1	316,4	2,08
3	216,9	309,4	1,43
4	72,1	149,3	2,07
5	45,7	203,9	4,46
6	ND	ND	ND
moyenne	114,70	244,94	2,57
écartype	69,29	70,88	1,17
CV	0,60	0,29	0,45




Tableau 6 : Force de compression obtenue lors de l'utilisation de deux vis en position excentrée dont une ayant sa localisation qui varie

Configuration 2	N	Cmoy (en N)	F2/F1
A	6	223,82 +/- 58.3	1.53
B	6	213.6 +/- 75.3	1.49
C	6	233.6 +/- 63.9	1.85
D	6	202.2 +/- 81.9	1.6
E	5	245.0 +/- 62.1	2.57

N, nombre d'essais réalisés ; Cmax, force de compression maximale en Newtons ; Cmoy, moyenne de la force de compression obtenue en retirant la valeur de la pré-charge (tare) ; F1, premier vissage de la vis la plus éloignée du foyer de fracture ; F2, second vissage de la vis la plus éloignée du foyer de fracture et de celle la plus proche du foyer de fracture.

Un biais conséquent lors des expérimentations de la configuration 2 a été mis en évidence (Cf. *Partie 3, 1.2*) et ne permet donc pas d'interpréter avec certitude les résultats. Les coefficients de variation sont ainsi beaucoup plus élevés que pour la configuration 1 allant jusqu'à 0.6.

Le faible nombre d'essais réalisés (5 ou 6 en fonction des configurations) est imputable à la révélation du biais.

Les rapports F2/F1 permettent de comparer le vissage d'une seule vis excentrée avec celui de deux vis excentrées et sont interprétables au vu des coefficients de variation plus faibles. C'est avec la configuration 2E que le rapport obtenu était le plus grand (2.57) mais seulement 5 essais ont été réalisés pour cette configuration. Le rapport le plus bas (1.53) a été obtenu avec la configuration 2A (Cf. *Tableau 6*). Le vissage de deux vis excentrées semble ainsi amener une compression axiale plus importante que le vissage d'une seule vis excentrée sur un même about osseux.

Partie 3 : Discussion

I- Discussion du matériel utilisé et pistes d'améliorations

I.1 Choix du tube

Afin de s'affranchir des caractéristiques propres à celles de l'os pouvant interférer avec les essais, des tubes creux en epoxy ayant les propriétés de l'os cortical ont été utilisés pour l'étude.

L'usage de tube creux a soulevé une problématique concernant l'axe de perçage. En effet, pour certains essais, suite au perçage de la première corticale, la mèche utilisée ne suivait pas correctement un axe vertical. Ainsi, le trou réalisé dans la seconde corticale n'était pas en face de celui réalisé dans la première corticale engendrant ensuite une vis non vissée perpendiculairement à la plaque. Ce phénomène modifiait ainsi le déplacement réalisé par la vis et donc la valeur de la compression au foyer de fracture. L'utilisation d'un tube plein permettrait sans doute d'éviter ce biais (Cf. Figure 31).

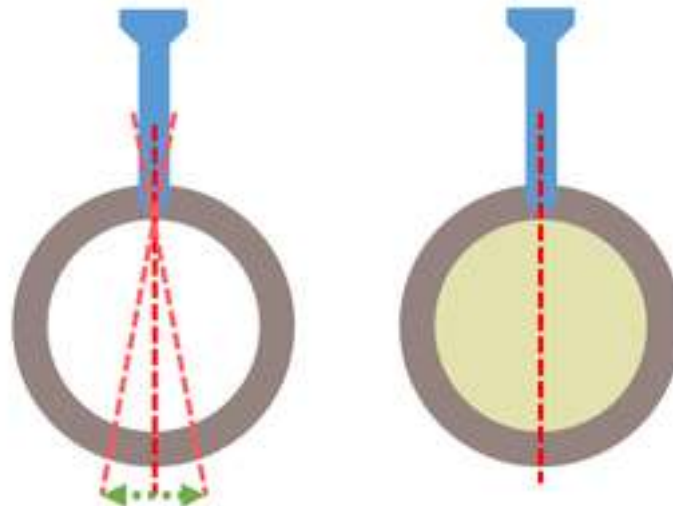


Figure 31 : Schéma représentant la différence d'axe de perçage en fonction du milieu intérieur du tube

Or, si la vis n'est pas vissée perpendiculairement, la valeur de la force au foyer de fracture est modifiée.

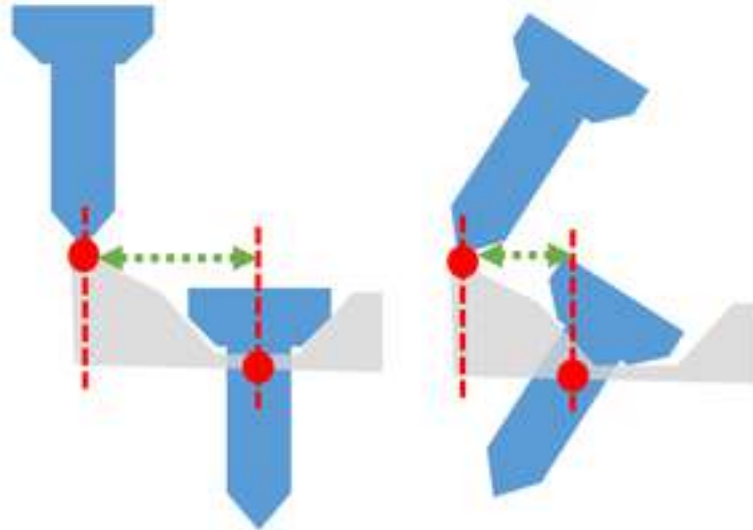


Figure 32 : Schéma représentant les effets sur le déplacement d'une vis vissée perpendiculairement à la plaque (gauche) et d'une vis vissée non perpendiculairement à la plaque (droite)

Le choix d'un tube plein permettrait d'avoir un axe de vissage perpendiculaire et plus répétable (Cf. Figure 32), de plus, un tube plein s'approcherait plus des propriétés mécaniques et structurales d'un os conventionnel. De plus, l'utilisation de ce type de tube dans les études biomécaniques précédentes a été avérée (Lucas et al., 2016), (Heiner et al., 2001), (Queneville et al., 2010).

La section des tubes, réalisée à l'aide d'une scie circulaire comme évoquée plus haut, permettait d'avoir une section la plus plane et la plus lisse possible permettant ainsi de transmettre au mieux les charges reçues par le tube à la plaque métallique d'aluminium apposée à ce dernier.

L'utilisation d'un même tube pour réaliser plusieurs séries d'essais en le faisant pivoter peut être discutable. Effectivement, chaque matériau possède une élasticité qui lui est propre. Ainsi, plus le tube possédait de trous, moins la force obtenue était importante puisque la charge était « absorbée » par la nouvelle structure du tube du fait de la présence de trous. Par ailleurs, plusieurs études montrent que la résistance de l'os en compression et en traction est diminuée par les trous de vis. D'autant plus qu'environ 8 semaines sont nécessaires afin d'obtenir une cicatrisation des trous de vis après leur ablation.

Le diamètre du tube par rapport à celui du capteur de pression ne semble pas influencer les résultats du fait de la présence d'une surface métallique séparant le

tube du capteur de pression. En effet, la plaque métallique concentre l'ensemble de la charge transmise par la section du tube.

La longueur du tube a été décidée en fonction de la longueur de la plaque utilisée et ne semble pas influencer les résultats de l'étude.

Une étude sur cadavre reste primordiale afin de confirmer les résultats trouvés avec notre modèle. D'autres études cliniques sont nécessaires afin de vérifier l'impact clinique de nos résultats.

I.2 Choix et fixation du support

L'utilisation d'un socle en aluminium a permis de réduire les forces de frottement par rapport à l'utilisation de plastique imprimé en 3D (comme celui du couvercle) présentant des défauts de surface et amenant ainsi des rugosités.

