



Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

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

This is an author-deposited version published in : [http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints ID : 5096](http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints/ID/5096)

To cite this version :

Fargheon, Martin. *Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : étude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en compression*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse – ENVT, 2011, 105 p.

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository administrator: staff-oatao@inp-toulouse.fr.

OSTÉOSYNTHÈSE PAR PLAQUE VISSÉE SUR UN MODÈLE DE FRACTURE COMMUNITIVE DU TIBIA OVIN : ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'INTÉRÊT DU VERROUILLAGE DES VIS EN COMPRESSION

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement en 2011
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

FARGHEON Martin, Tom, Simon
Né, le 16 décembre 1985 à PARIS (75)

Directeur de thèse : M. André AUTEFAGE

JURY

PRESIDENT :
M. Paul BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :
M. André AUTEFAGE
Mlle Sophie PALIERNE

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

MEMBRES INVITES :
M. Pascal SWIDER
M. Michaël VERSET

Professeur au Laboratoire de biomécanique UFR Médecine Purpan
Docteur Vétérinaire

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

Directeur : M. A. MILON

Directeurs honoraires M. G. VAN HAVERBEKE.
M. P. DESNOYERS

Professeurs honoraires :

M. L. FALIU	M. J. CHANTAL	M. BODIN ROZAT DE
MENDRES NEGRE		
M. C. LABIE	M. JF. GUELFY	M. DORCHIES
M. C. PAVAU	M. EECKHOUTTE	
M. F. LESCURE	M. D.GRIESS	
M. A. RICO	M. CABANIE	
M. A. CAZIEUX	M. DARRE	
Mme V. BURGAT	M. HENROTEAUX	

**PROFESSEURS CLASSE
EXCEPTIONNELLE**

M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
M. **BRAUN Jean-Pierre**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. **EUZEBY Jean**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
M. **TOUTAIN Pierre-Louis**, *Physiologie et Thérapeutique*

**PROFESSEURS 1^o
CLASSE**

M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les Industries agro-alimentaires*
M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*

M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

PROFESSEURS 2° CLASSE

Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*

Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*

M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*

M. **DUCOS DE LAHITTE Jacques**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*

M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*

Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*

M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*

Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la Reproduction*

M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*

M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*

M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*

M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*

M. **SANS Pierre**, *Productions animales*

Mme **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

1.1.1.1 PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*

M **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

2 MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*

Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*

M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*

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

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*

M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*

M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*

M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*

Mle **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
 Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
 Mle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
 M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
 M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
 M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*
 M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
 Mlle **FERRAN Aude**, *Physiologie*
 M. **GUERIN Jean-Luc**, *Elevage et Santé avicoles et cunicoles*
 M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
 Mle **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*
 Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
 M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
 M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
 M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*
 M. **MAGNE Laurent**, *Urgences soins-intensifs*
 M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
 M **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants.*
 Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*
 M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
 M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
 Mle **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
 Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
 Mme **TROEGELER-MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*
 M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie (disponibilité à cpt du 01/09/10)*
 M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

2.1.1 MAITRES DE CONFERENCES et AGENTS CONTRACTUELS

M. **SOUBIES Sébastien**, *Microbiologie et infectiologie*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

Mlle **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*
 M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophtalmologie*
 Mlle **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
 Mlle **PASTOR Mélanie**, *Médecine Interne*
 M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales*
 Mle **TREVENNEC Karen**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*
 M **VERSET Michaël**, *Chirurgie des animaux de compagnie*

A notre président de Thèse,

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE,

Professeur des Universités,

Praticien Hospitalier

Chirurgie orthopédique et traumatologique

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

Hommages respectueux

A notre jury de Thèse,

Monsieur le Professeur André AUTEFAGE

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie chirurgicale

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la direction de notre Thèse et qui nous a témoigné sa confiance.

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

Mademoiselle le Docteur Sophie PALIERNE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

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

Sincères reconnaissances

Aux membres du Jury invités,

Monsieur le Professeur Pascal SWIDER

Laboratoire de biomécanique EA3697-IRF30

UFR Médecine Purpan – Toulouse 3

Qui nous a aidés dans la réalisation de ce projet.

Sincères remerciements

Monsieur le Docteur Michaël VERSET

A.E.R.C à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

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

Sincères remerciements.

A ma famille,

A Papa et Maman, pour m'avoir toujours encouragé et soutenu dans tout ce que j'ai entrepris. C'est grâce à vous je suis là aujourd'hui, je vous dois tout. Sachez que je vous admire tous les deux et que je suis fier de vous (et ce n'est pas des paroles en l'air).

A man Louis, pour avoir toujours été un grand frère attentionné avec moi (même si tu ne veux pas le montrer), j'en ai toujours eu conscience même si je ne t'ai l'ai jamais dit.

A mon petit frère Jules, même si aujourd'hui tu me mets 20 kg tu resteras toujours mon petit frère avec qui je fais des conneries et avec qui j'aime partager un humour un peu spécial. Je sais que tu réussiras dans ta vie future.

A Papi et Mami, vous avez toujours été pour moi des grands-parents exemplaires. Vous m'avez enseignés des tas de petites choses simples que je ne manquerais pas d'enseigner à mon tour à mes enfants. Je vous remercie de l'amour que vous m'avez toujours porté.

A nano, même si l'on se voit moins souvent je suis persuadé de l'amour que tu as envers nous.

A mes oncles, Marraine Claudine, Natha, Richard et Luc.

A mes cousins et cousines, les mecs : mon bon vieux Benj, Clem, Barn, thimi et les filles : Agathe, Dorothée, Clara, ma ptite filleule clémentine et Valentine. J'aimerais vous voir plus.

A Michael Verset, parce que Mickael t'es un trop un Mickael

A Sophie Palierne, pour la qualité de ta relecture qui nous aura permis de finir dans les temps

A Lulu, pour tous tes petits cafés du midi et ces boom endiablés, le cercle n'est plus le même sans toi

A Colette, l'âme de la coopé merci infiniment pour l'aide que vous m'avez apportée dans ces galères de croquettes

A mes amis,

A mes colocs de Miramar, la plus belle des colocations de toute l'histoire de l'ENVT : Jérôme l'homme aux oreilles démesurées, j'apprécie beaucoup ton humour nul et ta saleté légendaire. François, le seul ami roux que j'ai jamais eu, sache que j'ai eu un grand plaisir à faire cette thèse avec toi, ne pas se fier aux apparences et l'habit ne fait pas le moine sont des expressions qui te vont si bien. Sameul de Pennac fils de Schnard, tu es un ami fidèle, j'espère qu'un jour tu me présenteras Tony Salacroupe. Gued, à tous ces matchs de l'OM qui m'ont fait vibrer (autant que tes pets du matin), à nos parties de Tennis endiablées je j'ai souvent gagnées, sur Marseille jte kiffe.

Les gars j'ai passé 4 excellentes années avec vous, et je vous en remercie.

A Magali, pour le courage dont tu fais preuve afin de me supporter

A mes autres amis de l'ENVT, Michou à qui je suis fier d'avoir donné ce surnom qui lui va si bien, t'es un bon Mich même si tu manques un peu de virilité. A Pinpinou el nervoso (et à

sa tendre) mon futur coloc et collègue à qui je vais mettre des roustes au squash pendant un an. A vanvance l'homme le moins drôle du monde, A péquenito cuerpino pour avoir toujours été plus maigre que moi, sincèrement merci. A La Menace, maitre de l'approche du gibier blessé en boom. Et à tous les autres : Laz le bagarreur, Aline, Mère Auriol, Germain, Sarita, Manon, Loloche, Aurélie, Nanard, Emilie (qui n'aura jamais réussi à me pécho), Morvane, Matthieu, Trapou, Lulu, Pap jav, Lapince pour ces souvenirs gazeux en biostats.

A mes amis hors ENVT, Flo, je t'admire pour la force dont a toujours fait preuve, tu es un ami cher, François et Lucile pour ces belles années de prépa, vous me manquez

A mes poulots, vieux et jeunes, Hugues qui a toujours su me laisser sa chambre, Mulach pour toutes ces fois ou on est resté, Leking que je prends plaisir à laminer au squash, Roumegous, Anorld, Lili, Charroin, Cheylan, Lecroq le poeueur, Bla, PE (la relève), Hennebil, Florence, Dornier, la bonne vieille Belin, et tous les autres
Aux nouveaux Miramariens, Gozlan (dit Tonight), Fages, Langeois, Legras, Bastareau (et ouaouanne), soyez bon et dignes dans l'adversité !

A mes docs, qui m'ont si bien brimé ! mon petit Taquet pour tes olives, Aude, La Dub, Majida, Ronsard, Léni, JM, Babar, Crado, Bouss et tous les autres

Aux plus fins de l'école, Nico le casseur, Bala, Françou, Greg, Raph et Ximun. Que la lourdeur reste avec vous !

Aux vieux, Iban tu vois au fond t'es quand même une brave « patte », M et Mme Daste, Lopépez, Charline t'as vu je t'ai pas oublié moi, Miloute, Marina (pour le quota), Jean-luc l'anaconda, Roger et Jean phi pour l'amour de l'apéro

A Augustin Calventus, pour ses autocollants

TABLES DES MATIERES

INTRODUCTION.....	19
PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	21
1- Connaissance sur la cicatrisation osseuse.....	21
1.1- Formation du cal	21
1.2- Structure du cal de fracture	24
2- Ostéosynthèse anatomique versus ostéosynthèse biologique.....	25
2.1- L'ostéosynthèse anatomique	25
2.1.1-Principe général	25
2.1.2-Limites.....	28
2.2- L'ostéosynthèse biologique.....	28
2.2.1- Réduction et fixation.....	29
2.2.2- Préservation de l'apport sanguin.....	29
2.2.3- La stabilité.....	30
2.2.4- Mise en charge	31
2.2.5- Choix du matériel.....	32
2.3- Ostéosynthèse biologique vs anatomique.....	34
3- Utilisation des locking compression plate (LCP)	36
3.1- Historique	36
3.2- Caractéristiques structurales.....	38
3.2.1- Matériaux.....	38
3.2.2-Troucombiné.....	39
3.2.3- Vis verrouillée, non verrouillée et forme de la plaque.....	39

3.3- Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP.....	40
3.3.1- Répartition des forces.....	40
3.3.2- Longueur de la plaque	40
3.3.3- Nombre, position et choix de vis	41
3.3.4- Espacement plaque – os	46
3.4- Indications et limites des montages LCP.....	47
3.4.1- Indications des LCP.....	47
3.4.2- Les limites des montages verrouillés [15]	49
4- Notions de biomécanique osseuse.....	51
4.1- Définitions.....	51
4.2- Courbe expérimentale en compression	52
4.3- Cas particulier de la compression sur le modèle tibia de mouton ...	54
4.3.1- Les différentes forces s'exerçant sur l'os	54
4.3.2- Tests en compression.....	56
PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE.....	58
1- Problématique et objectifs de l'étude.....	55
2- Matériels et méthodes.....	59
2.1- Les échantillons.....	59
2.1.1- Prélèvement des tibias et conservation.....	59
2.1.2- Critères d'inclusion des tibias dans l'étude.....	60
2.1.3- Attribution des deux types de vis aux différents tibias inclus dans l'étude	
2.2- Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse	61
2.3- Inclusion des tibias dans la résine.....	65
2.4- Essais mécaniques en compression axiale.....	67

2.4.1- Matériel	67
2.4.1.1- Dispositif de mise en charge.....	67
2.4.1.2- Micromètre laser.....	68
2.4.1.3- Les systèmes d'acquisition.....	69
2.4.2- Méthodes.....	70
2.4.2.1- Etalonnage du micromètre laser.....	70
2.4.2.2- Mise en charge des os appareillés et des tibias non appareillés.....	70
2.4.2.3- Détermination des paramètres de l'étude.....	71
2.5- Analyse statistique des résultats.....	72
3- Résultats.....	73
3.1- Statistiques descriptives.....	73
3.1.1- Paramètres morphologiques	73
3.1.2- Paramètres mécaniques.....	78
3.1.2.1- Raideur extrinsèque en flexion en compression	78
3.1.2.2- Perte de raideur extrinsèque.....	80
3.1.2.3- Pente des courbes charge-rapprochement au site d'ostéotomie.....	83
3.2-Recherche de corrélations entre les paramètres	86
3.3-Comparaison des groupes standards et verrouillés.....	87
 PARTIE 3 : DISCUSSION.....	88
 1-Matériels.....	88
1.1-Echantillons.....	88
1.1.1-Le modèle tibia ovin.....	88
1.1.2-Dimensions et caractéristiques des échantillons.....	88
1.1.3-Conservation des spécimens.....	89
1.2-Matériels d'ostéosynthèse.....	89

1.2.1-Plaque	89
1.2.2-Vis.....	91
1.3-Méthodes.....	92
1.3.1- Protocole d'ostéosynthèse.....	92
1.3.1.1-Alignement des abouts osseux.....	92
1.3.1.2-Ecartement plaque – os.....	92
1.3.2-Choix des forces appliquées.....	92
1.3.3-Nombre d'essais biomécaniques par spécimen.....	94
1.3.4- Précyclage.....	94
1.3.5-Calcul des régressions linéaires.....	94
2- Résultats.....	95
2.1- Etude des paramètres morphologiques.....	95
2.2- Etude des paramètres mécaniques.....	95
2.2.1 Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en compression....	95
2.2.2- Influence du type de montage sur la perte de raideur extrinsèque par rapport à l'os controlatéral.....	96
2.2.3- Influence du verrouillage sur la pente de la courbe force – rapprochement au trait de fracture.....	97
2.3 Etude des corrélations entre les différents paramètres	97
CONCLUSION.....	98
BIBLIOGRAPHIE.....	101

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Cicatrisation osseuse secondaire au niveau d'un foyer de fracture instable. Les modifications tissulaires progressives diminuent les contraintes et les déformations au sein du foyer de fracture et permettent la formation finale du tissu osseux [36].....	22
Figure 2 : Structure histologique d'un cal de fracture [57].....	24
Figure 3 : Apparence histologique de la cicatrisation osseuse primaire (le trait d'ostéotomie central est chevillé par de nouveaux ostéons, colorés en rouge, qui fabriquent directement de l'os lamellaire) d'après Perren [56].....	26
Figure 4 : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé.....	33
Figure 5 : Rapport entre le tissu osseux néoformé (le cal) et l'ancien (le cortex) en fonction du temps, dans la zone recouverte par la plaque [5].....	34
Figure 6 : Plaques DCP.....	36.
Figure 7: Plaques LC-DCP.....	37
Figure 8 : Mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et non verrouillée (à droite) dans une plaque LCP.....	38
Figure 9 : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi $PSD=6/14=0.43$	42
Figure 10 : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [71].....	43
Figure 11 : Différents types de positionnement des vis analysés dans l'étude de Stoffel [63]	

Chaque trou de plaque est numéroté du trait de fracture (1) vers l'extrémité de la plaque (6).
Les numéros indiqués à droite du schéma représentent l'emplacement des vis.....44

Figure 12 : Raideur axiale en fonction de la longueur libre de la plaque et du nombre de vis sur des plaques LCP 12 trous avec un espacement os-plaque de 2 mm [63].

Les diverses configurations étudiées sont caractérisées par les numéros de vis présentes, indiqués sous chaque barre de l'histogramme.....44

Figure 13 : Figure 13 : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [1].....45

Figure 14 : Figure 14 : Comparaison des charges entraînant la rupture en compression, selon le type de montage DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1].....46

Figure 15 : Courbes représentant la charge axiale en fonction du déplacement pour les 4 types de montages DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1].....47

Figure 16 : Courbe représentant la variation de la force en fonction du déplacement.....53

Figure 17 : Influence de l'excentration de la charge par rapport à l'axe neutre de l'os, sur la déformation (ϵ) [11]54

Figure 18 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [21]...55

Figure 19 : Courbes contraintes-déformation du fémur jusqu'à rupture de l'os [15].....57

Figure 20 : Brebis de race tarasconnaise à Cieutat (Hautes-Pyrénées).....59

Figure 21 : Emplacement des paramètres morphologiques mesurés directement sur l'os, à l'aide d'une règle et d'un pied à coulisse, sur les images radiographiques du tibia droit n°4 60

Figure 22 : Plaque LCP large pour vis de 4,5 et 5 mm à 8 trous (Synthes®). Tous les trous de la plaque sont mixtes et permettent l'insertion de vis standard ou verrouillées.....61

Figure 23: Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12 G	62
Figure 24: Visualisation de l'ostéotomie après la pose de la première vis sur le tibia 12 G ...	62
Figure 25 : Fin de l'ostéosynthèse avec 6 vis standards sur le tibia 12 G.....	63
Figure 26 : Dispositif de distraction de 5 mm d'épaisseur	63
Figure 27 : Vis standard Synthes ® de 4,5 mm de diamètre extérieur.....	64
Figure 28 : Vis à tête verrouillée Synthes ® de 5,0 mm de diamètre extérieur.....	64
Figure 29 : Mise en place des broches de part et d'autre du site d'ostéotomie. Dispositif de guidage pour la visée des broches (à gauche) et broches en place (à droite).....	65
Figure 30 : Centres articulaires repérés à l'aide d'un marqueur.....	66
Figure 31 : L'os est placé dans une potence permettant de standardiser sa position lors de l'inclusion en résine.....	67
Figures 32 : Dispositif de mise en compression axiale. L'os n°14 est placé sous la presse électro-mécanique. Un dispositif de tables croisées dynamiques est placé entre l'os testé et la traverse.....	68
Figures 33 : _Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique. a- Aspect général du micromètre laser positionné verticalement sur son support ; b- Le laser repère les broches (points rouges) et mesure leur rapprochement lors de l'essai.....	69.
Figure 34 : Figure 34 : courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser.....	70
Figure 35 : Représentation graphique en box plot, représentant la distribution des longueurs libres au sein des 3 groupes de tibias.....	75
Figure 36 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres crânio-caudaux au sein des 3 groupes de tibias.....	76

Figure 37 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias.....	77
Figure 38 : Courbe charge-déplacement sur l'os intact n°3. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.....	78
Figure 39 : Courbe charge-déplacement de l'os appareillé n°12. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.....	79
Figure 40: Représentation graphique en box plot représentant la distribution des raideurs extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias.....	81
Figure 41: Représentation graphique en box plot représentant les pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement.....	82
Figure 42 : Courbe charge – rapprochement des broches au site d'ostéotomie sur l'os n° 10. La pente a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.....	83
Figure 43 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des pentes des courbes charge--rapprochement des broches au site d'ostéotomie dans les 2 groupes de traitement.....	85
Figure 44 : Radiographie de face du tibia montrant une fracture sous plaque associée à la rupture des vis n°2 et 3.....	90
Figure 45: Radiographie de profil du tibia montrant une fracture sous plaque.....	90
Figure 46 : Courbe de la charge en fonction du déplacement de l'essai destructif en compression statique.....	93
Figure (47) : Photographie montrant la fracture sur le trajet de la vis la plus distale de la plaque.....	93

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Les différents types de cals et leurs caractéristiques (d'après Mc Kibbin [48])...24	
Tableau 2 : Vitesse de cicatrisation appréciée sur la base de la consolidation clinique, en fonction de l'âge de l'animal et du type de fixation de la fracture [57].....31	
Tableau 3: Comparaison des techniques d'ostéosynthèse anatomique et biologique en termes de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle [31, 35].	
Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques des tibias testés.....35	
Tableau 5: Moyennes et écarts types des longueurs totales des tibias.....73.	
Tableau 6: Moyennes et écarts types des diamètres crânio-caudaux des tibias.....75	
Tableau 7: Moyennes et écarts types des diamètres latéro-médiaux des tibias.....76	
Tableau 8: Valeurs des raideurs extrinsèques des différents spécimens testés en compression 77	
Tableau 9: Moyennes et écarts-types des raideurs extrinsèques des tibias.....81	
Tableau 10: Pourcentages de perte de raideur extrinsèque des os appareillés par rapport à leur os controlatéral.....82	
Tableau 11 : Moyennes et écarts-types des pourcentages de perte de raideurs extrinsèques des tibias appareillés.....84	
Tableau 12: Valeurs des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d'ostéotomie pour l'ensemble des os appareillés.....85	

Tableau 13: Moyennes et écarts types des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d’ostéotomie des tibias appareillés.....86

Tableau 14 : Probabilité de Pearson illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés.....87

Tableau 15 : Probabilité de Bonferroni illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés.....87

Tableau 16 : Résultats des Post Hoc tests de Tukey, appliqués aux comparaisons de chaque paramètre morphologique et mécanique, entre les deux groupes de traitement.....93

INTRODUCTION

Les fractures tibiales sont relativement fréquentes chez les animaux de compagnie et peuvent être liées à des accidents de la voie publique, des chutes ou des morsures. Elles représentent environ 20 % des fractures chez les chiens et les chats [55].

Depuis la seconde moitié du 20^{ième} siècle, les techniques chirurgicales et les concepts qui s'y rattachent ne cessent d'évoluer.

À l'initiation du traitement des fractures par ostéosynthèse, l'objectif était d'obtenir une cicatrisation osseuse par première intention, en minimisant la formation de cal périosté, grâce à des conditions de stabilité absolue du foyer. Le traitement de choix était constitué par la pose de plaques vissées. Le chirurgien recherchait alors une reconstitution anatomique la plus parfaite possible et une compression entre les deux abouts osseux, dans le but d'obtenir une stabilité maximale. Cette technique opératoire nécessitait de travailler à foyer ouvert afin de vérifier la bonne réduction osseuse et la fixation du foyer de fracture [20, 40].

Dans certaines situations, notamment lors de fractures comminutives à haute énergie, la reconstruction anatomique peut s'avérer impossible. Ainsi, depuis 25 ans environ, les recommandations en matière d'ostéosynthèse ont évolué, avec la création du concept d'ostéosynthèse biologique, caractérisée par un alignement des abouts principaux à foyer fermé [18, 49, 62]. Ce concept permet la préservation des tissus mous environnants et de l'hématome fracturaire, source de facteurs de cicatrisation osseuse, sans rechercher une réduction anatomique. Avec ce type de fixation, la cicatrisation osseuse aboutit à la formation d'un cal osseux périosté. La consolidation de la fracture doit être la plus précoce possible, afin de soulager le montage des contraintes qui s'appliquent sur le foyer de fracture. La rapidité de cicatrisation est d'autant plus importante qu'en chirurgie vétérinaire, la gestion du temps de repos strict de la phase postopératoire est souvent délicate à réaliser. Si ce repos est négligé, la forte sollicitation du montage d'ostéosynthèse entraîne des risques de rupture de l'implant avant l'obtention de la cicatrisation de l'os [32].

Depuis 2003, une nouvelle génération de plaques, les LCP (Locking Compression Plate) a été mise sur le marché, comprenant des trous combinés. Ces trous sont compatibles avec des vis à os cortical standard d'un côté, et avec des vis de verrouillage à tête conique filetée de l'autre côté. Le couplage de la vis filetée dans la plaque assure la stabilité sans

produire la friction de la plaque contre l'os obtenue pas une vis standard. La plaque est alors légèrement décollée par rapport à l'os et la vascularisation osseuse est préservée [1, 14, 71].

Cependant, même si l'utilisation de ces plaques en mode verrouillé est fortement plébiscitée aujourd'hui, existe-t-il un réel avantage, par rapport à une plaque classique non-verrouillée, pour la cicatrisation osseuse ? Existe-il une supériorité mécanique du cal osseux formé sous une plaque verrouillée par rapport à celui formé sous une plaque non verrouillée ?

Cette étude s'est proposée de comparer les propriétés mécaniques en compression de deux montages différents, sur des tibias de moutons :

- le premier avec une plaque LCP large pour vis de 4.5 mm fixée par 6 vis non verrouillées, placées en position neutre
- le second avec la même plaque LCP large pour vis de 4.5 mm fixée par 6 vis verrouillées

Ce travail a constitué la phase préliminaire d'une étude comparant l'évolution des propriétés biomécaniques de montages verrouillés versus non verrouillés, sur des tibias de moutons, *in vivo*. Cette étude s'est intéressée à la comparaison mécanique des différents montages à T0 de l'étude, c'est à dire avant l'initiation du processus de cicatrisation osseuse.

1- Connaissances sur la cicatrisation osseuse

L'os est un tissu biologique dynamique, formé de cellules intégrées dans un réseau tridimensionnel rigide. Cette population cellulaire est composée : de cellules ostéogéniques précurseurs, d'ostéoblastes, d'ostéocytes, d'ostéoclastes ainsi que d'éléments de la moelle osseuse dont les cellules hématopoïétiques [33, 35, 48].

La formation et le développement des os est un processus qui se déroule à partir de la vie fœtale jusqu'à la fin de la période pubertaire, lors de la fin de la croissance [35].

1.1- Formation du cal

Une fracture est une rupture de l'état d'équilibre osseux [47, 48]. L'os est un tissu en perpétuelle destruction-reconstruction, sous l'effet notamment des ostéoclastes qui assurent la résorption osseuse (ostéoclasie) [35, 54]. Cette résorption permet l'arrivée d'une néo-vascularisation et d'ostéoblastes, issus de cellules mésenchymateuses indifférenciées. Les ostéoblastes élaborent les fibres de collagène et la substance ostéoïde de la matrice osseuse permettant le renouvellement de l'os [35, 66].

La cicatrisation osseuse se compose physiologiquement de trois étapes qui ne sont pas strictement séparées dans le temps (Fig.1) [33, 35, 54] :

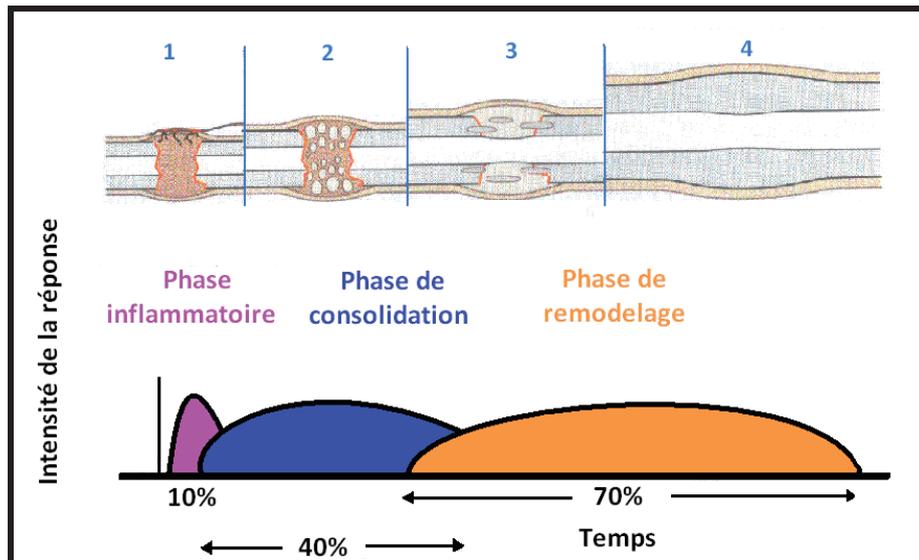


Figure 1 : Cicatrisation osseuse secondaire au niveau d'un foyer de fracture instable. Les modifications tissulaires progressives diminuent les contraintes et les déformations au sein du foyer de fracture et permettent la formation finale du tissu osseux [33].

- La phase inflammatoire :

Elle s'opère dès les premières heures et jusqu'à trois semaines après le traumatisme, à partir de la formation de l'hématome fracturaire. Le traumatisme tissulaire et la nécrose osseuse due aux ruptures vasculaires, conduisent au développement d'une réaction inflammatoire locale. L'exsudation plasmatique de nombreux médiateurs de l'inflammation et la migration leucocytaire préparent le terrain pour la phase de réparation. [33, 54].

- La phase de consolidation :

Cette phase de consolidation comprend elle même trois étapes :

- Consolidation conjonctive : De la 1^{ère} à la 48^{ième} heure après le traumatisme, l'hématome est progressivement colonisé par une prolifération de cellules mésenchymateuses indifférenciées, formant le tissu de granulation. Ces cellules proviennent des cellules périostées et endostées, de la moelle osseuse et du sang. En parallèle, une néovascularisation se met en place à partir des artères médullaires et des tissus environnants. Les cellules du tissu de granulation synthétisent du collagène qui en assure sa transformation en tissu conjonctif qui englobe les abouts fracturaires. Cette étape constitue la première phase de stabilisation du foyer de fracture.

○ Consolidation cartilagineuse : Entre 48h et 3 semaines après le traumatisme, le tissu conjonctif évolue en fonction des conditions de stabilité locale.

Lorsqu'il est soumis à un certain de degré de mobilité, les cellules se transforment en chondroblastes (moins exigeants que les ostéoblastes sur le plan biologique), qui synthétisent une matrice cartilagineuse. Lors d'instabilité relative, le cal conjonctif se transforme en cal fibro-cartilagineux qui améliore la stabilité du foyer de fracture [33, 66].

○ Consolidation osseuse : Il s'agit de la phase la plus tardive s'étalant de trois semaines à trois mois après le traumatisme.

Lors de stabilité absolue au niveau du foyer, l'ossification du cal conjonctif peut se faire directement. Dans ce cas, les cellules mésenchymateuses se différencient en ostéoblastes qui synthétisent la matrice osseuse sans passer par la phase cartilagineuse.

Lors d'instabilité relative, l'ossification se fait en passant par le stade du cal fibro-cartilagineux. Le gain de stabilité par la formation du cartilage permet la mise en œuvre du processus d'ossification endochondrale, conduisant à la formation du cal osseux.

- La phase de remodelage osseux débute en moyenne dès la troisième semaine après la fracture et s'étend sur plusieurs mois ou années. Son intensité et sa durée sont fortement liées aux contraintes appliquées au niveau du foyer de fracture. C'est la phase au cours de laquelle l'os immature du cal osseux est remplacé par un os lamellaire mécaniquement compétent [33, 54]. Cette longue transformation se fait par un double processus de destruction-reconstruction similaire au remaniement physiologique du tissu osseux.

1.2 - Structure du cal de fracture

Le cal de fracture est en général composé de trois couches histologiquement distinctes, le cal périosté, le cal cortical et le cal médullaire (Fig.2) [43, 48, 54].

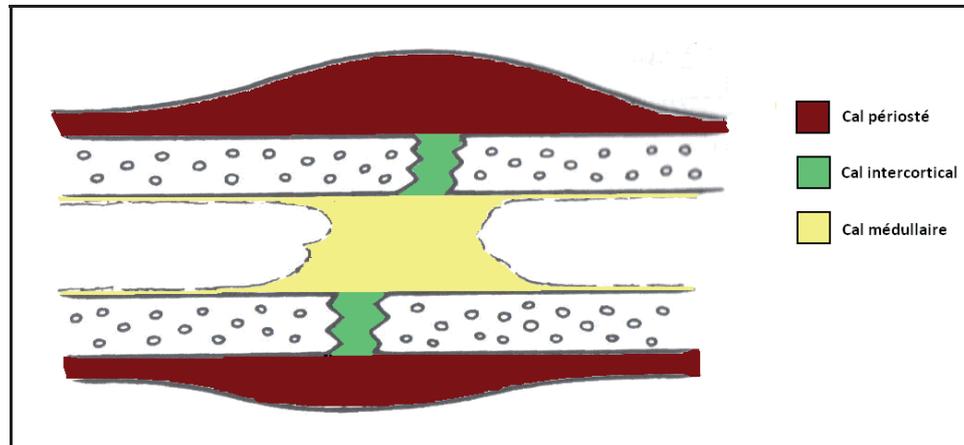


Figure 2 : Structure histologique d'un cal de fracture [7]

La participation de ces trois types de cal dans le processus de cicatrisation d'une fracture est sous la dépendance de nombreux paramètres, comme les cytokines, le pH, l'oxygène disponible, les facteurs de croissance et la stabilité mécanique au foyer [54, 65]. Mc Kibbin en 1978 a comparé chez l'homme les caractéristiques des différents types de cal (Tableau 1) [48]:

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

Tableau 1 : Les différents types de cals et leurs caractéristiques (d'après Mc Kibbin [48]).

Ainsi, le périoste produit un cal de volume important et à croissance rapide. Il assure un pontage du foyer de fracture et entraîne une immobilisation progressive des deux bouts osseux. Ce type de cal permet de combler des pertes de substances conséquentes. La formation et le développement du cal sont favorisés par une mobilité modérée du foyer de fracture [42, 43, 66]. En revanche une trop grande stabilité est délétère à sa formation et la cicatrisation se fait, dans ce cas, majoritairement par les cals endostés et corticaux. Dans des conditions optimales, le développement du cal se fait sur une durée de cinq à six semaines. La présence de micromouvements est souhaitable entre les deux bouts osseux pendant les 6 premières semaines suivant le traumatisme [47, 48, 66].

Lors de fortes pertes de substance, fréquentes lors de fractures comminutives, le développement d'un cal périosté volumineux est souhaitable. Le cal périosté permet en effet de stabiliser rapidement le foyer par pontage et d'assurer le comblement osseux des zones non reconstructibles. Sa formation présente cependant quelques exigences :

- la nécessité de préserver les tissus mous environnants et leur vascularisation
- la recherche d'une stabilité non absolue entre les bouts osseux

2. Osteosynthèse anatomique versus osteosynthèse biologique

2.1- L'ostéosynthèse anatomique

2.1.1- Principe général

Dans la première partie du 20^{ième} siècle, chez l'homme, la fixation interne n'était pas le traitement de choix pour stabiliser les fractures. La nature des implants, les problèmes techniques et une immobilisation souvent excessive du membre opéré conduisaient à des échecs de reprise fonctionnelle. Il était fréquent d'observer des déformations osseuses ou des arthroses post chirurgicales sévères [39, 67].

Pour répondre à ces difficultés, des chercheurs, ingénieurs et chirurgiens orthopédistes ont créé un groupe d'étude en 1958 : l'A.O/A.S.I.F (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation) [33].

Ce groupe d'étude a travaillé sur « la recherche du moyen de traitement optimal d'une fracture, en fonction de l'environnement et du patient » [33].

Cette association a recherché, en priorité, une intervention précoce et sûre, en vue d'une réhabilitation rapide du membre [33, 67].

Les premiers objectifs étaient :

- la réduction la plus anatomique possible permettant de rétablir une colonne osseuse rigide et rectiligne et un fonctionnement physiologique des articulations adjacentes [8, 33, 51, 56].
- une fixation stable avec un matériel rigide en contact étroit avec le périoste [10, 33, 51, 67].
- cette réduction anatomique nécessitait un abord chirurgical du foyer de fracture sans réelle préservation des tissus mous environnants [10, 56, 67].

Les bouts osseux étaient censés être en contact étroit (< à 1mm) et fixés dans des conditions de stabilité absolue l'un contre l'autre. Les forces de compression interfragmentaire importantes permettaient d'obtenir une consolidation osseuse directe [33, 53, 56].