Cependant, il reste un matériau malléable et donc qui se déforme plus facilement sous la charge, un matériau plus rigide comme l'acier par exemple permettrait d'avoir une meilleure répétabilité entre les premiers et les derniers essais. Ce défaut a pu être objectivé notamment au niveau de la surface rectangulaire métallique faisant face au téton qui s'est trouvée légèrement déformée. Augmenter l'épaisseur de cette surface ne semble pas être la meilleure des solutions contrairement à augmenter le diamètre du téton qui permettra une déformation moindre puisque les charges appliquées seront réparties sur une plus grande surface. L'utilisation d'un lubrifiant métallique afin que le tube coulisse facilement peut être aussi une piste d'amélioration.

La principale rectification à apporter à notre dispositif reste la largeur trop étroite de la fente des glissières métalliques (*Cf. Figure 33*). En effet, des résultats aberrants lors des essais réalisés lors de la configuration 2 nous ont permis d'observer que parfois l'extrémité des vis venait en contact avec le socle en aluminium ce qui exerçait des forces de friction non souhaitées et engendrait ainsi une valeur de force de compression au foyer de fracture anormale. La répartition des forces reçues par le capteur était alors inégale causant une déformation des glissières en aluminium du dispositif expérimental (*Cf. Figure 34*). Il est difficile de dire quels essais ont été impactés par ce phénomène, les résultats de la

configuration 1 ne paraissant pas aberrants (Cf. Figures 38 et 39) contrairement à ceux de la configuration 2 (Cf. Figure 40).

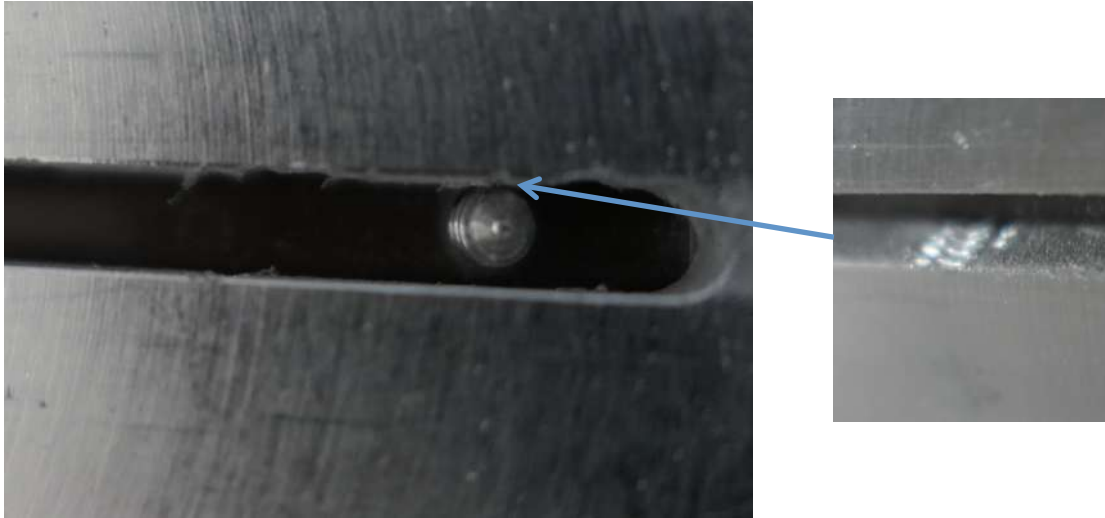


Figure 33 : Photographies montrant la vue de dessous du dispositif expérimental et représentant le vissage imprévu de la vis dans le socle en aluminium

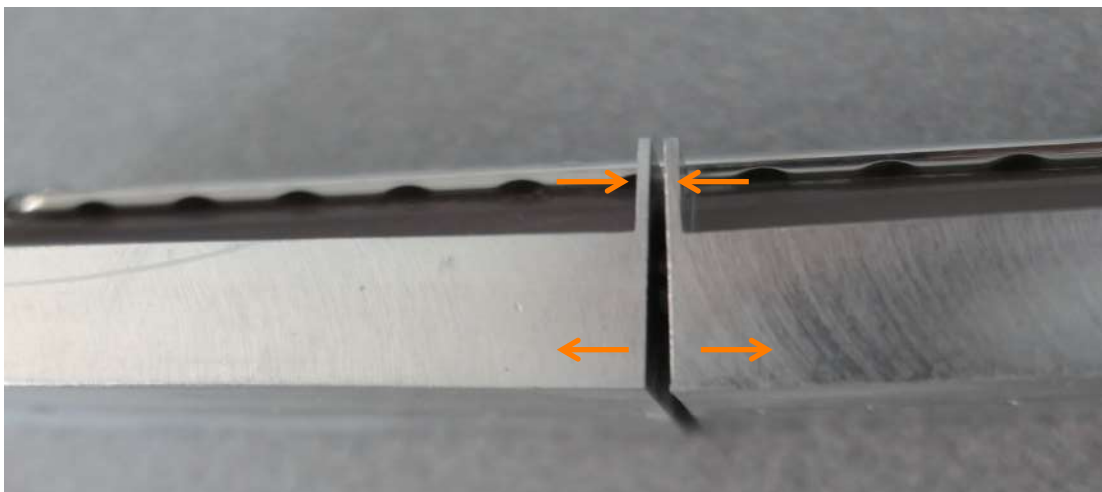


Figure 34 : Photographie illustrant les conséquences d'un vissage dans le socle en aluminium sur le dispositif expérimental ; les flèches oranges représentent les forces en traction engendrées non attendues.

Par ailleurs, un défaut de filetage des trous en aluminium nécessaires pour fixer les pièces en plastique a été notifié au fur et à mesure des essais. On ne peut pas non plus écarter le fait que les pièces en plastique de part et d'autres des tubes aient travaillées au fur et à mesure des essais au niveau de la section des tubes qu'elles accueillait et pouvaient ainsi jouer un rôle sur la valeur de la force obtenue par leur déformation. Cependant, ce défaut d'usure était effacé par le choix d'utiliser une pré-charge à chaque début d'essai.

Les forces de frottements engendrées par le couvercle en plastique sur le tube restent à être évaluées même si elles semblent négligeables dans l'approche réalisée.

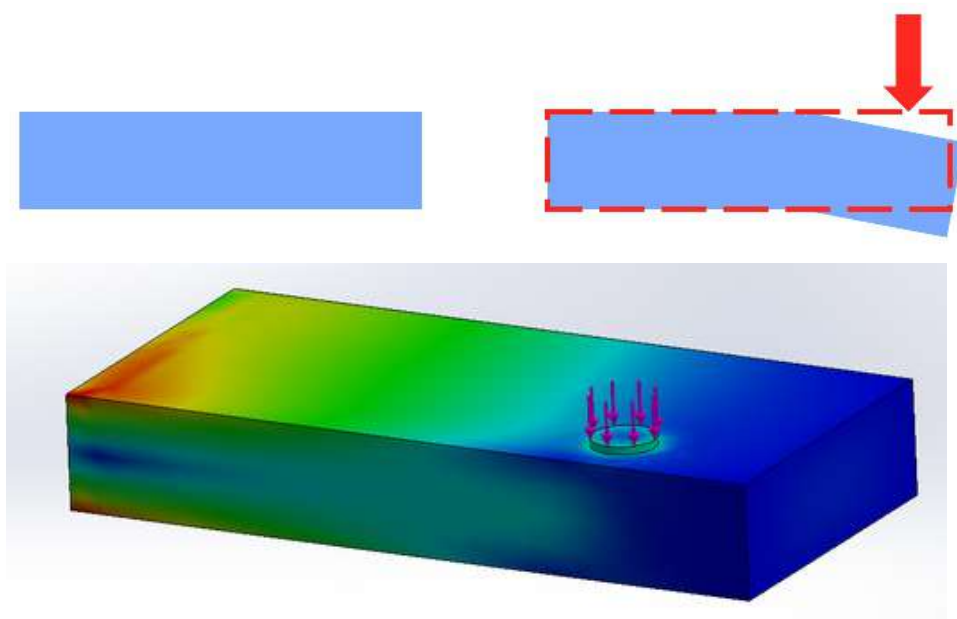


Figure 35 : Schémas représentant les effets d'une contrainte locale réalisés sur le logiciel SolidWorks ; La contrainte locale expose à une compression plus grande au foyer de fracture (ici représentée par les zones rouges).