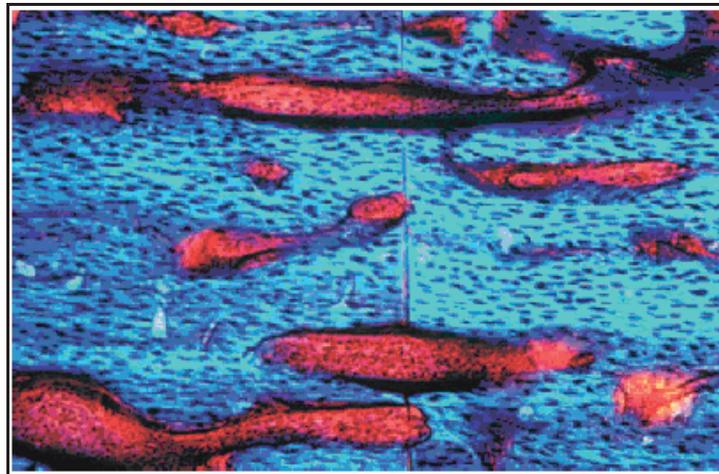


Figure 3 : Apparence histologique de la cicatrisation osseuse primaire (le trait d'ostéotomie central est chevillé par de nouveaux ostéons, colorés en rouge, qui fabriquent directement de l'os lamellaire) d'après Perren

[53].

Ce type de cicatrisation court-circuite la formation d'un cal osseux périosté. Il s'agit d'un remodelage cortical direct (Fig.3). Cette cicatrisation osseuse primaire, obtenue lors de réduction anatomique en conditions stables, se traduit donc radiologiquement par l'absence de visualisation de cals périosté et cortical et la présence d'un cal médullaire peu abondant [56]. La stabilité mécanique du foyer de fracture ainsi reconstruit permet une récupération fonctionnelle précoce.

L'ensemble de ces procédures répond au concept d'ORIF : « Open Reduction Internal Fixation ».

Afin de maintenir la réduction anatomique obtenue par abord du foyer, le chirurgien orthopédiste dispose de différents moyens de fixation: cerclages, vis de traction, haubanage, plaques vissées... [56].

Les plaques vissées sont des implants qui répondent idéalement au concept de l'ORIF. Correctement mises en place, elles assurent une stabilité élevée au sein du foyer de fracture reconstruit. Via leur adaptabilité importante et la diversité de longueurs disponibles, les plaques vissées constituent les fixateurs internes les plus utilisés. Elles peuvent être employées selon deux modes :

- En compression: Dans cette configuration, la plaque assure en effet de compression entre les deux bouts osseux. Celle-ci est généralement placée sur la face de l'os soumise aux forces de tension (par exemple en face médiale ou crâniale du tibia) [33, 56, 67]. A l'origine, afin d'obtenir une mise sous tension efficace de la plaque, un tendeur de plaque a été utilisé. Aujourd'hui ce système est remplacé par des plaques auto-compressives : les plaques DCP (Dynamic Compression Plate), LC-DCP (Low Contact Dynamic Compression Plate) et LCP (Locking Compression Plate) [15, 45]. Ces plaques de compression dynamique sont indiquées sur les fractures stables de type A, les arthrodèses ou les ostéotomies [15, 56, 19].

- En neutralisation : dans ce cas la plaque ne joue qu'un rôle de tuteur. Elle est fixée sur la face de tension et permet de contrer les forces s'appliquant sur le foyer de fracture préalablement stabilisé. La compression interfragmentaire au sein du foyer de fracture est assurée par des vis de traction ou d'autres moyens de fixation. Ces plaques de neutralisation sont indiquées pour neutraliser les efforts appliqués sur des fractures de type B ou C, réduites anatomiquement et fixées par des vis de traction ou des cerclages [56].

2.1.2- Limites

L'ostéosynthèse anatomique implique une réduction précise avec un minimum d'écart entre les bouts osseux et un alignement parfait des corticales. Il est nécessaire d'obtenir une stabilité absolue au sein du trait de fracture. En effet, le moindre mouvement provoque des déformations qui dépassent le seuil de résistance des cellules impliquées dans le processus de cicatrisation. Les fractures articulaires sont les seules indications absolues de l'ostéosynthèse anatomique.

La réduction anatomique implique une ouverture du foyer de fracture qui entraîne des lésions des tissus vasculaires environnants et une désorganisation de l'hématome fracturaire. Lors de reconstruction anatomique, la stabilité d'un montage par plaque vissée est assurée généralement par les forces de friction entre la plaque et l'os. Ce contact étroit entre la plaque et l'os peut compromettre la vascularisation périostée [20, 40].

L'ostéosynthèse anatomique est limitée lorsque la reconstruction du fût osseux est difficile, comme lors de fractures diaphysaires multi esquilleuses ou comminutives [63]. Ces 15 dernières années, les principes de l'AO ont beaucoup évolué. L'intérêt de préserver les tissus mous environnants et la vascularisation locale pour améliorer les conditions de cicatrisation des fractures a conduit à développer un nouveau concept, l'ostéosynthèse biologique.

2.1- L'ostéosynthèse biologique

L'ostéosynthèse biologique se situe dans la continuité des recommandations de l'A.O/A.S.I.F qui préconisait déjà un abord chirurgical minimal voire absent, du foyer de fracture [8, 51 62, 63].

Les objectifs de l'ostéosynthèse biologique sont donc d'obtenir:

- un alignement des deux bouts osseux dans les plans frontal et sagittal
- une absence de torsion axiale
- un rétablissement de la longueur de l'os
- sans obligation de mettre les deux bouts fracturaires en contact intime.

Ce mode de fixation permet d'obtenir une cicatrisation indirecte par la formation rapide d'un cal périosté volumineux. Dans ces conditions, la récupération fonctionnelle du membre est obtenue précocement [39, 67]. Les micromouvements présents au niveau du foyer de fracture ne nuisent pas à l'installation du cal et peuvent même en stimuler la formation [47, 48, 66].

La réussite de l'ostéosynthèse biologique repose sur quatre points clés [51] : la réduction et fixation, la préservation de l'apport sanguin, la stabilité et la mise en charge.

2.2.1- Réduction et fixation

Certaines fractures, notamment lors de fortes pertes de substances osseuses ne peuvent pas être réduites anatomiquement. Lorsque le chirurgien choisit de ne pas aborder le foyer de fracture, la réduction se fait par manipulation des abouts osseux par un abord ménagé de chaque fragment principal. Les fragments sont mobilisés jusqu'à obtenir la longueur initiale, l'alignement correct des corticales et une absence de rotation. Une réduction adéquate doit permettre de retrouver des plans articulaires adjacents dans une orientation relative physiologique [27,44, 51].

Johnson et al. ont comparé, sur des chiens, le traitement de fractures comminutives du fémur (> 4 fragments) par reconstruction anatomique et ostéosynthèse biologique. La principale différence mise en évidence concernait une réduction du temps opératoire et l'obtention d'images radiographiques de cicatrisation plus précoces chez les chiens traités par ostéosynthèse biologique. Cette diminution du temps opératoire permettait également de réduire l'incidence des complications septiques [32].

2.2.2- Préservation de l'apport sanguin

Afin d'obtenir une vitesse de cicatrisation optimale, l'ostéosynthèse biologique doit épargner les tissus mous entourant le foyer de fracture, afin de maintenir la vascularisation locale. En outre, il est impératif de préserver l'hématome fracturaire qui contient un grand nombre de facteurs de cicatrisation. Le respect de ces deux recommandations permet de minimiser le traumatisme chirurgical et d'optimiser le processus de cicatrisation [1, 33].

En cas d'incapacité à obtenir un bon alignement à foyer fermé, certains auteurs ont préconisé de pratiquer une ouverture chirurgicale limitée, pour faciliter la réduction. Après réduction, la plaque est fixée sur les abouts principaux sans intervenir sur les esquilles. Les esquilles même si elles ne sont pas fixées constituent un support précieux pour la cicatrisation et doivent impérativement être laissées en place. Cette technique est appelée « Open But Do Not Touch» (OBDNT) [7, 27, 30].

2.2.3- La stabilité

La colonne osseuse n'étant pas réduite de façon anatomique il existe une discontinuité entre les deux abouts osseux principaux, ce qui permet des micromouvements au sein du foyer de fracture lors de l'appui du membre [27, 67].

Cette dynamisation du foyer de fracture potentialiserait la formation du cal externe. Ceci a été mis en évidence lors de réduction de fractures par plâtre ou attelle assurant une stabilité très limitée. La mobilité importante du foyer de fracture en début de guérison a engendré la formation d'un cal volumineux [2]. De la même manière, la cicatrisation des os soumis à des micromouvements cycliques et continus comme les fractures de côtes entraînent la formation de cals volumineux [2].

La déformation au sein du foyer de fracture est un paramètre important dans le processus de cicatrisation. Les règles suivantes ont été établies [53, 64] :

- Une déformation inférieure à 2% entraîne une cicatrisation osseuse primaire sans formation de cal
- Une déformation comprise entre 2 et 10% est idéale pour la mise en place d'un cal périosté et la mise en place d'un cal fibrocartilagineux
- Une déformation comprise entre 10 et 30% induit une résorption osseuse

Lors d'une réduction anatomique, l'espace interfragmentaire (L) est très étroit. Or pour obtenir une cicatrisation osseuse, les déformations au sein du foyer ($\Delta L/L$) doivent être inférieures à 2%. Ces contraintes impliquent une stabilité absolue de façon à assurer un ΔL le plus petit possible.

Lors d'ostéosynthèse biologique, l'espace interfragmentaire (L) est plus large et réparti entre les différentes esquilles. Ceci implique qu'une stabilité relative est suffisante pour garantir une mobilité modérée (ΔL) et obtenir des déformations compatibles avec une cicatrisation osseuse. Le fait d'élargir l'espace interfragmentaire permet une certaine tolérance en terme de stabilité du montage [54].

Toutefois, la mobilité du trait de fracture doit être limitée pour ne pas induire la formation d'un cal vicieux, ou l'absence de processus de cicatrisation [29, 64].

2.2.4- Mise en charge

La vitesse de cicatrisation osseuse n'est pas uniquement liée au type de fracture, mais également à l'âge de l'animal et aux sollicitations mécaniques qui s'y appliquent (Tableau 2) [54].

Âge de l'animal	Fixation externe et enclouage centromédullaire	Fixation par plaque traditionnelle
Moins de 3 mois	2-3 semaines	4 semaines
3-6 mois	4-6 semaines	2-3 mois
6-12 mois	5-8 semaines	3-5 mois
Plus d'un an	7-12 semaines	5 mois – 1 an

Tableau 2 : Vitesse de cicatrisation appréciée sur la base de la consolidation clinique, en fonction de l'âge de l'animal et du type de fixation de la fracture.

La mise en charge du membre opéré est favorable à la cicatrisation. Egger et Schwartz ont montré que la vitesse de cicatrisation était accrue lors d'ostéosynthèse biologique [54]. L'ostéosynthèse biologique assure une mise en charge précoce du membre et préserve les facteurs biologiques de l'hématome fracturaire, ce qui garantit une consolidation clinique plus rapide. Dans ces conditions, les risques associés à l'immobilisation prolongée d'un membre sont moindres et la qualité de vie de l'animal s'en trouve améliorée.

2.2.5- Choix du matériel

Le choix du montage optimal doit prendre en compte, la localisation de la fracture, les dommages présents sur les tissus mous, l'âge, la taille et le poids de l'animal ainsi que ses conditions de vie. En outre, le choix du montage se heurte parfois aux contraintes économiques du propriétaire [6, 27, 29].

Le montage choisi est soumis aux différentes forces exercées sur l'os fracturé (Fig.4) [29] :

- la torsion intervient lors de la rotation du segment autour de son grand axe.
- la compression s'applique selon une direction axiale, liée au poids de l'animal, aux angles articulaires et à la sollicitation du membre.
- la tension, également axiale, est opposée à la compression et dépend du poids du membre et de l'action des muscles qui s'insèrent sur l'os.
- la flexion est composée de deux forces opposées appliquées à chaque extrémité induisant un moment de flexion.
- le cisaillement est présent surtout lors de fracture oblique. Il résulte de la compression et s'exerce selon le plan du trait de fracture.

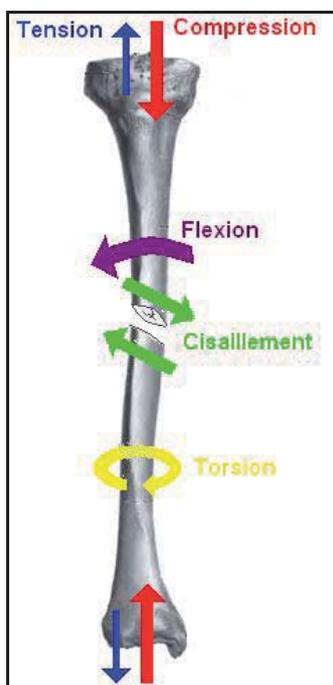


Figure 4 : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé

Plusieurs types d'implants peuvent être utilisés lors d'ostéosynthèse biologique [54] :

- les clous verrouillés : Lorsque le diamètre est bien adapté à la cavité médullaire, il n'entraîne que de faibles dommages vasculaires. La stabilité obtenue est légèrement moindre par rapport à celle des plaques, notamment si les fragments osseux sont de petite taille [54]. Situé proche de l'axe neutre de l'os et avec l'appui des vis de verrouillage, le clou verrouillé peut répondre à l'ensemble des forces qui s'appliquent à l'os fracturé [16]. Le temps chirurgical est diminué et le retrait d'implant est aisé.

- le montage combiné clou-plaque : Ce montage comprend un clou centromédullaire s'opposant aux forces de flexion et une plaque vissée qui neutralise les forces de compression et de torsion [8].

- l'association plaque et fixateur externe : La plaque vissée permet un alignement facilité des bouts fracturaires. Le fixateur externe renforce la solidité du montage tout en minimisant l'abord du foyer de fracture.

- la plaque seule : L'ostéosynthèse par plaque vissée est l'un des moyens les plus utilisés aujourd'hui grâce à la grande diversité des implants disponibles et adaptés au milieu vétérinaire. Elles permettent de neutraliser l'ensemble des forces qui s'appliquent sur le foyer de fracture [54].

2.3- Ostéosynthèse biologique vs anatomique

Depuis les 20 dernières années, de nombreuses études ont cherché à démontrer la supériorité de l'ostéosynthèse biologique sur les techniques de reconstruction anatomique. L'étude de Baumgaertel sur des fractures comminutives du fémur de mouton a évalué l'impact de l'ostéosynthèse biologique versus une reconstruction anatomique, sur la formation et la minéralisation du cal de fracture [6].

Des marquages par fluorescence ont montré la précocité de la formation et de la minéralisation du cal de fracture, sur les animaux traités par ostéosynthèse biologique (Fig.5).

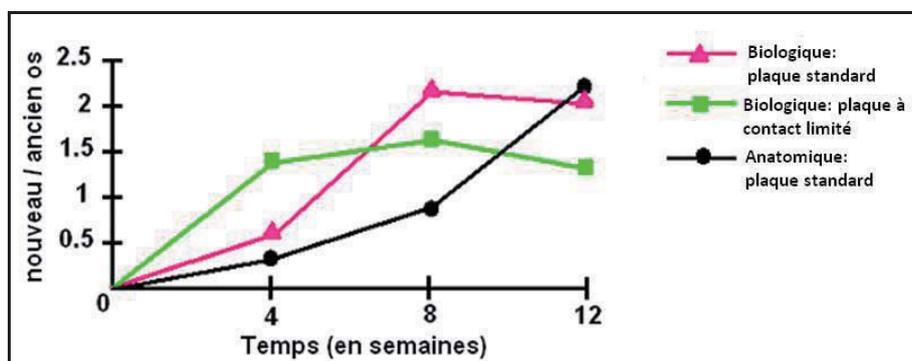


Figure 5 : Rapport entre le tissu osseux néoformé (le cal) et l'ancien (le cortex) en fonction du temps, dans la zone recouverte par la plaque.

Ces résultats ont été corroborés par les études menées chez le chien sur des fractures comminutives du fémur [32] ou d'autres os longs [27] (Tableau 3).

Echantillons	Temps opératoire	Temps de guérison radiographique	Temps d'hospitalisation	Nombre d'animaux avec appui à j+1	Complications post-opératoires
20 ostéosynthèses anatomiques: plaque et cerclage	191,8 min [125-225]	15,1 sem [6-37]	Absence de différences significatives	Non évalué	Absence de différences significatives
15 ostéosynthèses biologiques : plaque de pontage	116,5 min [50-190]	10,5 sem [5-32]			
11 ostéosynthèses anatomiques: clou verrouillé	110 min [65-155]	6 sem [4-11]	Non évalué	36% [4/11]	Absence de différences significatives
9 ostéosynthèses biologiques : clou verrouillé	95 min [60-111]	8 sem [6-16]		78% [7/9]	

Tableau 3 : Comparaison des techniques d'ostéosynthèse anatomique et biologique en terme de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle [27, 32]

Ces études cliniques ont montré que l'ostéosynthèse biologique permettait:

- une diminution du temps chirurgical
- une guérison osseuse plus précoce avec une récupération fonctionnelle plus rapide. Les montages sont alors moins longtemps sollicités, ce qui diminue le risque de rupture d'implant.
- une absence de différence significative en matière de complications.

Cependant, la reconstruction anatomique demeure une indication absolue pour certains types de fractures. Les fractures articulaires en sont le meilleur exemple. La réduction anatomique est le moyen indispensable pour en obtenir la cicatrisation complète, une reprise fonctionnelle rapide et limiter l'évolution arthrosique post-opératoire [6, 29, 67].

3. Utilisation des locking compression plate (LCP) :

3.1- Historique

Les principes classiques de l'ostéosynthèse par plaque, émis par l'AO à la fin des années 50, reposaient sur la genèse de forces de frottement entre la plaque et l'os. La stabilité était conditionnée par la compression de la plaque sur l'os cortical, obtenue par le serrage des vis [67]. Les plaques à compression dynamique (DCP), grâce à la forme ovale de leurs trous ont permis d'ajouter à la stabilité initiale, l'effet d'une compression interfragmentaire (Fig.6) [14, 33, 49].