La fixation du support était réalisée à l'aide d'un serre-joint comme évoqué plus haut, or, le serre-joint applique une contrainte locale sur le support ce qui peut ainsi déformer le dispositif et fausser la valeur de la force évaluée (Cf. Figure 35).

Une des pistes d'amélioration du montage pourrait ainsi être de fixer à ses quatre angles le support directement à la table à l'aide de vis par exemple.

I.3 Choix du capteur et utilisation

Un capteur d'épaisseur fine et sous forme de disque reste le capteur le plus adaptable et adéquat à notre dispositif. Son utilisation, quant à elle, peut être améliorée, le téton utilisé étant d'un diamètre plus petit que celui du capteur, la contrainte appliquée n'était potentiellement pas uniforme sur l'ensemble de la surface du capteur. Cependant, le diamètre du téton a été déterminé en fonction des recommandations du fabricant du capteur. Ce diamètre est plus faible que le capteur lui-même ce qui est susceptible d'entraîner au fil des essais, une détérioration de l'interface entre la surface de contact (surface contre le téton) et le reste de la surface du capteur (surface libre, sans contact avec le téton) ainsi qu'une usure plus grande de la surface en permanence utilisée (surface contre le téton) par rapport à la surface non utilisée (surface libre, sans contact avec le téton). Cependant, la vérification du capteur de force n'a pas montré d'endommagement macroscopique entre les essais.

La résultante de la charge appliquée à la section du tube est transmise à l'ensemble de la surface de la plaque métallique. Puis, cette force, reçue par la surface de contact de la plaque métallique rectangulaire est concentrée sur l'ensemble du téton qui la transmet au capteur accolé au téton. Le téton permet de concentrer les forces reçues.

I.4 Choix du guide, de la plaque et des vis

Le choix s'est porté sur un implant LCP standard pour vis de 3,5 mm, taille de vis et implant qui sont très utilisés et pour lesquels la littérature est abondante. La plaque n'a pas été changée contrairement aux vis dont l'utilisation répétée pouvait risquer de les endommager et fausser ainsi les résultats. On ne peut cependant pas exclure un endommagement de la pente présente dans le trou ovale de la plaque utilisée lors des essais. La vérification de la plaque et des vis utilisées n'a pas montré d'endommagement macroscopique notamment destruction de l'empreinte des têtes de vis.

Le guide mèche universel utilisé était celui préconisé par le fabricant. Il s'agit d'un guide qui a une double utilisation qui est soit de placer une vis en position

neutre soit de placer une vis en position excentrée. Lorsque l'on appuie, le viseur se place dans le trou où la vis sera en position neutre et inversement lorsque l'on n'appuie pas, il se place de manière à positionner la vis de façon excentrée. Ainsi, le fait d'appuyer, ne serait-ce que légèrement peut induire un déplacement de quelques dixièmes de millimètres influant sur la compression en conséquence.

I.5 Utilisation des lasers

L'utilisation de lasers permettait à l'opérateur d'avoir la position adéquate afin de forer et ainsi de mettre la vis de manière parfaitement perpendiculaire à la plaque. Ce procédé est indispensable puisque si la vis n'est pas vissée dans l'axe perpendiculaire à la longueur et à la largeur de la plaque, son déplacement lors du vissage ne sera pas le même et aura des conséquences sur la compression au foyer de fracture. L'utilisation des lasers a permis ainsi d'avoir une meilleure répétabilité pour chaque essai. Une des pistes d'amélioration pour améliorer la précision des résultats serait de fixer un laser directement sur la perceuse qui projetterait un faisceau à la localisation du forage.

II- Discussion du protocole

Le protocole a été choisi en s'appuyant au maximum sur des pratiques opératoires chirurgicales et mécaniques usuelles. Notamment lors de la réalisation de la configuration 2, la vis excentrée la plus éloignée du foyer de fracture était toujours vissée en premier pour avoir ensuite un maximum de compression au foyer de fracture lorsque les deux vis excentrées étaient mises en place. En effet, si la première vis excentrée vissée correspondait à celle la plus proche du foyer de fracture, la compression lors du vissage de la seconde ne s'effectuerait pas au foyer de fracture mais à l'endroit du vissage de la première vis excentrée et présenterait peu d'utilité. D'autres techniques de compression auraient pu être comparées, comme par exemple celle du clou centro-médullaire, qui peuvent générer des forces en compression plus importantes (Virkus et al., 2008), (Lucas et al., 2016).

Le recours à un plan d'expériences permettrait de limiter les essais tout en ayant des résultats pertinents.

L'utilisation d'une précharge a été choisie afin d'avoir une valeur « tare » permettant d'avoir une valeur de référence pour chaque essai et de la retrancher ensuite aux valeurs de forces étudiées. En ce sens, chaque essai débutait avec une valeur de précharge définie permettant de s'assurer de la valeur exacte de la force étudiée. L'ensemble des essais a été réalisé par le même opérateur.

Une précision concernant les étapes d'acquisition serait bénéfique pour une analyse plus rapide et uniforme des résultats. Cela passe par la détermination d'une durée d'acquisition définie suivant la mise en compression du foyer de fracture.

Le tube utilisé pourrait être changé à chaque série d'essai afin d'améliorer la répétabilité et éviter d'avoir un tube dont la porosité est inconnue, celle-ci pouvant influencer directement sur la compression au foyer de fracture.

Enfin, le nombre d'essais réalisé pour chaque configuration pourrait être augmenté afin d'améliorer la précision des résultats.

III- Discussion des résultats

Notre étude reste soumise à plusieurs limites tout comme la plupart des études biomécaniques. La première relève du domaine clinique, étant donné que nous ne connaissons pas la valeur optimale de compression au foyer de fracture amenant l'union adéquate, il paraît difficile d'évaluer l'exactitude de nos valeurs.

Configuration 1

A l'aide du test de Kruskal-Wallis, nos résultats ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les différentes configurations 1 (A à F) testées, $p\text{-value} > 0.05$. Notre hypothèse de départ a été confirmée. La localisation d'une unique vis excentrée ne semble ainsi ne pas avoir d'influence sur la valeur de la compression au foyer de fracture. Néanmoins, plusieurs biais peuvent être soulevés.

Tout d'abord, la majorité des courbes obtenues présentaient une diminution de la compression après l'obtention d'une compression maximale à la fin du vissage pour ensuite atteindre une phase de plateau. À la lueur de *Virkus et al., 2008*, cette conformation de courbe peut être imputable à la relaxation et au fluage de la construction et du modèle d'os utilisé. Ceci est ainsi directement lié aux propriétés viscoélastiques du matériau utilisé et pourra donc être observé également *in vivo*.

Les résultats obtenus diffèrent légèrement de ceux pouvant être trouvés dans la littérature, avec un modèle osseux et une ostéosynthèse similaire, la valeur de compression au foyer de fracture avoisinait en moyenne 319 N (*Virkus et al., 2008*).

Les résultats ont été analysés en se portant sur les médianes obtenues afin d'approcher au maximum la valeur de la compression axiale au foyer de fracture et de pouvoir utiliser un test de Kruskal-Wallis. Cependant, les moyennes restaient similaires aux valeurs médianes et auraient pu être utilisées. Le choix d'une valeur unique après un temps défini nous paraissait moins exact pour déterminer la valeur de compression au foyer de fracture même si d'après la littérature, la valeur de la compression ne diminue plus après $t=60$ secondes lorsque l'on considère la fin de notre vissage à $t=0$.