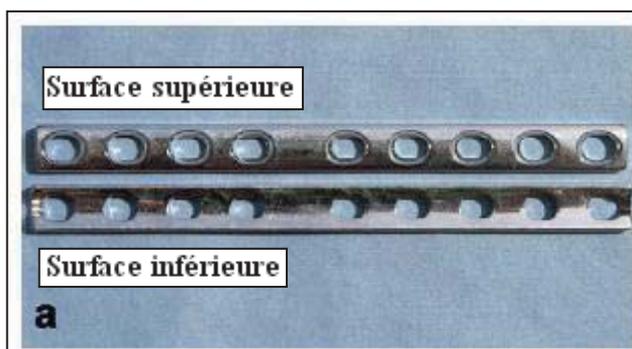


Figure 6 : Plaques DCP

Ces plaques nécessitent d'être modelées le plus précisément possible, afin d'épouser parfaitement la forme de l'os. Le contact entre l'os et la plaque doit être maximal sur toute la surface de l'os. Tout défaut de modelage de la plaque risque d'induire une perte de la réduction lors du serrage des vis.

En revanche, la compression de la plaque sur l'os peut perturber la vascularisation périostée, ce qui peut être à l'origine d'une raréfaction osseuse sous la plaque. Cette complication peut provoquer un lâchage d'implant, des fractures sous plaque, des infections et des fractures secondaires, après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse [25, 49, 59].

Durant la seconde moitié du XX^{ième} siècle, les principes de l'AO ont évolué vers une prise en compte de la vascularisation locale et de la préservation des tissus mous environnants. Les principes de l'ostéosynthèse biologique ont été décrits sous le concept de Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) [33].

Une première évolution des implants a consisté à développer des plaques à contact limité (Limited Contact Dynamic Compression Plate: LC-DCP). Ces plaques présentent des encoches sur la face en contact avec l'os, qui préservent ainsi davantage sa vascularisation. Elles permettent de diminuer de 50% les lésions vasculaires périostées (Fig.7) [20, 40].

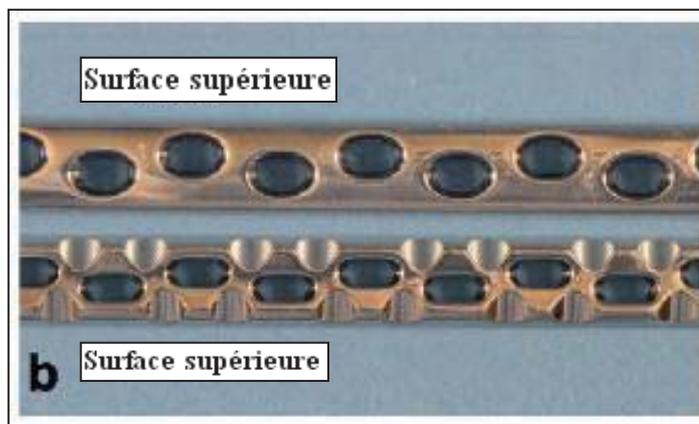


Figure 7: Plaques LC-DCP

Afin d'améliorer le concept, de nouvelles plaques ont été mises au point dans le but de supprimer complètement la compression de la plaque sur l'os, sur toute la longueur de l'implant. Ces plaques à vis verrouillées (locking Compression Plate : LCP) ont été conçues de telle sorte que les têtes de vis filetées viennent se verrouiller dans les trous de la plaque. Ainsi la plaque n'est plus appliquée directement contre l'os. Les vis sont positionnées selon un axe fixe, déterminé par le filetage de la tête de vis et du trou de la plaque. Elles sont généralement orientées

perpendiculairement à l'axe de la plaque. Le verrouillage des vis, implique la formation d'une « unité de fixation » minimisant les mouvements entre la plaque, les vis et l'os [14]. La construction se comporte alors comme un fixateur interne. Le contact entre l'os et la plaque étant moins intime, le modelage de la plaque peut être moins précis. La fragilisation de la plaque et le temps opératoire s'en trouvent diminués [1, 14, 71]. Ces plaques constituent les implants de choix pour une ostéosynthèse sans abord du foyer de fracture, permettant la préservation de l'hématome fracturaire [49].

En outre, les plaques LCP présentent des trous mixtes, comprenant une partie pouvant accueillir une tête de vis verrouillée, et une autre partie accueillant une vis standard (Fig.8). Ce trou pour vis standard est conformé de manière à pouvoir appliquer, si nécessaire, une compression interfragmentaire.

Les plaques LCP associent trois caractéristiques originales qui permettent :

- d'assurer une compression interfragmentaire
- d'utiliser des vis verrouillées garantissant un contact limité de la plaque sur l'os
- d'obtenir une stabilité angulaire du montage plaque-os [18, 71]



Figure 8 : Mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et non verrouillée (à droite) dans une plaque LCP

Dernièrement, d'autres systèmes de plaques verrouillées ont vu le jour. Ces plaques permettent d'insérer des vis verrouillées avec une angulation jusqu'à 15° grâce à des trous préorientés. Ce sont notamment les systèmes Synthes®, Newclip®, Biotech® et Zimmer® [12].

3.2- Caractéristiques structurales

3.2.1- Matériaux

Les plaques et vis LCP sont constituées d'acier inoxydable ou d'un alliage de titane (Ti-6Al-4V). Les métaux, du fait de leurs propriétés élastiques sont de bons fixateurs internes. Toutefois, ils présentent aussi un certain nombre d'inconvénients. En effet, ils peuvent être sujet à la corrosion en milieu biologique. Même s'il a été démontré que ces deux matériaux étaient largement biocompatibles [49], ils peuvent parfois être rejetés par le patient. Des réactions de type hypersensibilité peuvent être déclenchées par les produits issus de la corrosion de ces métaux.

La corrosion de la plaque est majoritairement située à l'interface plaque-vis. Une corrosion galvanique peut se produire à cause de la différence de matériaux entre vis et plaque. D'autre part, les frottements entre les vis et la plaque pourraient favoriser la corrosion et les microfissures dans ces zones de contact. Cependant, il a été montré que la corrosion avait un effet négligeable sur la tolérance de ce type de matériaux [53]. Elle semble avoir plus de répercussions sur la durée de vie des matériaux [49].

3.2.2- Trou combiné

L'innovation majeure des plaques LCP repose sur la création de ces trous combinés. Ils peuvent accueillir aussi bien des vis conventionnelles que des vis verrouillées. Outre ces utilisations standard ou verrouillée, la plaque peut être utilisée en associant les deux types de vis sur un même montage [25].

Le trou fileté n'ayant pas une circonférence complète, du fait de son imbrication avec le trou non verrouillé, ceci apporterait une certaine souplesse au montage et diminuerait la mise en charge du filetage [18].

La présence d'un filetage sur les trous de la plaque et la tête de vis, implique un surcoût de fabrication de ce type d'implant [18].

3.2.3- Vis verrouillée, non verrouillée et forme de la plaque

Quatre types de vis sont utilisables pour fixer une plaque LCP :

- Des vis standard pour os spongieux
- Des vis standard pour os cortical

Ces deux types de vis sont utilisés lorsqu'il est nécessaire d'incliner la vis par rapport à la perpendiculaire à la plaque ou lorsqu'une compression interfragmentaire est souhaitée.

- Des vis verrouillées auto taraudantes, principalement bicorticales
- Des vis verrouillées auto forantes, principalement monocorticales. Elles sont utilisées en région diaphysaire et dans de l'os de bonne qualité

Les vis conventionnelles peuvent être placées en position neutre ou excentrée pour ménager une compression interfragmentaire. Leur orientation n'est pas fixée et le chirurgien dispose d'une certaine liberté d'angulation de la vis de 40° dans le plan longitudinal et de 14° dans le plan transversal (données Synthes®).

L'orientation des vis verrouillées est imposée par le filetage de la vis dans la plaque, le plus souvent perpendiculaire à l'axe de la plaque. Une stabilité angulaire est obtenue et permet de diminuer les possibilités de mouvements des vis dans l'os [19, 25, 49].

L'angle d'insertion ne doit pas excéder 5° par rapport à l'axe déterminé par le pas de vis de la plaque. Par conséquent, l'utilisation d'un guide de perçage spécifique est fortement recommandée [49].

Outre les plaques de forme classique, des plaques anatomiques ont été créées, adaptées à certains os ou certaines utilisations, comme les ostéotomies de nivellement du plateau tibial. Les trous de vis de ces plaques anatomiques ne sont pas obligatoirement orientés perpendiculairement à la plaque, mais doivent s'adapter aux contraintes anatomiques de l'os [4].

3.3- Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP

3.3.1- Répartition des forces

La stabilité des plaques LCP, en mode verrouillé, ne s'appuie plus sur la friction entre la plaque et l'os [18, 19, 71].

Aujourd'hui, il n'est pas possible d'extrapoler les règles de choix d'implants, à partir des principes définis historiquement. Le concept de chirurgie mini-invasive et la recherche d'une stabilité relative impliquent de choisir des plaques plus longues, fixées par des vis aux extrémités.

3.3.2- Longueur de la plaque

Le choix de la longueur est une étape importante dans la sélection de l'implant. D'un point de vue mécanique, la plaque et les vis doivent être sollicitées le moins possible, pour éviter les ruptures d'implants avant l'obtention de la cicatrisation.

La longueur idéale de la plaque a été estimée à l'aide d'un index décrit par Rozbruch en 1998, rapportant la longueur de la plaque à celle du foyer de fracture, appelé « plate span width » (PSW) [64] (Fig 9).

$$\text{PSW} = \text{Longueur de la plaque} / \text{Longueur de la fracture}$$

Gautier et Sommer ont indiqué de façon empirique que cet index devait être supérieur à 2 ou 3 pour une fracture comminutive et à 8 ou 10 pour une fracture simple [19]. Ceci a été vérifié dans l'étude de Stoffel en 2003 [63].

3.3.3- Nombre, position et choix de vis

- Nombre de vis :

Le nombre optimal de vis, lors d'utilisation de plaque LCP en mode verrouillé, a aussi été défini par un index rapportant le nombre de vis au nombre de trous disponibles dans la plaque, appelé « plate screw density » (PSD) (Fig.9) [64].

$$\text{PSD} = \text{Nombre de vis} / \text{Nombre de trous.}$$

D'après Gautier et Sommer le PSD doit être compris entre 0,4 et 0,5 sur l'ensemble de la plaque [19]. De la même façon seule l'étude de Stoffel justifie ces recommandations [63].

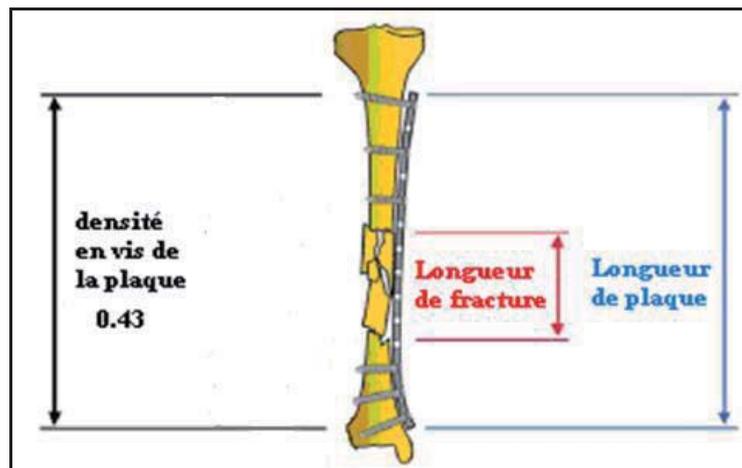


Figure 9 : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi $\text{PSD} = 6/14 = 0.43$

En 2003 Gautier et Sommer ont établi des recommandations fondées sur leurs résultats cliniques chez l'homme pour le traitement de diverses fractures [19] :

- Au minimum 2 vis et 3 corticales par about osseux pour des fractures simples
- Au minimum 2 vis et 4 corticales par about osseux pour des fractures comminutives
- position des vis :

La résistance à la mise en charge du montage est largement conditionnée par la position des vis. Deux longueurs sont importantes à retenir :

- la longueur utile de la plaque qui est l'espace entre les deux vis les plus proches du trait de fracture
- la distance entre le trait de fracture et la première vis sur chaque about.

La réduction de la longueur utile de la plaque entraîne une concentration locale des contraintes [19, 62, 63] (Fig.10).

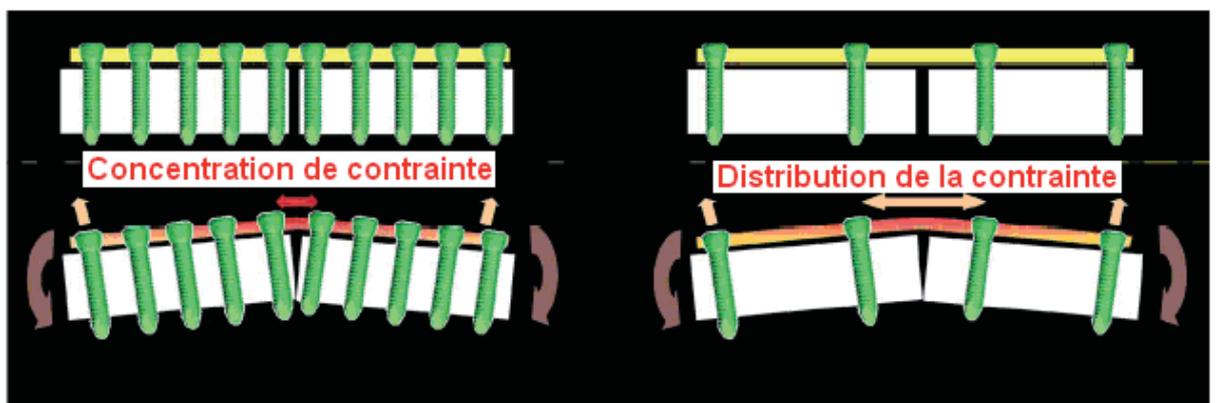


Figure 10 : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [62]

Ce schéma montre que lorsque la longueur utile de la plaque augmente, l'effort en flexion est réparti sur une longueur plus importante de la plaque et par conséquent la contrainte locale diminue. Cette meilleure répartition des efforts diminue le risque de rupture de l'implant.

L'influence du positionnement des vis sur la raideur en compression a été étudiée par Stoffel lors de mises en charge statique et dynamique [62]. Des montages LCP verrouillés sur des cylindres en PVC ont été comparés à des cylindres identiques non appareillés. Cette étude a montré que la raideur en compression statique diminuait en moyenne de 90 % entre un tube intact et un tube appareillé (moyenne établie sur tous les montages avec le nombre et la position des vis qui variait). La comparaison de diverses configurations de fixation a montré que la raideur diminuait d'environ 60% lorsque les 2 vis les plus proches du trait de fracture étaient retirées (fig.11 et 12) [63].

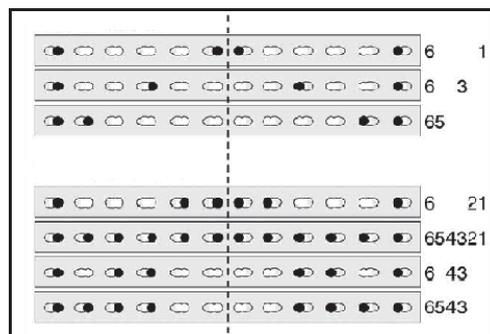


Figure 11 : Différents types de positionnement des vis analysés dans l'étude de Stoffel [63]

Chaque trou de plaque est numéroté du trait de fracture (1) vers l'extrémité de la plaque (6). Les numéros indiqués à droite du schéma représentent l'emplacement des vis.

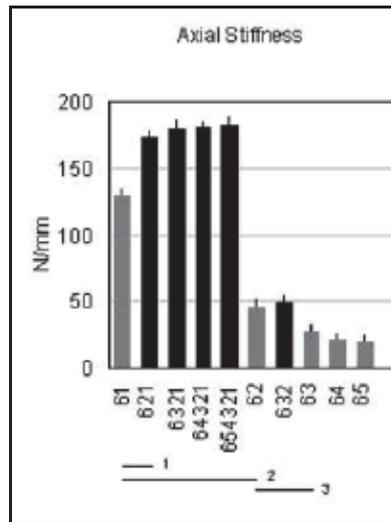


Figure 12 : Raideur axiale en fonction de la longueur libre de la plaque et du nombre de vis sur des plaques LCP 12 trous avec un espacement os-plaque de 2 mm [63].

Les diverses configurations étudiées sont caractérisées par les numéros de vis présentes, indiqués sous chaque barre de l'histogramme.

Plus la longueur libre de la plaque augmentait, plus la raideur en charge axiale était faible (Fig.13). Les vis proches et éloignées du trait de fracture sont donc les plus importantes pour assurer la raideur du montage. Les vis 4 et 5 semblent avoir une influence négligeable sur la raideur du dispositif [63].

Lors d'ostéosynthèse biologique, la nécessité de réaliser un abord minimal du foyer de fracture implique un positionnement des vis éloigné de celui-ci. Il a donc été recommandé de fixer la plaque à l'aide de 2 ou 3 vis à chaque extrémité de la plaque sans mettre en place de vis proches du foyer [19]. Ce choix permet de diminuer le risque de rupture d'implant en augmentant la longueur libre de la plaque, ce qui assure une meilleure répartition des contraintes. Ce choix entraîne a contrario une diminution de la raideur du montage qui n'est pas forcément délétère. En effet, les déformations au sein du foyer de fracture se répartissent entre les esquilles et les micromouvements locaux dynamisent le phénomène de cicatrisation.

- Choix des vis :

Le choix des vis, verrouillées ou non, peut influencer sur le comportement mécanique d'un montage d'ostéosynthèse. Malheureusement, aucune étude biomécanique en compression, comparant des montages LCP utilisant des vis verrouillées versus standards n'est disponible dans la littérature.