Ensuite, il est à noter que certaines courbes présentaient des particularités comme notamment parfois une valeur de force maximale obtenue en fin de plateau

(Cf. Figure 37) ou une zone de plateau difficilement identifiables pouvant aussi interférer avec l'analyse des résultats (Cf. Figure 36).

Ce sont les raisons pour lesquelles, il nous semble préférable de retenir les valeurs maximales pour pouvoir les comparer à celles obtenues précédemment. Dans cette étude, les valeurs maximales sont du même ordre de grandeur que celles trouvées par *Wheatley et al., 2021* avec une seule vis excentrée ou avec 2 vis excentrées du même côté de la plaque. En revanche, elles sont 50 à 60 % plus faibles que celles rapportées par *Virkus et al., 2008 et Jermyn et al., 2011* Cette différence est explicable par la différence de protocole pour la mise en compression avec une mesure indirecte de la force de compression (Jermyn et al, 2011) et par la différence d'implant (plaques pour vis de 4,5 mm (Virkus et al., 2008)). Quant à l'étude *in vivo* (Perren et al., 1969) avec des plaques DCP pour vis de 4,5 mm qui a observé des forces de l'ordre de 981 N soit 6,5 fois plus que dans notre étude, il est possible que cette différence soit liée aux implants différents et à la méthode de calcul de la force à partir de la déformation de la plaque.

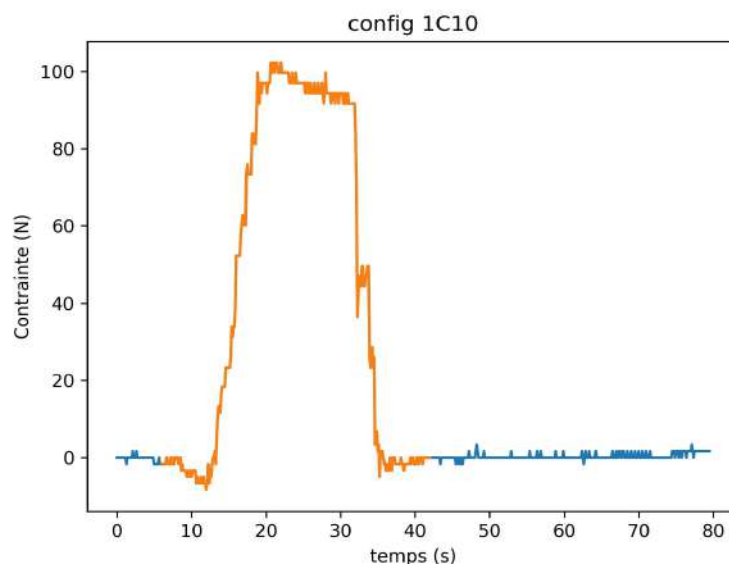


Figure 36 : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1C. Le tracé orange correspond aux valeurs gardées afin d'obtenir la valeur médiane de la contrainte.

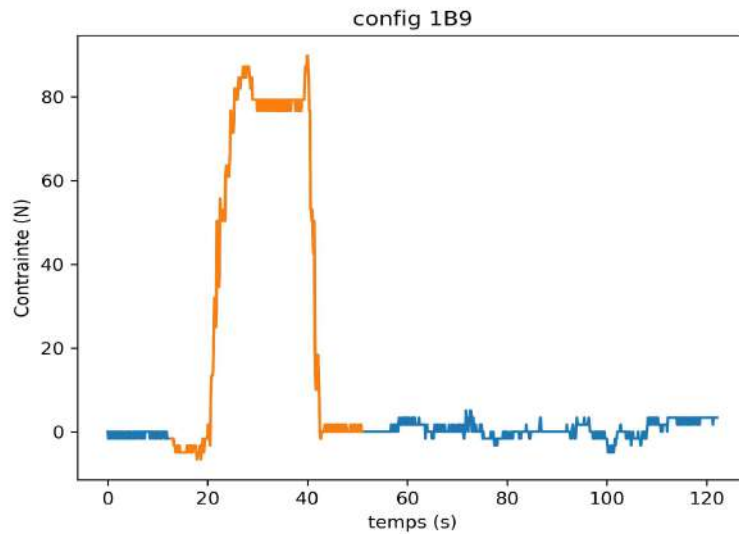


Figure 37 : Courbe de la force en compression obtenue au foyer de fracture en fonction du temps pour un des essais de la configuration 1B. Le tracé orange correspond aux valeurs gardées afin d'obtenir la valeur médiane de la contrainte.

Par ailleurs, un même tube pouvait être utilisé pour plusieurs séries d'essais, ainsi, un nombre de trous inconnu préexistait sur le tube avant de réaliser la série d'essai. Or, la charge observée n'est pas répartie de manière similaire dans un matériau plus poreux. En effet, elle a tendance à se dissiper plus facilement. C'est pourquoi, il serait nécessaire de vérifier l'homogénéité de la charge en fonction du nombre de trous réalisés sur le tube ou d'améliorer la répétabilité en changeant de tube à chaque série d'essai. Cet argument pourrait justifier en partie les valeurs atypiques obtenues pour la série 6 (Cf. Figures 38 et 40). La distribution des résultats intra-configuration (Cf. Figure 39) est principalement concentrée autour de la médiane et des valeurs basses exceptée pour la configuration B où les résultats sont plus dispersés.

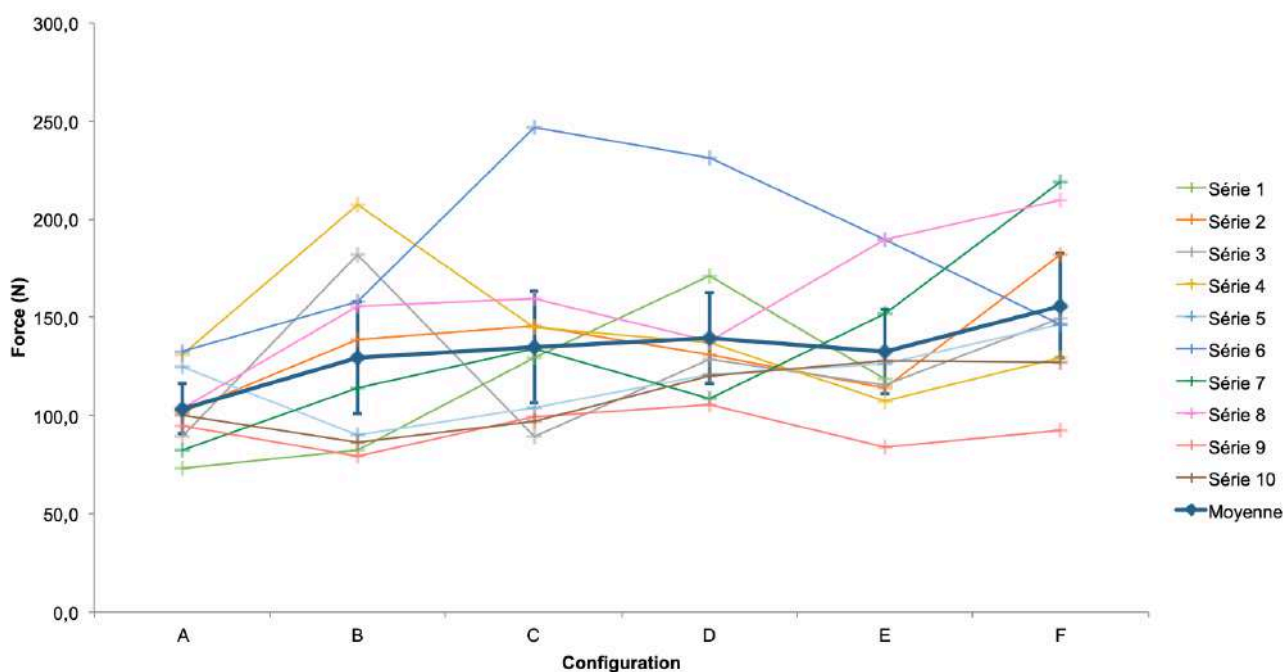


Figure 38 : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression médianes obtenues pour chaque configuration. Chaque série d'essai comprenait les configurations A à F et était réalisée sur le même tube. Pour chaque configuration, 10 essais ont été réalisés