Seul Ahmad a étudié la stabilité mécanique des plaques LCP en compression. Sur des cylindres en composites, des plaques DCP ont été comparées à des plaques LCP posées avec des écarts plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm (fig 15).

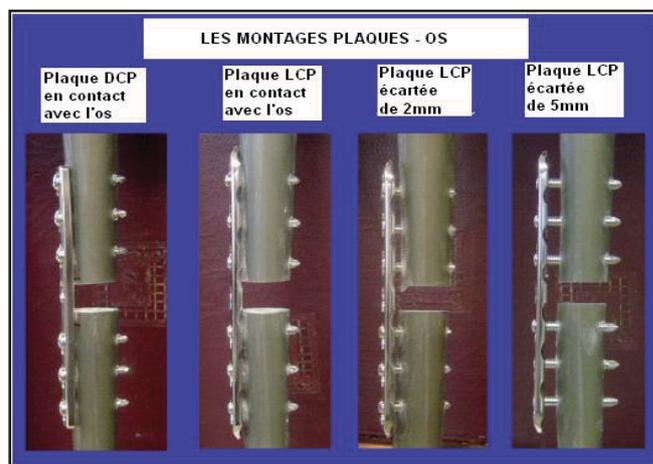


Figure 13 : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [1].

Cette étude a comparé les raideurs en compression des différents montages. La raideur du montage verrouillé obtenue était globalement plus importante que celle du montage DCP. Cependant la différence n'était pas statistiquement significative.

3.3.4- Espacement plaque – os

Un des objectifs du montage LCP en mode verrouillé était de préserver la vascularisation locale. Il est donc nécessaire de ne pas comprimer le périoste comme lors d'utilisation d'une plaque standard. La mise en place d'une plaque verrouillée ménage donc un espace entre la plaque et l'os.

Cependant, afin de ne pas diminuer trop la raideur globale du montage, il a été recherché au travers d'études biomécaniques l'espace optimal entre la plaque et l'os.

Dans l'étude de M. Ahmad les différents montages ont été soumis à des charges en compression dynamique et statique en augmentant de 0 à 5 mm la distance plaque-os [1]. Il a été montré que la charge à la rupture était diminuée pour le montage avec un écart plaque-os de 5 mm et que ce montage présentait la raideur en compression la plus faible [1] (fig.14 et 15).

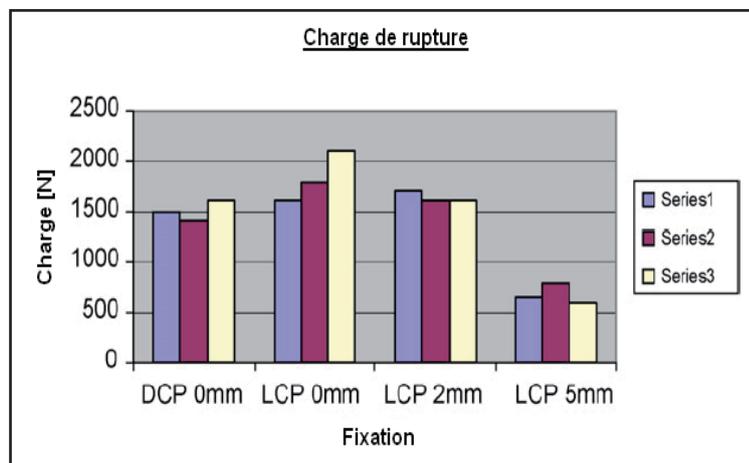


Figure 14 : Comparaison des charges entraînant la rupture en compression, selon le type de montage DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1]

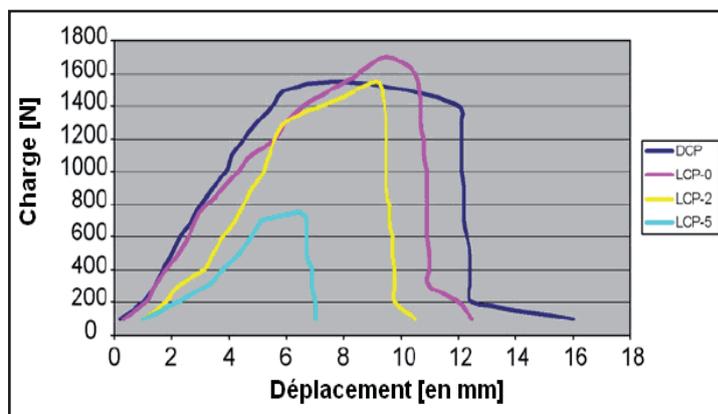


Figure 15 : Courbes représentant la charge axiale en fonction du déplacement pour les 4 types de montages DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1]

Il est donc recommandé de laisser un espacement de 2 mm entre la plaque LCP verrouillée et l'os, ce qui allie les impératifs mécaniques et biologiques.

Ces études ont cependant été réalisées *in vitro* et ne doivent être extrapolées au traitement de fractures *in vivo* qu'avec précaution.

3.4- Indications et limites des montages LCP

3.4.1- Indications des LCP

Les plaques LCP peuvent être utilisées selon trois modes de fixation :

- Lors d'ostéosynthèse mini-invasive : La plaque est fixée exclusivement par des vis verrouillées. Dans ces conditions, la plaque est assimilable à un fixateur externe posé en interne. En médecine humaine, les chirurgiens orthopédiques estiment utiliser des vis verrouillées dans 5 à 25% des fractures traitées par une ostéosynthèse par plaque. Il semble que ce genre de montage reste, pour le moment, plus utilisé en médecine humaine qu'en médecine vétérinaire [49].

- Lors d'ostéosynthèse conventionnelle : la plaque est fixée exclusivement par des vis non-verrouillées. Dans ces conditions, elle est utilisée dans les mêmes conditions qu'une plaque LC-DCP.

- Lors d'une utilisation mixte : La plaque est fixée avec des vis verrouillées et non verrouillées.

Ce choix n'est pas anodin et il convient de respecter certaines règles d'utilisation, en accord avec les propriétés biomécaniques de chaque montage. Pour cela, il est important de connaître les indications et contre-indications des montages LCP [71].

Les indications d'utilisation des LCP en mode verrouillé sont multiples [71] [15]:

- Les fractures diaphysaires et métaphysaires: Toutes les fractures qui permettent d'être fixées à distance du foyer de fracture en préservant l'hématome fracturaire. La mise en place d'au moins 2 vis de part et d'autre du trait de fracture est indispensable. Lorsqu'un cartilage de croissance se trouve à proximité il est important qu'aucune vis ne risque d'en perturber le fonctionnement.
- Les fractures sur os ostéopénique, et os ostéoporotique en médecine humaine : Le taux d'arrachement de vis est élevé avec les méthodes de fixation traditionnelle lorsque l'os est peu dense. En outre, le couple nécessaire au serrage des vis pour une fixation optimale peut parfois être trop élevé par rapport à la résistance de l'os [37]. L'os du jeune fait partie de cette catégorie avec une épaisseur des corticales et une densité osseuse moindres, par rapport à l'os d'adulte. La vascularisation périostée étant particulièrement active chez le jeune, les montages LCP avec des vis verrouillées sont d'autant plus recommandés [60].
- Les fractures concernant des zones où la plaque ne peut être posée sur la face de tension de l'os.
- Les fractures proches de prothèses: dans ce cas, les montages LCP apparaissent prometteurs. Cependant, cette indication concerne essentiellement la médecine humaine.
- Les ostéotomies ouvertes.

L'utilisation des LCP est préférable en mode non verrouillé ou mixte dans les cas suivants [71] [15] :

- Les fractures articulaires ou juxta-articulaire: La réduction doit être anatomique et une compression interfragmentaire est généralement recommandée. En outre, il est parfois obligatoire d'incliner les vis pour éviter un cartilage de croissance ou l'articulation, ce qui est impossible avec des vis verrouillées.

- Les fractures simples diaphysaires pour lesquelles une cicatrisation per primam est visée. La mise en place d'une compression interfragmentaire assurant une stabilité absolue implique l'utilisation de vis standard.
- Les ostéotomies cunéiformes

3.4.2- Les limites des montages verrouillés [15]

Comme tout nouveau système de fixation les montages LCP présentent un certain nombre de limites et de contraintes d'utilisation [15, 49, 61] :

- Tout défaut d'angulation de la vis dans le trou verrouillé peut altérer le verrouillage de la tête de vis dans la plaque et abîmer le filetage dans l'os cortical. Il est donc fortement recommandé d'utiliser des guides de perçage spécifiques, pour effectuer des trous parfaitement perpendiculaires à la plaque et centrés par rapport au filetage de la plaque.
- L'utilisation d'un limiteur de couple fixé sur le tournevis est aussi recommandée pour assurer un serrage des vis homogène et optimal. Un serrage trop important des vis pourrait conduire à une fusion à froid de la tête de vis dans la plaque.
- L'utilisation des montages LCP en mode de fixation mixte peut être très utile mais implique de respecter certaines règles. Les vis verrouillées doivent être posées après les vis conventionnelles. En effet, si les vis verrouillées sont placées en premier, la plaque est fixée avec un écart plaque-os d'environ 2 mm. Ce mode de fixation gênera donc par la suite, l'effet de compression de la plaque sur l'os opérée par une vis standard.

Certaines complications sont plus fréquentes, avec l'utilisation de LCP en mode verrouillé [15, 21] :

- Effraction intra-articulaire : l'utilisation des plaques LCP en région péri-articulaire peut conduire, en particulier dans des conditions de densité osseuse réduite, à des effractions de vis au sein de l'articulation.
- Rupture de plaque : elles sont le plus souvent rencontrées dans les cas où la longueur libre de la plaque n'est pas suffisante. La zone de fragilité de ce type de plaque se trouve en regard des trous conventionnels.
- Lâchage de vis : elles sont peu fréquentes lors d'utilisation de vis verrouillée car toutes les vis doivent s'arracher en même temps. Les vis verrouillées vont préférentiellement casser sous la plaque au ras de l'os, ou se desserrer.
- Des dommages sur les tissus mous peuvent aussi être observés, notamment en cas de longueur inadaptée des vis auto taraudantes et auto perçantes.

4. Notion de biomécanique osseuse

La compréhension des phénomènes biomécaniques associés à la guérison d'une fracture joue un rôle prépondérant dans le choix du montage d'ostéosynthèse optimal pour la traiter. Le chirurgien se doit donc de maîtriser aussi bien la biomécanique de l'os et des tissus environnants que les propriétés mécaniques des implants.

Afin de traiter de manière adéquate une fracture, il est donc nécessaire d'appréhender le comportement mécanique de l'os en relation avec le matériel d'ostéosynthèse. Il est donc impératif de rappeler un certain nombre de règles de base de mécanique et de définir les paramètres qui caractérisent le comportement mécanique d'un os et d'un implant.

4.1- Définitions

- Force

Une force est une action ou une influence telle qu'une traction ou une pression qui, appliquée à un corps libre, tend à l'accélérer ou à le déformer [50].

La force est définie par son point d'application, sa direction et son intensité. Elle s'exprime en newton, sachant qu'un newton est équivalent à une force qui, appliquée à une masse de 1 kg lui donne une accélération de 1 m par seconde carrée.

- Contrainte

La contrainte représente le rapport de la force appliquée par unité de surface.

$$\text{Contrainte } \sigma = F / A$$

F est la force exprimée en Newton (N)

A est la section de la structure exprimée en mètre carré (m²)

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

Il existe des contraintes en tension, compression, flexion, torsion et cisaillement.

- Déformation

Un objet soumis à une contrainte va se déplacer ou se déformer. Il existe deux types de déformations relatives [50, 70] :

Les déformations en tension ou en compression, sont représentées par le rapport de l'allongement final sur la longueur initiale. Elles s'expriment le plus souvent en pourcentage de la longueur initiale:

$$\text{Déformation } \varepsilon = \Delta l / l$$

Δl et l sont exprimées en millimètres (mm)

ε sans dimension

Les déformations en cisaillement représentent le pourcentage de déformation angulaire du matériau et s'expriment en radians.

- Raideur

La raideur, exprimée en N/m est la caractéristique qui indique la résistance à la déformation élastique d'un corps (par exemple un ressort). Plus une pièce est raide, plus il faut lui appliquer un effort important pour obtenir une déflexion donnée.

- Couple

Le couple désigne l'effort en rotation appliqué à un axe, exprimé en N.m.

4.2- Courbe expérimentale en compression

L'os, comme tout matériau soumis à certaines forces, se déforme avant de se rompre. Ce comportement mécanique est caractérisé par la courbe force-déplacement.

La courbe de l'intensité des forces exercées en fonction du déplacement est constituée d'une partie linéaire, qui correspond à un déplacement élastique. Dans cette configuration, l'objet se comporte comme un ressort et reprend sa taille et sa forme initiale dès que la force n'est plus appliquée. A partir d'une certaine intensité de force, la courbe n'est plus linéaire ; le déplacement occasionné est dit plastique, l'objet ne reprendra pas son état initial même après suppression des forces et conservera un déplacement résiduel. Enfin au-delà d'une certaine force, l'objet finira par se rompre (Fig 16) [46, 68, 69].

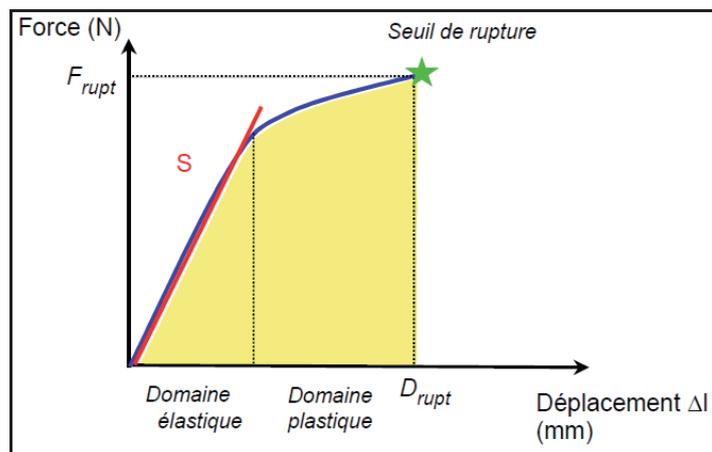


Figure 16 : Courbe représentant la variation de la force en fonction du déplacement

S : Raideur extrinsèque du montage; Fr_{rupt} : force à la rupture du montage; D_{rupt} : Déplacement à la rupture du montage

À partir de cette relation force-déplacement, plusieurs paramètres biomécaniques peuvent être mesurés ou calculés ; chacun d'entre eux permet de caractériser les propriétés mécaniques de la structure testée.

Ainsi la pente (S) du domaine élastique représente la raideur extrinsèque de la structure osseuse testée. Elle est étroitement liée au degré de minéralisation de l'os.

La force à la rupture (F_{rupt}) correspond à la force appliquée sur la structure entraînant sa rupture. Cette notion reflète l'intégrité générale de la structure osseuse testée.

Le déplacement à la rupture (D_{rupt}) donne la variation de longueur de la structure, conduisant à la rupture. Ce paramètre permet de caractériser la notion de fragilité de la structure testée.

La courbe force-déplacement dépend du matériau lui-même (verre, métal, os...) mais aussi de sa structure (forme, longueur, surface soumise à la force...).

4.3- Cas particulier de la compression sur le modèle tibia de mouton

4.3.1- Les différentes forces s'exerçant sur l'os

Les os et en particulier les os longs sont soumis à des forces physiologiques et à des forces non physiologiques [3, 24, 28, 29, 68].

- Les forces physiologiques :

L'activité d'un individu induit trois types de forces :

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

La résultante des forces physiologiques est transmise à l'os par les surfaces articulaires. Elle est composée de plusieurs types d'effort (compression, flexion, torsion...). Le pourcentage de forces transmises en compression axiale ou en flexion est déterminé par divers paramètres :

- le point d'application et la direction de la résultante des forces: Lorsque le point d'application est situé sur l'axe neutre de l'os et suivant la direction de cet axe neutre, l'os est soumis à une compression pure. Si tel n'est pas le cas, l'os est soumis à des forces de compression et de flexion. [11, 70] (Fig.17)
- la forme de l'os et plus particulièrement sa courbure : La morphologie de l'os a aussi une influence sur la transmission des forces. Pour le tibia, étant donné sa forme, l'effort appliqué serait majoritairement en flexion [29].

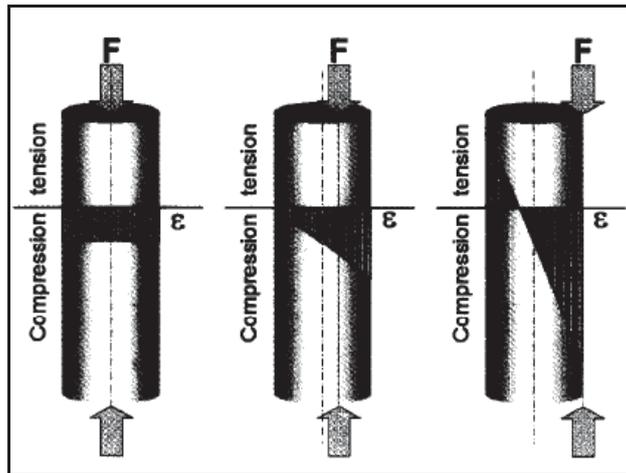


Figure 17 : Influence de l'excentration de la charge par rapport à l'axe neutre de l'os, sur la déformation (ϵ) [11]

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

Chaque os présente une distribution de divers efforts dans des proportions différentes. Gautier et al a montré à l'aide de jauges placées sur des tibias du mouton, qu'ils étaient chargés de la manière suivante [21] (Fig 18):

- torsion 62%
- flexion 33%
- charge axiale 5%

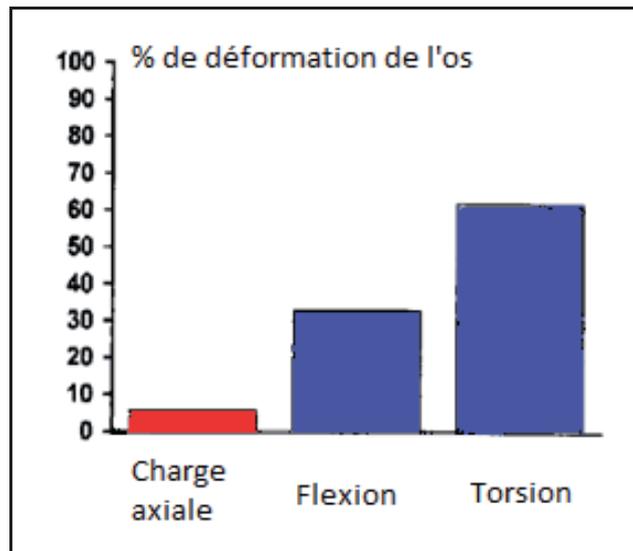


Figure 18 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [21].

- Les forces non physiologiques :

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

En outre, la face crânio-médiale du tibia n'est recouverte d'aucun muscle, mais uniquement par des tissus cutané et sous-cutané. Le tibia est donc fortement exposé aux fractures ouvertes. La fréquence de celles-ci varie de 12 à 46 % selon les études [9, 16, 57].

4.3.2- Tests en compression

Les tests en compression sont des tests mécaniques fréquemment utilisés, sur des éprouvettes d'os cortical et spongieux ou des os entiers en particulier chez le rat [4, 70]. Il a ainsi été montré que la contrainte maximale en compression, de l'os cortical variait suivant les auteurs de 123.2 à 147 MPa [46].

Les tests en compression présentent toutefois certains inconvénients qui les rendent moins précis que d'autres tests mécaniques. Il est primordial que l'os soit parfaitement aligné dans le dispositif de mise en charge, en plaçant les deux surfaces articulaires perpendiculaires à l'axe de la force appliquée pour minimiser les autres types d'effort (flexion, torsion).

Les courbes (force–déplacement) enregistrées pendant les essais de compression de l'os, montrent généralement une augmentation progressive de la courbe et une déformation plastique réduite (Fig.19). Les spécimens osseux subissent un phénomène d'écrasement associé à un collapsus des pores. Pendant ces tests, la rupture est généralement définie comme le point à partir duquel la force cesse de croître [46].

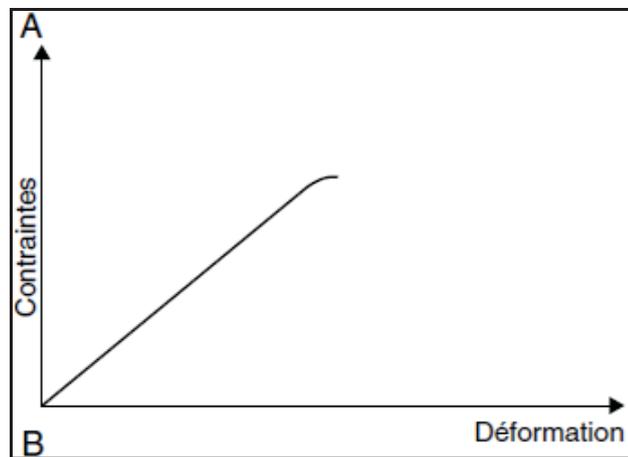


Figure 19 Courbes contraintes-déformation du fémur jusqu'à rupture de l'os [15].

À partir des courbes force–déplacement, il est possible d'accéder à la raideur de l'échantillon testé. Si la géométrie est connue avec précision, il est possible de construire la courbe contrainte-déformation permettant d'obtenir le module de Young [4].

Malheureusement aucune étude concernant le comportement mécanique de tibias de mouton en compression n'est disponible dans la littérature.

1- Problématique et objectifs de l'étude

Plusieurs études mécaniques *in vitro* ont été réalisées sur des plaques LCP. Celles-ci ont permis de formuler les premières recommandations pour l'utilisation de ce type de plaque.

Une quinzaine d'années d'utilisation des plaques LCP aussi bien en chirurgie humaine que vétérinaire ont permis la réalisation d'études rétrospectives. Leur utilisation est très largement associée au concept d'ostéosynthèse biologique, qui permet notamment la préservation des tissus mous lors de la réduction chirurgicale de la fracture.

Les principes de mise en place de ces plaques ont ainsi pu être évalués et améliorés. Les complications post opératoires ont été présentées, analysées et pour certaines, expliquées. Certains auteurs ont cherché à comparer l'efficacité relative de l'ostéosynthèse anatomique, par rapport à l'ostéosynthèse biologique, réalisée avec des plaques LCP. La supériorité des plaques LCP a pu être montrée dans certaines utilisations. Toutefois, ces études cliniques rétrospectives présentent un certain nombre de limites, en particulier la difficulté d'évaluer des cas homogènes. Chaque fracture est unique et les conditions de cicatrisation peuvent être très variables entre les études et même au sein d'une même étude.

À partir de ces deux types d'études *in vitro* et *in vivo*, les recommandations pour l'utilisation des LCP ont pu être formulées.

Des études expérimentales *in vitro* sur modèle de fracture ont permis de compléter les données mécaniques de l'implant et les résultats cliniques. Elles ont été le plus souvent réalisées sur des modèles synthétiques.

Seulement peu d'études comparant l'effet du verrouillage des vis dans la plaque ont été réalisées sur un modèle *ex vivo* de fracture comminutive. L'effet du verrouillage des vis sur un montage LCP a été étudié sur des fémurs de chien, jusqu'à la rupture, mais seulement lors de mise en charge en torsion [23].

Cette étude a eu pour objectif de comparer les propriétés mécaniques de montages LCP en mode standard ou verrouillé, sur un modèle de fracture comminutive avec perte de substance, sur des tibias de moutons. L'étude s'est attachée à évaluer le comportement mécanique global de l'os appareillé ainsi que la mobilité au sein du foyer de fracture, lors de mise en charge en compression

2- Matériels et méthodes

2.1- Les échantillons

2.1.1- Prélèvement des tibias et conservation

Cette étude a été réalisée sur des tibias de moutons adultes femelles, de race tarasconnaise (Fig.20). Les tibias ont été prélevés et nettoyés immédiatement après l'euthanasie des animaux. Le nettoyage a consisté à éliminer le maximum de tissus musculaires, cartilagineux et tendineux tout en préservant la couche périostée.



Figure 20 : Brebis de race tarasconnaise à Cieutat (Hautes-Pyrénées)

Douze paires de tibias ont été prélevées sur des moutons de taille homogène, d'un poids de 50 à 60 kg. Les os ont ensuite été emballés dans une alèse, imbibée de NaCl isotonique (Versol) puis immédiatement congelés à une température de -24°C . Chaque tibia a été décongelé sur environ 12h, à température ambiante, juste avant l'essai. Durant chaque étape de préparation et de test, l'hydratation des os a été maintenue grâce à des compresses imbibées de solution de chlorure de sodium isotonique.

La température de la salle d'expérimentation a été maintenue à 21°C tout au long des essais grâce à un climatiseur.

2.1.2- Critères d'inclusion des tibias dans l'étude

Les tibias ont été radiographiés selon deux incidences crânio-caudale et médio-latérale. Les os étaient inclus dans l'étude à condition que ces radiographies montrent :

- une fermeture complète des cartilages de conjugaison.
- une absence de signes radiographiques d'affection osseuse (ostéopénie, ostéoprolifération, fractures et autres déformations osseuses).

Pour caractériser l'homogénéité de forme des os, des paramètres morphologiques ont été mesurés (Fig.21) :

- la longueur tibiale était définie par la distance entre l'éminence intercondylienne tibiale et la lèvre médiale de la malléole latérale. Elle a été mesurée directement sur l'os à l'aide d'une règle, à la précision de 1 mm.

- les diamètres crânio-caudal et latéro-médial ont été mesurés pour chaque tibia, à l'aide d'un pied à coulisse, à la précision de 1 mm. Cette mesure a été réalisée en regard de l'isthme, qui correspond à la partie de l'os où le diamètre extracortical est minimal.

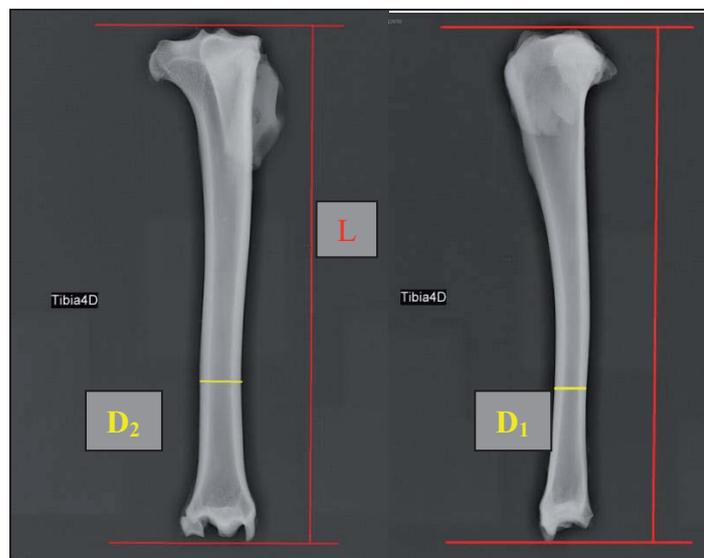


Figure 21 : Emplacement des paramètres morphologiques mesurés directement sur l'os, à l'aide d'une règle et d'un pied à coulisse, sur les images radiographiques du tibia droit n°4.

L: Longueur tibiale, D₁: Diamètre crânio-caudal, D₂: Diamètre latéro-médial.

2.1.3- Attribution des deux types de vis aux différents tibias inclus dans l'étude

Le choix de la nature des vis, standard ou verrouillée, a été effectué par une randomisation, à l'aide d'une table de permutation à 6 éléments.

2.2- Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse

Seuls les tibias gauches ont été appareillés pour cette étude en compression.

Dans un premier temps, la moitié de la longueur totale de chaque os a été repérée par un trait transversal au marqueur indélébile, déterminant le lieu de la future ostéotomie. Perpendiculairement à ce repère, une marque longitudinale a été réalisée, à l'aide d'une scie oscillante, sur la face caudale de l'os, pour prévenir la moindre rotation relative lors de la fixation des deux bouts osseux, après l'ostéotomie.

Une plaque LCP large pour vis de 4,5 et 5 mm (Synthes®) a été préalablement modelée sur la face médiale de l'os intact (Fig.22). La plaque a été placée sur l'os de telle sorte que le trait d'ostéotomie soit placé juste distalement au trou de plaque n°4 (Fig. 24). La vis n°1, la plus proximale, a ensuite été mise en place pour fixer la plaque sur l'about proximal (Fig.24)

L'ostéotomie a été réalisée sur le repère déterminé préalablement avec une scie oscillante.

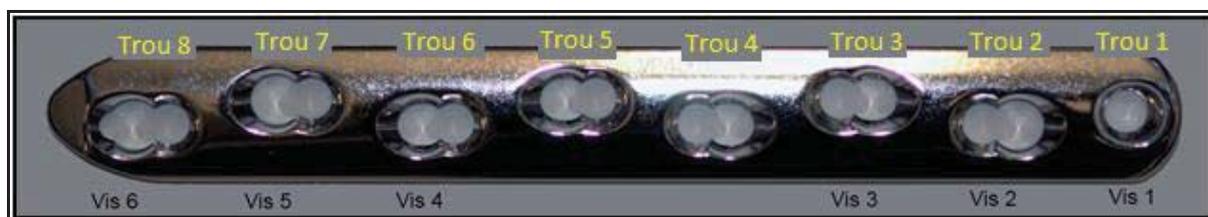


Figure 22 : Plaque LCP large pour vis de 4,5 et 5 mm à 8 trous (Synthes®). Tous les trous de la plaque sont mixtes et permettent l'insertion de vis standard ou verrouillées.

Le modèle de fracture est celui d'une fracture comminutive avec une perte de substance de 5 mm. Un dispositif de distraction de 5 mm d'épaisseur, conçu spécialement pour cette étude, a été utilisé (Fig.26). Il a été placé entre les deux bouts osseux juste après la réalisation de l'ostéotomie, pour modéliser une perte de substance standardisée. Le site d'ostéotomie a été fixé, en vérifiant l'absence de rotation et de déviation angulaire des bouts osseux, grâce au repère longitudinal. La vis n°6, la plus distale, a été insérée et la première vis resserrée (Fig.23). Dans ces conditions, la perte de substance de 5 mm se trouvait centrée entre les trous n°4 et 5 de la plaque et chaque about était parfaitement aligné et fixé à la plaque (Fig.25).



Figure 23 : Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12 G



Figure 24 : Visualisation de l'ostéotomie après la pose de la première vis sur le tibia 12 G



Figure 25 : Fin de l'ostéosynthèse avec 6vis standards sur le tibia 12 G

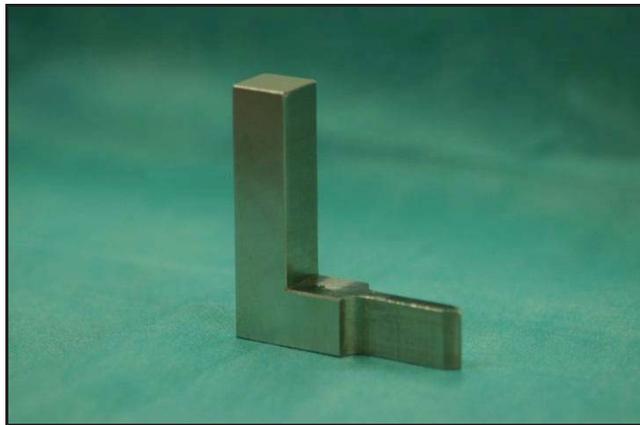


Figure 26 : Dispositif de distraction de 5 mm d'épaisseur

Les vis complémentaires ont été placées selon un ordre d'insertion alternant chaque about, comme suit : n°1, 6, 2, 5, 3, puis 4, selon les numérotations des vis de la figure 34. Pour finir, les 6 vis ont été resserrées jusqu'à obtenir un couple de serrage de 4 N.m, grâce à un tournevis équipé d'un limiteur de couple fixé à 4 N.m (Synthes®). Cette standardisation du serrage des vis a été effectuée pour les deux types de vis standard et verrouillées (Fig.28).

Les vis standards (Fig.27) ont été choisies auto-taraudantes et d'un diamètre de 4,5 mm. Elles ont été positionnées dans le trou standard avec une légère excentration interne pour les vis n°2 à 5 et en position centrée pour les vis n°1 et 6.

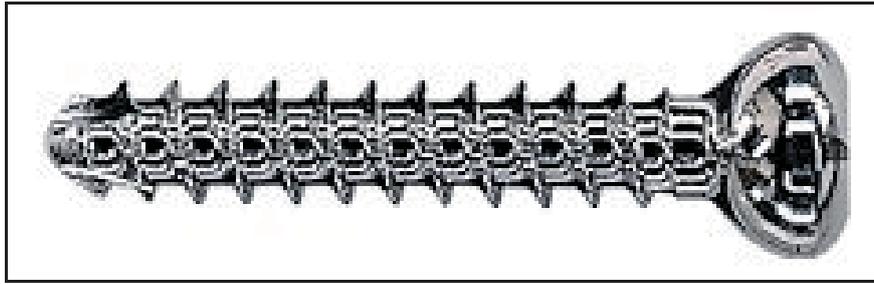


Figure 27 : Vis standard Synthes de 4,5 mm de diamètre extérieur.

Les vis verrouillées (Fig.28) ont également été choisies auto-taraudantes, d'un diamètre de 5 mm et ont été positionnées centrée dans le trou verrouillé grâce au viseur spécifique.



Figure 28 : Vis à tête verrouillée Synthes de 5,0 mm de diamètre extérieur.

La mise en place de ces vis a suivi le même mode opératoire que les vis standard. Un perçage a été réalisé à l'aide d'un foret de 3,2 mm pour les vis standard et de 4,3 mm pour les vis verrouillées. La longueur des vis a été déterminée à l'aide d'une jauge de longueur, de telle sorte que chaque pointe de vis dépasse de 2 mm par rapport à la corticale opposée à la plaque. Toutes les plaques ont été placées au contact de l'os indépendamment du type de montages, verrouillés ou non.

Sur les tibias appareillés, deux broches monocorticales de diamètre 1,5 mm ont été insérées sur la corticale latérale, à proximité du site d'ostéotomie, à l'aide d'un dispositif de guidage spécifique (Fig.29). Ce dispositif a permis d'obtenir un écartement constant des broches d'environ 10 mm. Les broches ont ensuite été sectionnées à 55 mm de la surface de l'os.

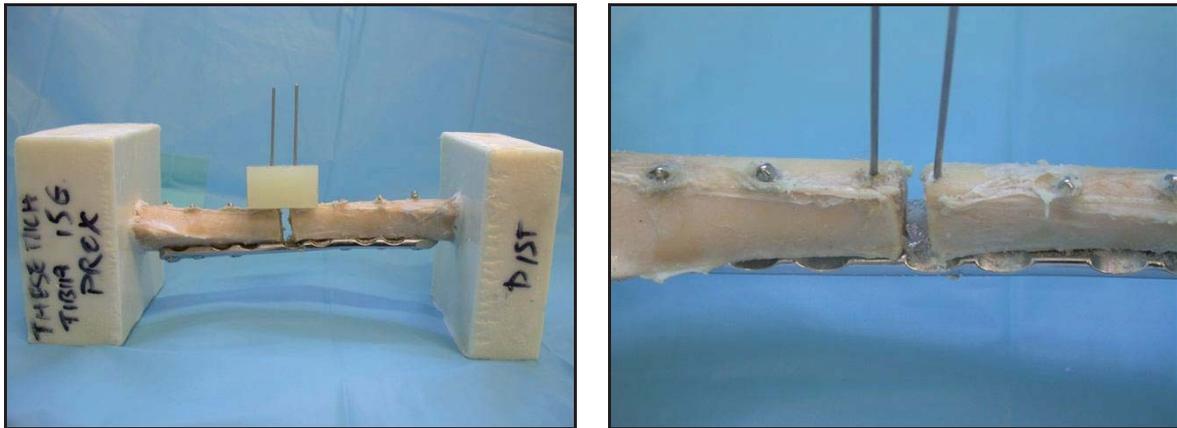


Figure 29 : Mise en place des broches de part et d'autre du site d'ostéotomie. Dispositif de guidage pour la visée des broches (à gauche) et broches en place (à droite).