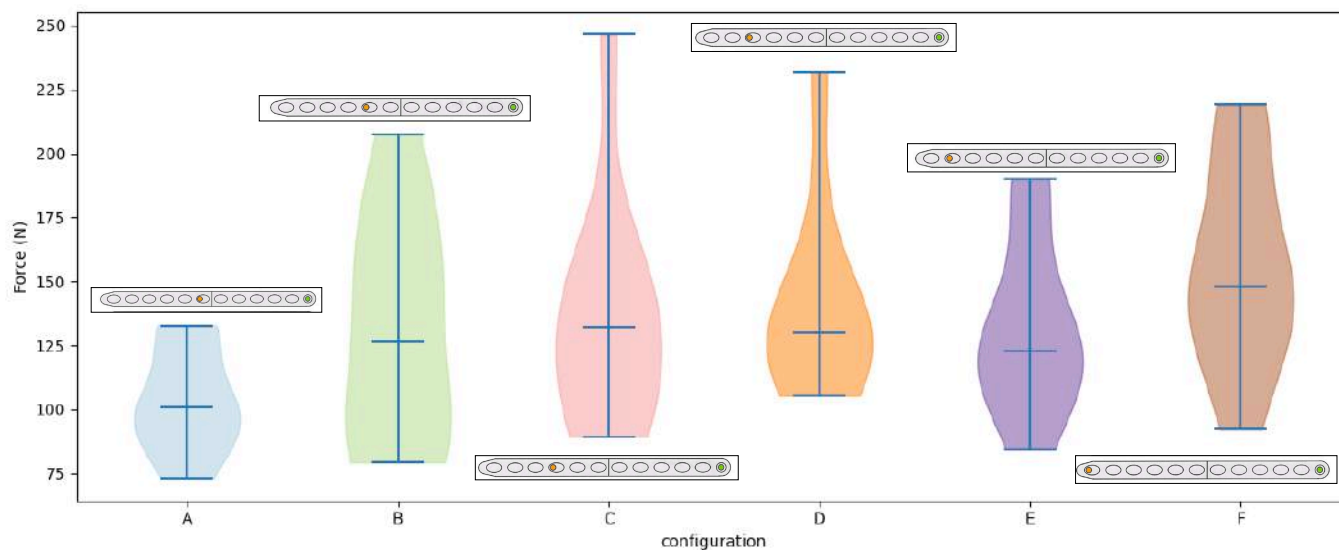


Figure 39 : Représentation graphique illustrant la distributivité des valeurs de compression médianes obtenues pour chaque configuration 1. Pour chaque configuration, 10 essais ont été réalisés.

Une différence peut être perçue entre les configurations A et F, les intervalles de confiance ne se recoupant pas. En effet, on remarque globalement une différence non négligeable de 1.5 entre les valeurs obtenues pour la configuration A et celles obtenues pour la configuration F. L'écart entre ces deux configurations peut s'expliquer par un bras de levier plus grand pour la configuration F (vis testée la plus éloignée du foyer de fracture) que pour la configuration A (vis testée la plus proche du foyer de fracture). Par ailleurs, une autre justification pourrait également être qu'il n'y avait que 9 essais comptabilisés pour la configuration F alors qu'il y en avait 10 pour les autres configurations (Cf. Figures 38, 39 et 40). Par ailleurs, les biais relevés précédemment, notamment le possible contact de l'extrémité de la vis avec le socle en aluminium, sont susceptibles d'interférer avec les valeurs relevées.

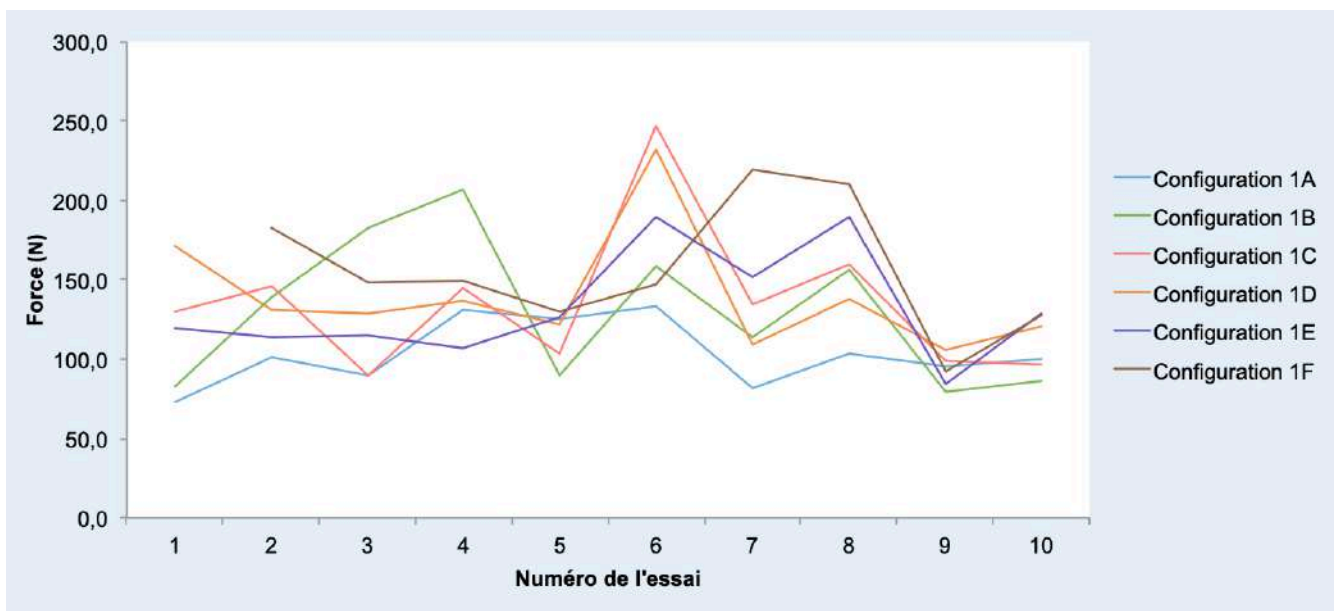


Figure 40 : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression médiane obtenues en fonction du numéro de l'essai. Chaque série d'essai comprenait les configurations A à F et était réalisée sur le même tube. Pour chaque configuration, 10 essais ont été réalisés.

Ainsi, la localisation d'une unique vis excentrée ne semble pas influencer sur la valeur de compression axiale au foyer d'une fracture simple. La compression axiale permettant la stabilité et la cicatrisation osseuse primaire.

Configuration 2

La configuration 2 évalue l'effet sur la compression de l'utilisation de deux vis excentrées par rapport à une seule vis. Or, un biais conséquent lors de nos expériences ne permet pas d'interpréter avec fidélité les résultats. Cependant, il est tout de même intéressant de noter que le rapport comparant le vissage d'une seule vis excentrée et le vissage de deux vis excentrées en utilisant le même modèle s'étend de 1.49 à 2.57 entre les configurations. Ainsi, il semblerait que l'usage de deux vis excentrées amène une compression au minimum 1.5 fois plus grande que celui d'une seule vis excentrée. Il n'est pas possible de conclure sur l'influence de la localisation des deux vis excentrées. La *Figure 41* permet de montrer l'étendue majeure des valeurs obtenues pour la configuration 2 rendant les résultats ininterprétables.