2.3- Inclusion des tibias dans la résine

Les tibias ainsi appareillés ont été inclus dans des socles de résine polyuréthane. Les épiphyses proximale et distale ont été nettoyées et dégraissées à l'éther, en prenant soin de ne pas déborder sur la diaphyse.

Les centres des deux articulations ont été repérés par une croix au marqueur indélébile. Pour l'about proximal le repère était le milieu des deux éminences inter-condyliennes et pour l'about distal le milieu des deux surfaces articulaires inférieures (Fig.30). Un avant-trou a été percé sur chaque centre articulaire, à l'aide d'une broche de 2 mm de diamètre.

La standardisation de la position du tibia lors de l'inclusion a nécessité de préparer chaque articulation pour utiliser des centreurs. Pour accueillir ces centreurs, chaque épiphyse a été fraisée. Les limites de fraisage ont été marquées à l'aide d'une scie-cloche centrée sur le centre articulaire, sur quelques mm de profondeur. L'éminence intercondylienne tibiale et la malléole latérale ont été abrasées à la scie oscillante, pour effacer tout relief gênant le fraisage.

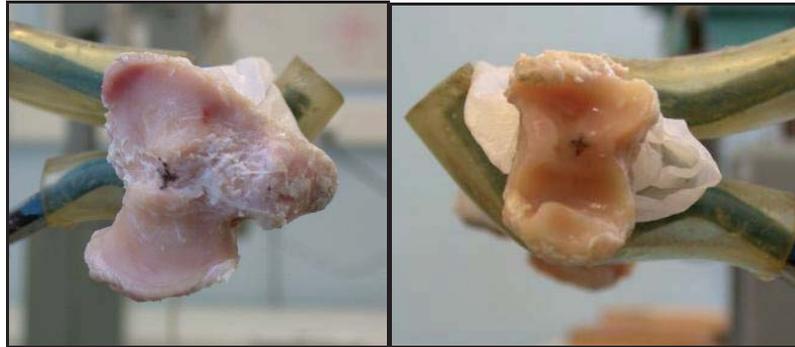


Figure 30 : Centres articulaires repérés à l'aide d'un marqueur.

Le fraisage a été effectué à l'aide d'une fraise à cotyle de 24 mm de diamètre, centrée sur chaque articulation, en direction du centre articulaire opposé, sur quelques mm de profondeur.

Deux broches orthogonales de 1,5 mm de diamètre ont été insérées dans les épiphyses proximale et distale, parallèlement au plan articulaire pour armer l'inclusion en résine.

Les limites d'inclusion de chaque épiphyse ont été identifiées à l'aide d'un marqueur, de telle sorte que la distance entre la résine et la plaque soit de 1 cm.

Avant inclusion, un spray a été vaporisé à l'intérieur du système de coffrage pour favoriser le démoulage de la résine. Les centreurs, constitués par des billes de caoutchouc ont été positionnés dans les lits fraisés au préalable sur chaque épiphyse. Le tibia a été calé dans une potence positionnée parfaitement verticale sur la table de travail, en contrôlant la position par un niveau à bulle (Fig.31).

Un mélange de 54 mL de polyol et de 46 mL d'isocyanate (résine Rencast FC52[®] de Huntsman Advanced Materials[™] Limited, Cambridge, England) a été réalisé pour obtenir une résine polyuréthane. Après homogénéisation, la résine a été coulée dans le coffrage jusqu'à la limite d'inclusion prédéterminée. Après quinze minutes de solidification, la partie distale de l'os a été démoulée et l'os a été repositionné, pour permettre l'inclusion à l'identique de la partie proximale de l'os.

La longueur séparant la surface interne des deux socles de résine a été mesurée et appelée longueur libre de l'os.



Figure 31 : L'os est placé dans une potence permettant de standardiser sa position lors de l'inclusion en résine.

2.4- Essais mécaniques en compression axiale

2.4.1- Matériels

2.4.1.1- Dispositif de mise en charge

La mise en charge a été réalisée par une presse électromécanique (MTS™ 10/MH®) équipée d'une cellule de force de 1 kN.

Pour conserver un point d'application de l'effort constant tout au long du test, un dispositif de centrage, fixé sur la traverse, s'articulait avec la résine d'inclusion de l'about proximal de l'os (Fig.32). Ce dispositif comprenait 2 tables compactes de glissement, à mouvements croisés perpendiculaires, de type T0 100.160 AR3 (SKF ®).



Figures 32 : Dispositif de mise en compression axiale. L'os n°14 est placé sous la presse électro-mécanique. Un dispositif de tables croisées dynamiques est placé entre l'os testé et la traverse.

Tous les os ont été placés de la même façon sous la presse, avec l'about proximal vers le haut et la face crâniale de l'os détournée vers l'opérateur.

2.4.1.2- Micromètre laser

Un micromètre laser Keyence™ LS-3100® a été utilisé afin de déterminer au cours de chaque essai, le déplacement relatif des abouts de part et d'autre du site d'ostéotomie. Ce déplacement était matérialisé par les deux broches placées au préalable, de chaque côté du site d'ostéotomie. Ce micromètre laser possède une résolution de 0,1 μm avec une précision de $\pm 3 \mu\text{m}$ et une étendue de mesure de 0,8 à 60 mm. Il permet d'effectuer des mesures jusqu'à une fréquence de 400 Hz. Il a été positionné de manière verticale sous contrôle d'un niveau à bulle et fixé sur un support spécifiquement conçu pour cette étude (Fig.33).

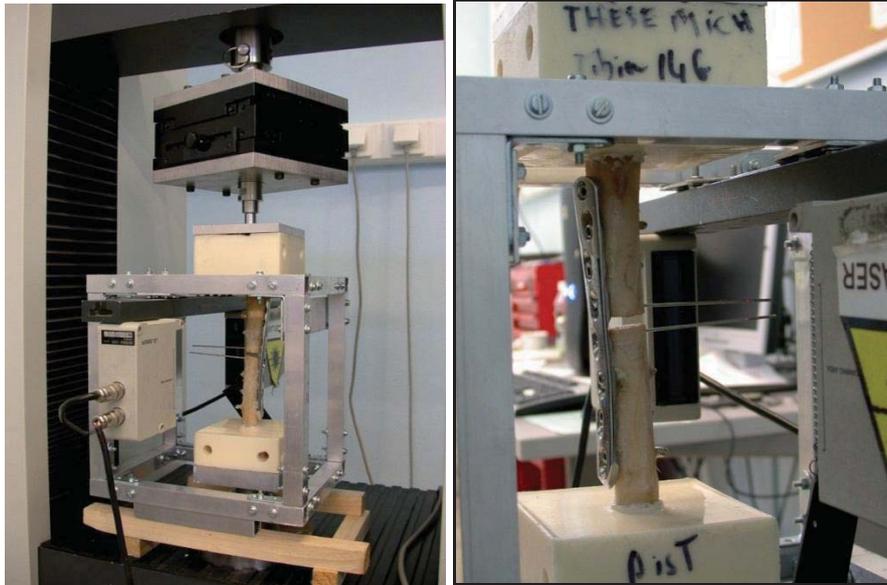


Figure 33: Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique.

a- Aspect général du micromètre laser positionné verticalement sur son support ; b- Le laser repère les broches (points rouges) et mesure leur rapprochement lors de l'essai.

2.4.1.3- Les systèmes d'acquisition

L'acquisition des données lors de la mise en charge a été réalisée grâce au logiciel TestWorks[®] 4.0 (MTS Systems, Ivry sur Seine) enregistrant la force appliquée (en N) et le déplacement vertical de la traverse (en mm). La fréquence d'acquisition était choisie égale à 10 Hz. Pour chaque test, la courbe force – déplacement a été enregistrée.

Les données fournies par le micromètre laser ont été enregistrées en temps réel via un système d'acquisition PCD-320A[®] (Kyowa[™] Electronic Instrument CO.,LTD) à l'aide d'un logiciel PCD-30A Measurement (Kyowa[™] Electronic Instrument CO.,LTD).

2.4.2- Méthodes

2.4.2.1- Etalonnage du micromètre laser

La tension de sortie du micromètre laser a été mesurée pour un déplacement de 2 broches, de 0 mm et 60 mm. Ces résultats ont permis d'obtenir la courbe d'étalonnage (Fig.34)

Le coefficient directeur de la droite a permis d'obtenir le coefficient de calibration.

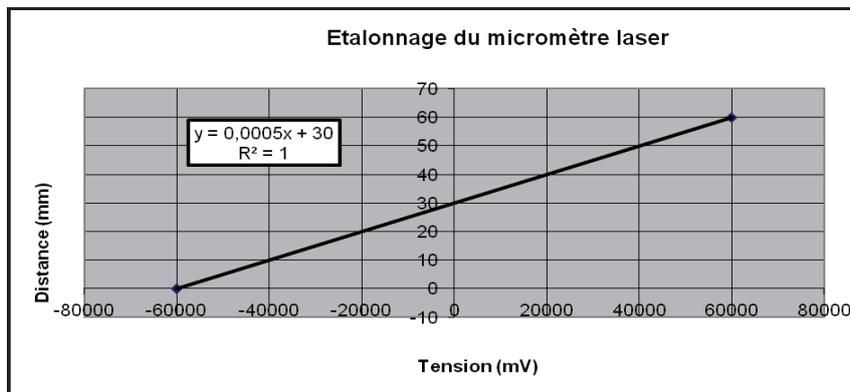


Figure 34 : courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser

Le calcul de la pente par régression linéaire a permis de définir l'étalonnage du micromètre laser par l'équation suivante (en tenant compte d'un facteur de calibration du système d'acquisition de 10^4) :

$$\text{Distance (mm)} = 5 \times 10^4 \times \text{Tension (V)} + 30 \quad \text{avec } r^2 = 1,00$$

2.4.2.2- Mise en charge des os appareillés et des tibias non appareillés

Tous les tibias gauches appareillés et les tibias controlatéraux intacts, ont été soumis à un effort en compression axiale quasi-statique. La machine était pilotée en contrôle de déplacement grâce au logiciel TestWorks 4.08B[®], à une vitesse de déplacement vertical de 1mm/min.

Avant chaque essai, une précharge de quelques newtons a été imposée permettant d'assurer un contact de la zone d'articulation entre la résine et le dispositif des tables croisées dynamiques. Une tare a été réalisée par la presse, à partir de cet état de précharge, déterminant le point zéro de l'essai.

Le protocole comprenait 4 étapes de mise en charge et décharge avec un déplacement vertical à une vitesse de 1 mm/min. La limite de charge a été choisie égale à 400 N pour rester dans le domaine des déformations élastiques. Entre chaque étape de charge et de décharge, un palier de 5 s d'arrêt de la traverse a été respecté.

2.4.2.3- Détermination des paramètres de l'étude

Trois paramètres mécaniques ont été étudiés lors des essais:

- la raideur extrinsèque globale : est égale à la pente de la courbe charge (N) – déplacement (m).

Pour chaque essai, le calcul de la raideur extrinsèque a été effectué sur la mise en charge du quatrième cycle charge-décharge.

- Perte de raideur extrinsèque :

La perte de raideur extrinsèque a été définie par le pourcentage de raideur extrinsèque de l'os appareillé ($R_{os\ appareillé}$) par rapport à celle de l'os controlatéral intact ($R_{os\ controlatéral}$), jouant le rôle de témoin. Elle a été obtenue par la formule suivante :

$$\text{Perte de raideur extrinsèque (\%)} = \frac{R_{os\ controlatéral} - R_{os\ appareillé}}{R_{os\ controlatéral}} \times 100$$

- Pente de la courbe charge rapprochement :

Grâce au micromètre laser, la mobilité au sein du site d'ostéotomie a été évaluée par le rapprochement des broches placées de part et d'autre de la perte de substance. Le déplacement des broches a été enregistré simultanément à celui de la traverse de la presse électromagnétique. Les courbes de la charge en fonction du rapprochement des broches au site d'ostéotomie ont été tracées. Les pentes ont été calculées par régression linéaire par analogie au calcul des raideurs extrinsèques.

2.5- Analyse statistique des résultats

L'étude statistique a été réalisée grâce au logiciel SYSTAT 12.

Dans un premier temps la moyenne et l'écart-type ont été calculés pour l'ensemble des paramètres morphologiques (longueur libre, diamètres crânio-caudaux et latéro-médiaux) et mécaniques (raideur extrinsèque, perte de raideur extrinsèque par rapport au tibia controlatéral et pente de la courbe charge – rapprochement) des tibias appareillés et intacts.

Puis une analyse des corrélations entre ces paramètres a été réalisée à l'aide des matrices de corrélation de Pearson et de Bonferroni.

Enfin une analyse des comparaisons des paramètres entre les groupes d'os standards et verrouillés a terminé l'étude statistique à l'aide des tests du t de Student au seuil des 5%.

3- Résultats

3.1- Statistiques descriptives

3.1.1- Paramètres morphologiques

Les caractéristiques morphologiques, comprenant la longueur totale et les diamètres crânio-caudal et latéro-médial des tibias inclus dans l'étude, ont été regroupées dans le tableau 4.

Groupe	N° randomisation	Vis	Longueur libre (en mm)	Diamètre crânio-caudal (en mm)	Diamètre latéro-médial (en mm)
3	1D	/	163	16	20
3	2D	/	164	14	17
3	3D	/	164	14,5	18,5
3	4D	/	162	14,5	18
3	5D	/	164	13	16,5
3	6D	/	163	14,5	17,5
3	7D	/	164	14	17,5
3	8D	/	167	14	17
3	9D	/	164	14	17,5
3	10D	/	161	14,5	19
3	11D	/	163	14	18
3	12D	/	163	15,5	19,5
1	1G	VS	165	16	20
2	2G	VV	164	15	17

1	3G	VS	163	14,5	18,5
2	4G	VV	162	14	18,5
1	5G	VS	167	12,5	16
2	6G	VV	162	15	17
1	7G	VS	165	15	18
2	8G	VV	161	14	17
2	9G	VV	164	13,5	17
2	10G	VV	160	14,5	18,5
1	11G	VS	162	14	18
1	12G	VS	162	15,5	19

Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques des tibias testés

VS : Vis standards VV : Vis verrouillées

Groupe 1 : 6 tibias appareillés par plaque LCP et des vis standards

Groupe 2 : 6 tibias appareillés par plaque LCP et des vis verrouillées

Groupe 3 : 12 tibias controlatéraux non appareillés = Groupe témoin

Les moyennes et les écarts-types de ces caractéristiques morphologiques ont été calculés pour l'ensemble des tibias de l'essai ainsi qu'au sein des 2 groupes de traitement et du groupe témoin (tableau 5-7).

Une représentation graphique en box plot a été tracée pour chaque paramètre, afin d'en apprécier la distribution au sein de chaque groupe (figure 35-44).

Longueur libre des tibias

	Moyenne (mm)	Ecart type (mm)
Total	163	1,67
Groupe 1	164	2
Groupe 2	162,25	1,47
Groupe 3	163,50	1,45

Tableau 5: Moyennes et écarts types des longueurs libres des tibias

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

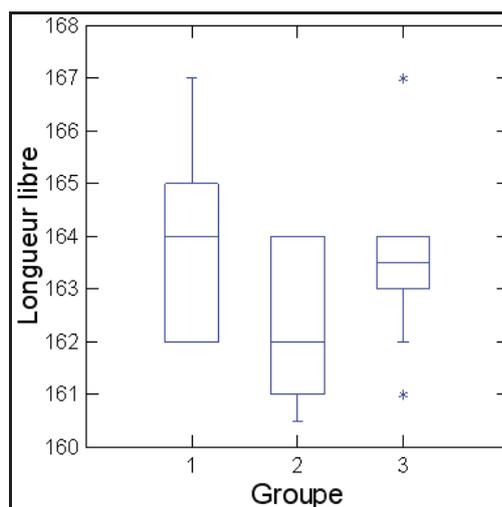


Figure 35 : Représentation graphique en box plot, représentant la distribution des longueurs libres au sein des 3 groupes de tibias.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

Diamètre crânio-caudal

	Moyenne (mm)	Ecart-type (mm)
Total	14,42	0,84
Groupe 1	14,58	1,24
Groupe 2	14,33	0,61
Groupe 3	14,38	0,77

Tableau 6: Moyennes et écarts types des diamètres crânio-caudaux des tibias

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

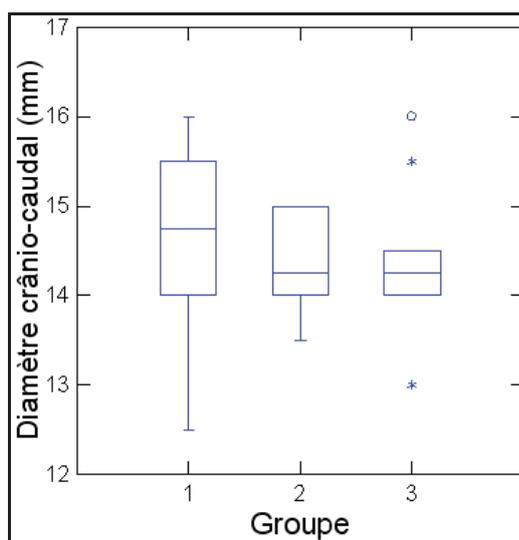


Figure 36 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres crânio-caudaux au sein des 3 groupes de tibias.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

Diamètre latéro-médial

	Moyenne (mm)	Ecart-type (mm)
Total	17,94	1,07
Groupe 1	18,25	1,33
Groupe 2	17,50	0,77
Groupe 3	18,00	1,07

Tableau 7: Moyennes et écarts types des diamètres latéro-médiaux des tibias

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

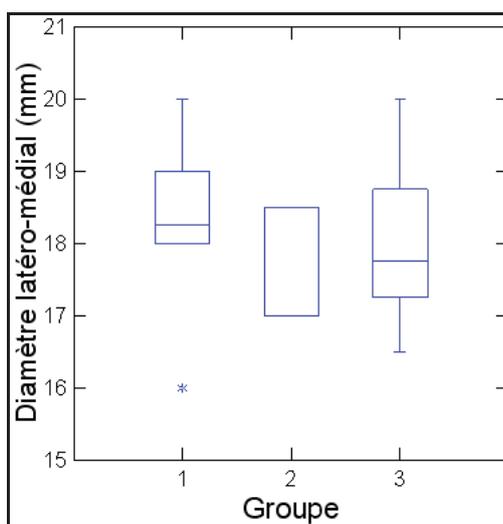


Figure 37 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

3.1.2- Paramètres mécaniques

3.1.2.1- Raideur extrinsèque en compression

Concernant les os intacts (Groupe 3), l'allure des courbes charge-flèche corrigée sur le cycle de charge-décharge était similaire pour l'ensemble des os testés (Fig.38). Un très léger effet d'hystérésis entre la charge et la décharge a pu être observé. Les coefficients de détermination R^2 calculés pour chaque courbe étaient toujours supérieurs à 0,99.