Enfin, d'autres configurations, notamment l'emploi de deux vis excentrées sans vis neutre ou l'emploi d'une vis neutre proche du foyer de fracture associée à une vis excentrée dont la localisation varie seraient intéressantes à tester.

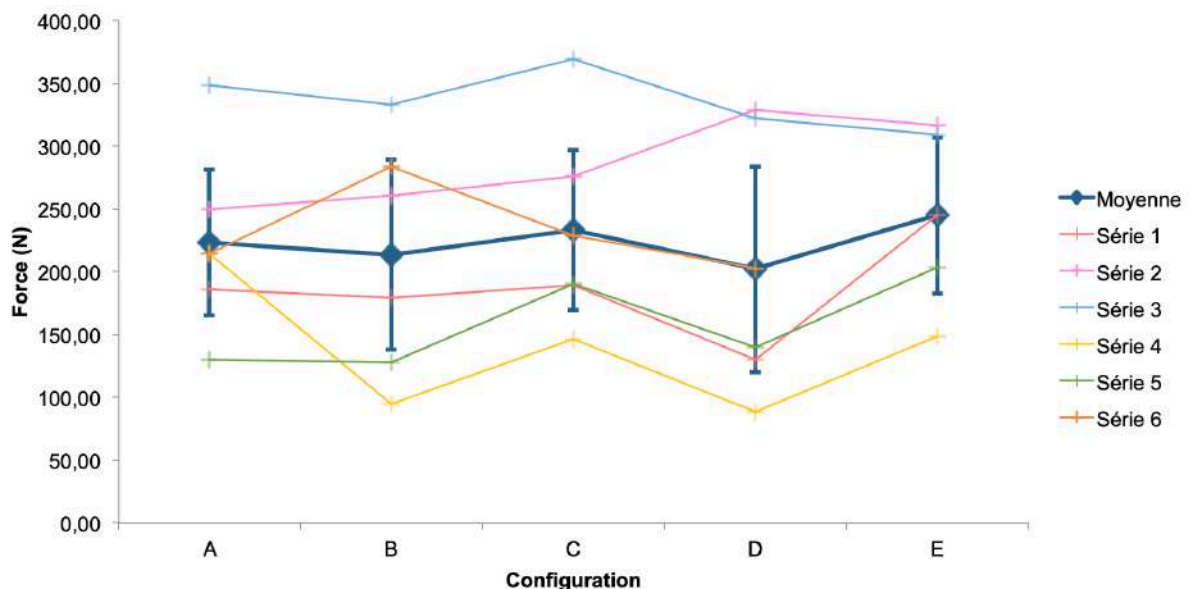


Figure 41 : Représentation graphique illustrant les valeurs de compression moyenne obtenues pour chaque configuration. Chaque série d'essai comprenait les configurations A à E et était réalisée sur le même tube. Pour chaque configuration, 6 essais ont été réalisés.

Conclusion

La compression axiale amène rigidité au foyer de fracture et permet la mise en place d'une cicatrisation osseuse primaire. La compression peut être notamment obtenue grâce à l'utilisation de vis en position excentrée. La littérature reste peu informative concernant la valeur optimale de compression axiale à octroyer lors de ce traitement chirurgical.

C'est pourquoi, l'objet de notre étude était dans un premier temps d'approcher la valeur de la compression axiale obtenue au foyer de fracture et dans un second temps d'évaluer l'influence de la localisation et du nombre de vis excentrées utilisées sur la valeur de la compression axiale obtenue au foyer de fracture. Notre modèle utilisait un implant LCP 3.5 mm mis en place pour une fracture simple transverse.

Notre étude a permis de montrer que la localisation d'une vis excentrée n'influe pas sur la valeur de compression axiale au foyer de fracture. L'emploi de deux vis excentrées sur un même about osseux semble amener une compression axiale plus conséquente que l'emploi d'une vis excentrée seule. D'autres configurations demandent à être testées, notamment l'emploi unique de deux vis excentrées sans vis neutre mais aussi l'utilisation d'une vis neutre proche du foyer de fracture associée à une ou plusieurs vis excentrées.

1. ANDERSON, LD. SISK, D. TOOMS, RE. et PARK, WI. Compression-plate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, avril 1975, Vol. 57, n° 3, p. 287-297. ISSN : 0021-9355.
2. ANDRIANNE, Y & HINSENKAMP, M. Aperçu historique du traitement des fractures. Apport de la chirurgie belge dans la naissance et le développement de l'ostéosynthèse. *Rev med Brux* (en ligne). 2011.
3. BAE, Ji-Hoon. OH, Jong-Keon. OH, Chang-Wug. et HUR, Chang-Ryong. Technical difficulties of removal of locking screw after locking compression plating. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* (en ligne). janvier 2009. Vol. 129, n° 1, p. 91-95. DOI : 10.1007/s00402-008-0769-5.
4. BAGBY, G. W. et JANES, J. M. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *American Journal of Surgery* (en ligne). mai 1958. Vol. 95, n° 5, p. 761-771. DOI : 10.1016/0002-9610(58)90625-1.
5. BAUMGAERTEL, F. BUHL, M. et RAHN, B.A. Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury* (en ligne). décembre 1998. Vol. 29, p. 3-6. DOI : 10.1016/S0020-1383(98)95002-1.
6. BEL, Jean-Christophe. Pitfalls and limits of locking plates. *Orthopaedics & traumatology : Surgery & Research*. février 2019. Vol. 105, n°1S, p. S103-S109. DOI : 10.1016/j.otsr.2018.04.031.
7. CLAES, Lutz. Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locked plating. *Journal of Orthopaedic Trauma* (en ligne). février 2011. Vol. 25, p. S4-7. DOI : 10.1097/BOT.0b013e318207093e.
8. CLAES, Lutz. HEITEMEYER, Ulf. KRISCHAK, Gert. BRAUN, Heiko. et HIERHOLZER, G. Fixation Technique Influences Osteogenesis of Comminuted Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (en ligne). août 1999. Vol. 365, p. 221-229. DOI : 10.1097/00003086-199908000-00027.
9. CRISTOFOLINI, L. VICECONTI, M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech* (en ligne). 2000. ;33(3):279–288. DOI : 10.1016/s0021-9290(99)00186-4.
10. ELLIS, Thomas. BOURGEOULT, Craig A. et KYLE, Richard F. Screw Position Affects Dynamic Compression Plate Strain in an In Vitro Fracture Model. *Journal of Orthopaedic Trauma* (en ligne). juin 2001. Vol. 15, n° 5, p. 333-337. DOI : 10.1097/00005131-200106000-00005.
11. FIELD, John R. TÖRNKVIST, Hans. HEARN, Trevor C. SUMNER-SMITH, Geoffrey. et WOODSIDE, Terence D. The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone. *Injury* (en ligne). novembre 1999. Vol. 30, n°9, p. 591-598. DOI : 10.1016/S0020-1383(99)00158-8.
12. FRIGG, Robert. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* (en

ligne). novembre 2003. Vol. 34, p. 6-10. DOI :10.1016/j.injury.2003.09.020.

13. GAUTIER, Emanuel. et SOMMER, Christoph. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* (en ligne). 2003. Vol. 34, p. 63-76. DOI : 10.1016/j.injury.2003.09.026.

14. GEMMILL, T.J. CLEMENTS, D.N. BSAVA Manual of canine and feline repair management, Second edition. 2016. ISBN : 978 1 905319 68 8.

15. GERBER, C. MAST, JW. et GANZ, R. Biological internal fixation of fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* (en ligne). 1990. Vol. 109, n°6, p. 295-303. DOI : 10.1007/BF00636165.

16. GROGAN, Brian F. DANFORD, Nicholas C. LOPEZ, Cesar D. MAIER, Stephen P. KONGMALAI, Pinkawas. KOVACEVIC, David. LEVINE, William N. et JOBIN, Charles M. Number of screws in the articular segment of distal humerus AO/OTA C-type fractures treated with open reduction internal fixation is associated with complication rate. *SICOT-J*. 2021. Vol. 7, p. 25. DOI : 10.1051/sicotj/2021006.

17. HAALAND, P. J. SJÖSTRÖM, L. DEVOR, M. et HAUG, A. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* (en ligne). 2009. Vol. 22, n°4, p. 309-315. DOI : 10.3415/VCOT08-05-0044.

18. HEINER, AD. BROWN, TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* (en ligne). 2001 ;34(6):773–781. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00015-x

19. HEITEMEYER, U. KEMPER, F. HIERHOLZER, G. et HAINES, J. Severely comminuted femoral shaft fractures: Treatment by bridging-plate osteosynthesis. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* (en ligne). août 1987. Vol. 106, n°5, p. 327-330. DOI : 10.1007/BF00454343.

20. HEMMATIAN, Haniyeh. BAKKER, Astrid D. KLEIN-NULEND, Jenneke. et VAN LENTHE, G Harry. 2017. Aging, Osteocytes, and Mechanotransduction. *Current Osteoporosis Reports* (en ligne). octobre 2017. Vol. 15, n°5, p. 401-411. DOI : 10.1007/s11914-017-0402-z.

21. HORSTMAN, Christopher L. BEALE, Brian S. CONZEMIUS, Michael G. et EVANS, Rich. Biological Osteosynthesis Versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994-2001. *Veterinary Surgery* (en ligne). mai 2004. Vol. 33, n°3, p. 232-237. DOI : 10.1111/j.1532-950X.2004.04034.x.

22. JERMYN, K. ROE, S.C. Influence of screw insertion order on compression generated by bone plates in a fracture model. *Vet Comp Orthop Traumatol* (en ligne). 2011. DOI : 10.3415/VCOT-11-06-0081

23. JOHNSON, Ann L. SMITH, C. W. et SCHAEFFER, D. J. Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted

femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997). *Journal of the American Veterinary Medical Association* (en ligne). 15 octobre 1998. Vol. 213, n°8, p. 1157-1161. Disponible à l'adresse : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9787384/>

24. JOHNSON, Ann L. HOULTON, John E.F. VANNINI, Rico. AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. *Thieme/AO*. 2011. ISBN : 9783131649218

25. JOHNSTON, Spencer A. TOBIAS, Karen M. Veterinary Surgery Small animal, Second Edition. Vol 1. 2018. ISBN: 978-0-323-32065-8

26. KARAKASLI, Ahmet. BASCI, Onur. ERTEM, Fatih. SEKIK, Eyad. et HAVITCIOGLU, Hasan. Dual plating for fixation of humeral shaft fractures: A mechanical comparison of various combinations of plate lengths. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica* (en ligne). août 2016. Vol. 50, n°4, p. 432-436. DOI : 10.1016/j.aott.2016.07.002.

27. KLEIN-NULEND, J. BACABAC, R.G. et BAKKER, A. D. Mechanical loading and how it affects bone cells: the role of the osteocyte cytoskeleton in maintaining our skeleton. *European Cells & Materials* (en ligne). 24 septembre 2012. Vol. 24, p. 278-291. DOI : 10.22203/ecm.v024a20.

28. KLEIN-NULEND, Jenneke. BAKKER, Astrid D. BACABAC, Rommel G. VATSA, Aviral. et WEINBAUM, Sheldon. Mechanosensation and transduction in osteocytes. *Bone* (en ligne). juin 2013. Vol. 54, n°2, p. 182-190. DOI : 10.1016/j.bone.2012.10.013.

29. KÖNNING, T. MAARSCHALKERWEERD, R.J. ENDENBURG, N. et THEYSE, L.F.H. A comparison between fixation methods of femoral diaphyseal fractures in cats – a retrospective study. *Journal of Small Animal Practice* (en ligne). 2013. Vol. 54, n°5, p. 248-252. DOI : 10.1111/jsap.12061.

30. KOSMOPOULOS, Victor. et NANA, Arvind D. Dual plating of humeral shaft fractures: orthogonal plates biomechanically outperform side-by-side plates. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (en ligne). avril 2014. Vol. 472, n°4, p. 1310-1317. DOI : 10.1007/s11999-013-3379-7.

31. LI, Junlei. QIN, Ling. YANG, Ke. MA, Zhijie. WANG, Yongxuan. CHENG, Liangliang. et ZHAO, Dewei. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of materials science & technology* (en ligne). 2020. Vol. 36, p. 190-208. DOI : 10.1016/j.jmst.2019.07.024.

32. LUCAS, JF. LEE, MA. EASTMAN, JG. Optimizing compression: Comparing eccentric plate holes and external tensioning devices. *Injury* (en ligne). Juillet 2016. DOI : 10.1016/j.injury.2016.04.020.

33. LUETHI, U. DUELAND, T. et RAHN, B.A. Relationship between plate-bone contact area and blood supply in internal fixation. *Journal of Biomechanics* (en ligne). 1980. Vol. 13, n°9, p. 799-800. DOI : 10.1016/0021-9290(80)90260-2.

34. MARTINEAU, Paul A. BERRY, Gregory K. et HARVEY, Edward J. Plating for distal radius fractures. *The Orthopedic Clinics of North America* (en ligne). avril 2007. Vol. 38, n°2, p. 193-201. DOI : 10.1016/j.ocl.2007.01.001.
35. MEYRUEIS, P. CAZENAVE, A. et ZIMMERMANN, R. Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures. *EMC - Rhumatologie-Orthopédie* (en ligne). 1 janvier 2003. Vol. 1, n°1, p. 64-93. DOI : 10.1016/j.emcrho.2003.11.005.
36. MICLAU, T. et MARTIN, R.E. The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury* (en ligne). 1997. Vol. 28 Suppl 1, p. A3-6. DOI : 10.1016/s0020-1383(97)90109-1.
37. MILLER, Danielle L. et GOSWAMI, Tarun. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics* (en ligne). 1 décembre 2007. Vol. 22, n°10, p. 1049-1062. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004.
38. NORDSLETTEN, L. et EKELAND, A. Muscle contraction increases the structural capacity of the lower leg: an in vivo study in the rat. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* (en ligne). mars 1993. Vol. 11, n°2, p. 299-304. DOI : 10.1002/jor.1100110218.
39. 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 and Joint Surgery* (en ligne). novembre 2002. Vol. 84-B, n°8, p. 1093-1110. DOI : 10.1302/0301-620X.84B8.0841093.
40. PERREN, S.M. BOITZY, A. La différenciation cellulaire et la biomécanique de l'os. *Anatomia Clinica 1* (en ligne). 1978. p. 13-28.
41. PERREN, S.M. HUGGLER, A. RUSSENBERGER, M. STRAUMANN, F. M'LLER, M.E. ALLGOWER, M. A Method of Measuring the Change in Compression Applied to Living Cortical Bone. *Acta Orthoparctica Scandinavica* (en ligne), 40:sup125. 1969. DOI : 10.3109/ort.1969.40.suppl-125.01
42. POZZI, Antonio. HUDSON, Caleb C. GAUTHIER, Christopher M. et LEWIS, Daniel D. Retrospective Comparison of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis and Open Reduction and Internal Fixation of Radius-Ulna Fractures in Dogs. *Veterinary Surgery* (en ligne). 2013. Vol. 42, n°1, p. 19-27. DOI : 10.1111/j.1532-950X.2012.01009.x.
43. QUENEVILLE, CE. GREELEY, GS. DUNNING, CE. Evaluation of Synthetic Composite Tibias for Fracture Testing Using Impact Loads. *Proc Institution Mech Eng Part H J Eng Medicine* (en ligne). 2010. ;224(10):1195–1199. DOI: 10.1243/09544119JEIM736

44. RAHM, S. et al. Comparison of interfragmentary compression in conventional and locked plating of proximal unicondylar tibia fractures: a biomechanical cadaver study. *Acta Orthop Belg.* 2016 ; 82(3) 586-92.
45. REINA, Nicolas. LAFFOSSE, Jean-Michel. Biomécanique de l'os, application au traitement et à la consolidation des fractures. *EMC-Appareil locomoteur* (en ligne). septembre 2014. p. 17. DOI : 10.1016/S0246-0521(14)62010-6.
46. ROZBRUCH, S.R. MÜLLER, U. GAUTIER, E. et GANZ, R. The evolution of femoral shaft plating technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (en ligne). septembre 1998. N° 354, p. 195-208. DOI : 10.1097/00003086-199809000-00024.
47. RUFFONI, D. FRATZL, P. ROSCHGER, P. KLAUSHOFER, K. et WEINKAMER, R. The bone mineralization density distribution as a fingerprint of the mineralization process. *Bone* (en ligne). mai 2007. Vol. 40, n°5, p. 1308-1319. DOI : 10.1016/j.bone.2007.01.012.
48. Salter R.B. & Harris W.R. Injuries involving the epiphyseal plate. *J. Bone Joint Surg. Am* (en ligne). 1963. DOI : 10.2106/00004623-196345030-00019.
49. SANDERS, Roy. HAIDUKEWYCH, George J. MILNE, Ted. DENNIS, Jay. et LATTA, Loren L. Minimal Versus Maximal Plate Fixation Techniques of the Ulna: The Biomechanical Effect of Number of Screws and Plate Length. *Journal of Orthopaedic Trauma* (en ligne). mars 2002. Vol. 16, n°3, p. 166-171. DOI : 10.1097/00005131-200203000-00005.
50. SCHATZKER, Joseph – Changes in the AO/ASIF principles and methods. *Injury* (en ligne). 1 janvier 1995. Vol. 26, p. B51-B56. DOI : 10.1016/0020-1383(95)96899-F.
51. SCHENK, R.K. Histologie de la consolidation des fractures et des pseudarthroses. *Bulletin A.O* (en ligne). Novembre 1979.
52. SCHWARZ, N. EULER, S. SCHLITTLER, M. ULBING, T. WILHELM, P. FRONHÖFER, G. et IRNSTORFER, M. Technical complications during removal of locking screws from locking compression plates: a prospective multicenter study. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery: Official Publication of the European Trauma Society* (en ligne). août 2013. Vol. 39, n°4, p. 339-344. DOI : 10.1007/s00068-013-0301-7.
53. SOMMER, Christoph. GAUTIER, Emanuel. MÜLLER, Matthias. HELFET, David L. et WAGNER, Michael. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury* (en ligne). novembre 2003. Vol. 34 Suppl 2, p. B43-54. DOI : 10.1016/j.injury.2003.09.024.
54. ROE, S. Internal Fracture Fixation. *Veterian Key* [en ligne depuis le 18 juillet 2016]. [Consulté le 15 novembre 2022]. Disponible à l'adresse : <https://veteriankey.com/internal-fracture-fixation/>

55. SYNTHES. *Plaque de compression à verrouillage LCP. Combinaison sans compromis (PDF)*. janvier 2013. p. 28. Disponible à l'adresse : <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/Mobile/Synthes%20International/KYO/Trauma/PDFs/026.000.019.pdf>.
56. TAN, S.L.Ezekiel. et BALOGH, Zsolt J. Indications and limitations of locked plating. *Injury* (en ligne). juillet 2009. Vol. 40, n°7, p. 683-691. DOI : 10.1016/j.injury.2009.01.003.
57. NOEVIA. Une nouvelle ligne d'implants - vis et plaques - orthopédiques pour l'ostéosynthèse vétérinaire [en ligne]. Photographie disponible à l'adresse : <http://www.fixus-ortho.com/>
58. VASILEVA, R. et CHAPRAZOV, T. Long bone fractures in cats : a five-year retrospective study (2016-2020). *Trakia Journal of Sciences* (en ligne). 2022. Vol. 20, n°1, p. 45-49. DOI : 10.15547/tjs.2022.01.006.
59. VIRKUS, Walter V. GOLDBERG, Steven H. et LORENZ, Eric P. A Comparison of Compressive Force Generation by Plating and Intramedullary Nailing Techniques in a Transverse Diaphyseal Humerus Fracture Model. *Journal of Trauma: Injury, Infection & Critical Care* (en ligne). juillet 2008. Vol. 65, n°1, p. 103-108. DOI : 10.1097/TA.0b013e3181568ce7.
60. WAHNERT D, et al. Cement augmentation of lag screws: an investigation on biomechanical advantages. *Arch Orthop Trauma Surg* (en ligne). 2013. 133(3) 373-9.
61. WHEATLEY MD, Benjamin M. SCHIMOLER MS, Patrick J. HEMPEN MD Eric C. MILLER Mark Carl. WESTRICK MD Edward. ALTMAN MD Gregory T. Does provisional mini-fragment fixation prevent compression with dynamic compression plating? A biomechanical analysis. *Journal of orthopaedic trauma* (en ligne). 2021. DOI : 10.1097/BOT.0000000000002059.

Auteur : ESTIVAL Elisa

Titre : Influence du nombre et de la position de vis corticales excentrées dans des plaques LCP, sur le degré de compression interfragmentaire sur des modèles de fracture synthétiques : étude préliminaire.

Résumé :

Après réduction anatomique, la compression axiale au foyer de fracture lors d'une prise en charge chirurgicale octroie un certain degré de stabilité et favorise la cicatrisation osseuse primaire. La compression axiale est communément réalisée à l'aide de vis excentrées mises en place au sein d'une ostéosynthèse par plaque. L'objet de cette étude préliminaire vise à concevoir un dispositif expérimental permettant d'évaluer la valeur de la compression interfragmentaire au foyer de fracture et de connaître l'influence de la localisation et du nombre de vis sur le degré de compression axiale par l'emploi d'une plaque LCP et pour un modèle de fracture simple transverse. Les résultats de l'étude ont permis de montrer qu'il n'y a statistiquement pas de différence entre les valeurs de compression obtenues au foyer de fracture lors de l'emploi d'une vis corticale neutre éloignée du foyer de fracture associé à une vis corticale excentrée dont la localisation varie. L'étude a également servi à soulever des pistes d'amélioration du dispositif expérimental testant l'emploi d'une vis corticale neutre éloignée du foyer de fracture associé à deux vis corticales excentrées sur un même about osseux. Plusieurs autres configurations restent à être expérimentées notamment l'emploi unique de deux vis corticales excentrées sans vis corticale neutre mais aussi l'utilisation d'une vis corticale neutre proche du foyer de fracture associée à une ou plusieurs vis corticales excentrées.

Mots-clés : Orthopédie ; Nombre ; Localisation ; Vis corticale ; Plaque LCP.

Title : Influence of the number and localization of cortical eccentric screws with locking compression plate, on the level of axial compression for a synthetic fracture model : preliminary study.

Abstract :

After anatomical reduction, axial compression in fracture site permits a level of stability and favours primary bone cicatrisation. Usually, axial compression is realized thanks to eccentric screws with plate osteosynthesis. The purpose of this preliminary study is to design an experimental medium in order to evaluate the compression value in the fracture site and to know the influence of localization and the amount of screws on the axial compression level with LCP plate and for a simple transverse fracture model. Statistical results of this study show no difference on axial compression level when you use a cortical neutral screw localized far of the fracture site with a variable localized cortical eccentric screw for each trial. In another time, the study helps to raise new ways for improving the measurements of the model of one far cortical neutral screw with two cortical eccentric screws. Others configurations shall be tested, for instance, the use of two cortical eccentric screws without a cortical neutral screw or the use of one close cortical neutral screw with one or some cortical eccentric screws.

Key-words : Orthopedy ; Number ; Localization ; Cortical screw ; Locking compression plate.