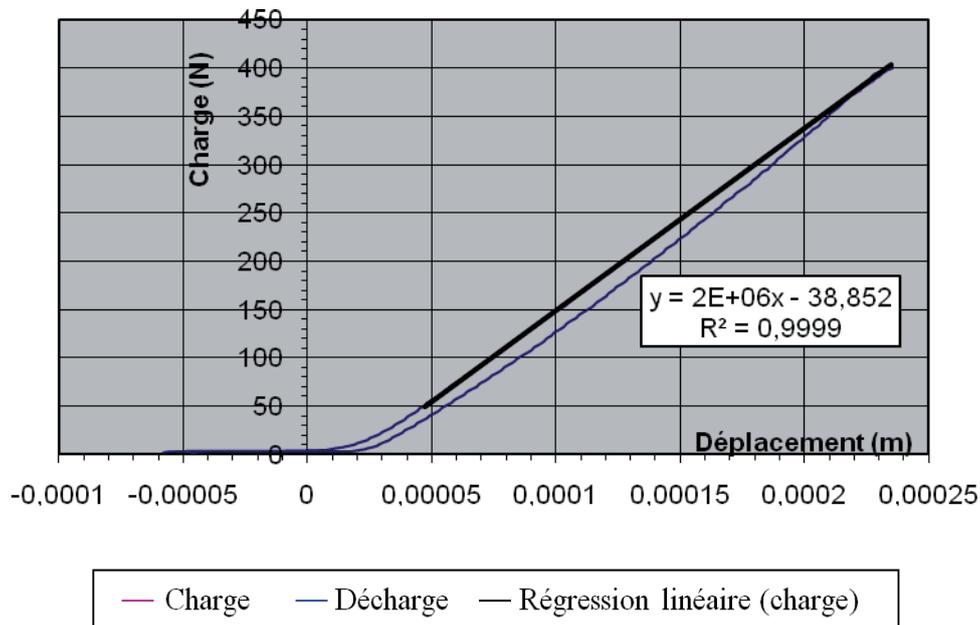


Figure 38 : Courbe charge-flèche sur l'os intact n°3. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.

Concernant les os appareillés (Groupes 1 et 2), l'allure de la courbe était légèrement différente de celle des os controlatéraux avec en particulier une légère perte de linéarité en phase initiale (Fig. 39). La régression linéaire a été déterminée en excluant cette courte zone lorsqu'elle était présente. Les coefficients de détermination R^2 calculés pour chaque courbe étaient toujours supérieurs à 0,99.

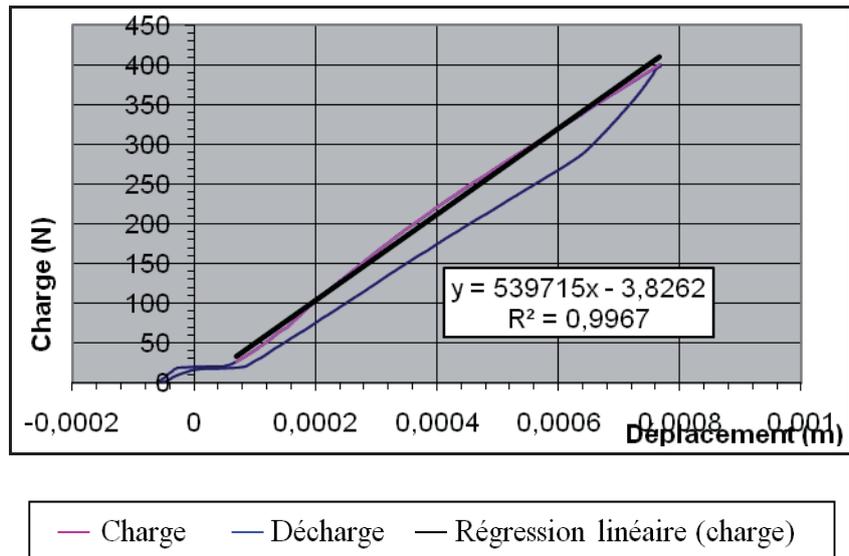


Figure 39 : Courbe charge-déplacement de l'os appareillé n°12. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge

Les raideurs extrinsèques en compression de l'ensemble des os testés sont présentées par groupe d'os dans le tableau 8.

Groupe	N° randomisation	Vis	Raideur extrinsèque (N/m)
1	1G	VS	726466,29
1	3G	VS	976744,92
1	5G	VS	1018025,8
1	7G	VS	791042,42
1	11G	VS	1100499,1
1	12G	VS	1427149,9
2	2G	VV	575427,86
2	4G	VV	636009,79
2	6G	VV	451447,83
2	8G	VV	539715,45
2	9G	VV	630291,53
2	10G	VV	761318,63

3	1D	/	1847168,7
3	2D	/	2220500,4
3	3D	/	1882346,3
3	4D	/	1756436,8
3	5D	/	1967287,6
3	6D	/	1966087,2
3	7D	/	1881625
3	8D	/	2013213,1
3	9D	/	1983079,1
3	10D	/	1703428,4
3	11D	/	2107734,5
3	12D	/	2088783,1

Tableau 8: Valeurs des raideurs extrinsèques des différents spécimens testés en compression.

VS : Vis standard VV : Vis verrouillées

Les moyennes et écarts-types des raideurs extrinsèques ont été calculés pour l'ensemble des os de l'essai, ainsi qu'au sein des 2 groupes de traitement et du groupe témoin. Ces valeurs figurent dans le tableau 9.

	Moyenne (N)	Ecart type (N)
Total	1377159,57	626298,96
Groupe 1	1 006 654,73	249 656,20
Groupe 2	599 035,18	104 439,61
Groupe 3	1951474,19	148024,50

Tableau 9: Moyennes et écarts-types des raideurs extrinsèques des tibias.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoins

Une représentation graphique en box plot a été tracée pour la raideur extrinsèque, afin d'en apprécier la distribution au sein de chaque groupe (figure 40).

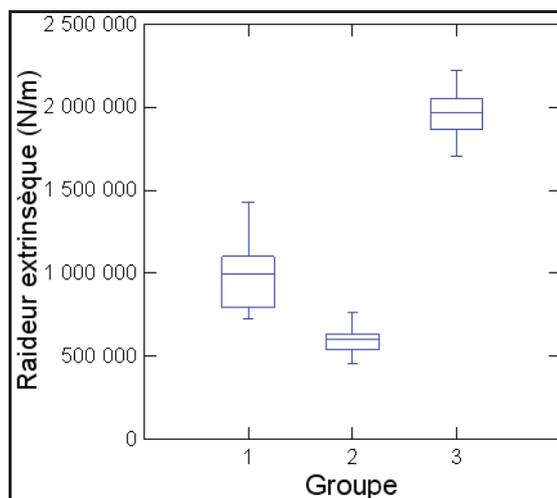


Figure 40 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des raideurs extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ; Groupe 3 : Témoin

3.1.2.2- Perte de raideur extrinsèque

Les résultats du pourcentage de pertes de raideur extrinsèque entre les tibias intacts et appareillés sont présentés par groupe de traitement, dans le tableau 10.

Groupe	N° Randomisation	Type de vis	Perte de raideur extrinsèque (%)
1	1G	VS	60,67
1	3G	VS	48,11
1	5G	VS	48,25
1	7G	VS	57,96
1	11G	VS	47,79
1	12G	VS	31,67
2	2G	VV	74,08
2	4G	VV	63,78
2	6G	VV	77,03
2	8G	VV	73,19

2	9G	VV	68,21
2	10G	VV	55,30

Tableau 10: Pourcentages de perte de raideur extrinsèque des os appareillés par rapport à leur os controlatéral.

VS : Vis standard VV : Vis verrouillées

Ainsi l'os 1G était 60,19% moins raide que son os controlatéral intact.

Les moyennes et les écarts-types des pourcentages de perte de raideur extrinsèques ont été calculés au sein des 2 groupes de traitement (tableau 11).

	Moyenne (%)	Ecart type (%)
Groupe 1	49,08	10,2
Groupe 2	68,61	8,03

Tableau 11 : Moyennes et écarts-types des pourcentages de perte de raideurs extrinsèques des tibias appareillés.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées ;

Une représentation graphique en box plot a été tracée afin d'apprécier la distribution du pourcentage de perte de raideur extrinsèque de l'os appareillé par rapport à l'os controlatéral intact, au sein de chaque groupe de traitement (Fig. 41).

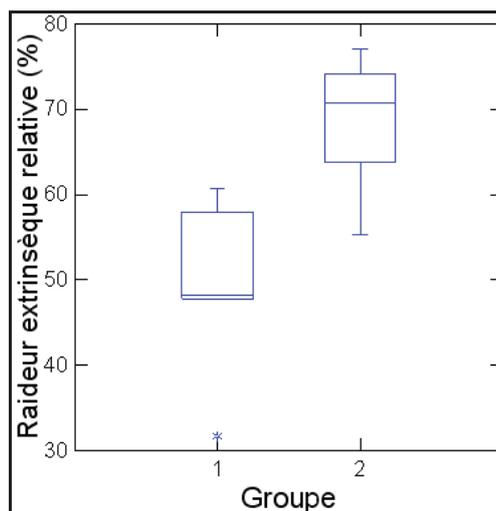


Figure 41: Représentation graphique en box plot représentant les pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées

3.1.2.3- Pente des courbes charge – rapprochement au site d'ostéotomie

La tendance des courbes de la charge en fonction du rapprochement des broches au site d'ostéotomie, était identique pour les différents os appareillés testés. Toutefois, elles présentaient une allure crénelée (Fig.42). Cet aspect est à corrélérer à la conversion d'un signal analogique sortant du micromètre laser en un signal numérique par le système d'acquisition. La faible étendue de la gamme des valeurs de rapprochement des broches a pu également en être la source. Les coefficients de détermination R^2 des droites de régression ont été calculés pour chaque courbe et étaient toujours supérieurs à 0,99.

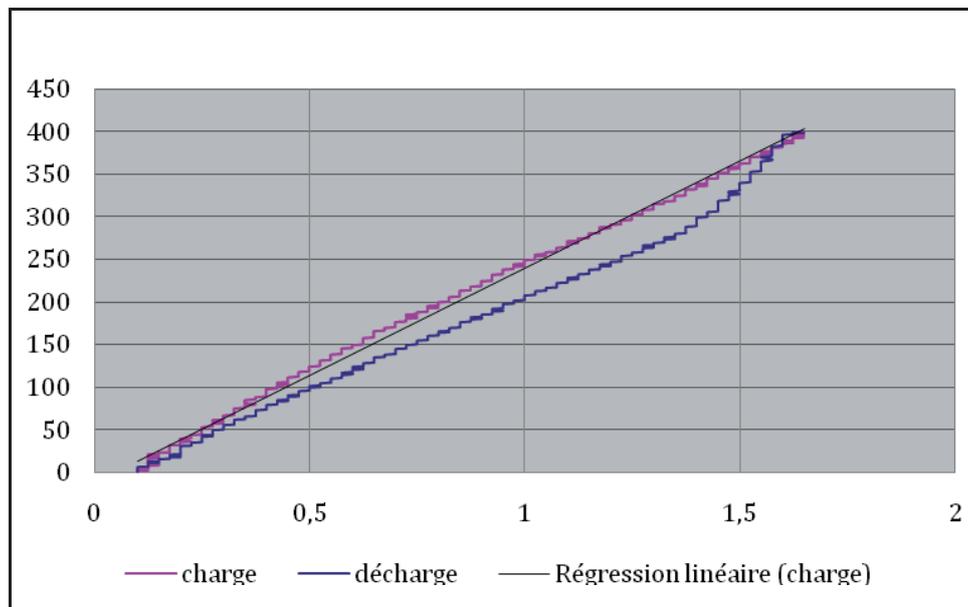


Figure 42 : Courbe charge – rapprochement des broches au site d'ostéotomie sur l'os n° 10. La pente a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.

L'ensemble des valeurs des pentes des courbes charge– rapprochement des broches au site d'ostéotomie a été présenté par groupe de traitement des tibias, dans le tableau 12.

Groupe	N° randomisation	vis	Pente charge - rapprochement (N/mm)
1	1G	VS	277,69
1	3G	VS	373,26
1	5G	VS	315,86
1	7G	VS	314,74
1	11G	VS	426,69
1	12G	VS	874,00
2	2G	VV	164,96
2	4G	VV	276,80
2	6G	VV	164,65
2	8G	VV	245,35
2	9G	VV	329,04
2	10G	VV	326,11

Tableau 12: Valeurs des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d'ostéotomie pour l'ensemble des os appareillés.

VS : Vis standard VV : Vis verrouillées

Les moyennes et écarts-types de ces pentes ont été calculés et sont reportés dans le tableau 13, pour chaque groupe de traitement des tibias.

	Moyenne (N/mm)	Ecart type (N/mm)
Groupe 1	366,434	201,817
Groupe 2	237,760	79,500

Tableau 13: Moyennes et écarts types des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d’ostéotomie des tibias appareillés.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées

Une représentation graphique en box plot a été tracée afin d’apprécier la distribution des pentes des courbes charge-rapprochement des broches au site d’ostéotomie, au sein de chaque groupe de traitement (Fig. 43).

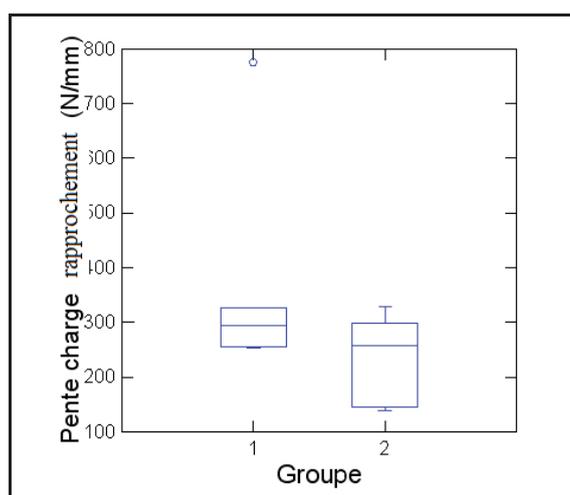


Figure 43 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des pentes des courbes charge-- rapprochement des broches au site d’ostéotomie dans les 2 groupes de traitement.

Groupe 1 : LCP + vis standard ; Groupe 2 : LCP + vis verrouillées

3.2- Recherche de corrélations entre les paramètres

L'étude des coefficients de corrélation selon la matrice de Pearson a montré que seules la raideur extrinsèque et la pente de la courbe charge-rapprochement des broches au site d'ostéotomie, étaient corrélées (tableau 14).

	Groupe	Longueur libre	Diamètre crânio-caudal	Diamètre latéro-médial	Raideur extrinsèque	Perte de raideur	Pente
Groupe	1,000						
Longueur libre	-0,479	1,000					
Diamètre crânio-caudal	-0,139	-0,199	1,000				
Diamètre latéro-médial	-0,353	-0,239	0,713	1,000			
Raideur extrinsèque	-0,759	0,087	0,008	0,303	1,000		
Perte de raideur	0,759	-0,073	-0,003	-0,391	-0,976	1,000	
Pente de la courbe charge-rapprochement	-0,418	-0,216	0,223	0,430	0,818	-0,799	1,000

Tableau 14 : Probabilité de Pearson illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés. Un coefficient proche de 1 montre l'existence d'une corrélation entre les deux paramètres considérés.

La matrice des probabilités de Bonferroni, confirme la significativité de cette corrélation (tableau 15)

	Groupe	Longueur totale	Diamètre crânio-caudal	Diamètre latéro-médial	Raideur extrinsèque	Perte de raideur	Pente
Groupe	0,000						
Longueur totale	1,000	0,000					
Diamètre crânio-caudal	1,000	1,000	0,000				
Diamètre latéro-médial	1,000	1,000	0,195	0,000			
Raideur extrinsèque	0,088	1,000	1,000	1,000	0,000		
Perte de raideur	0,088	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000	
Pente de la courbe charge-rapprochement	1,000	1,000	1,000	1,000	0,024	0,038	0,000

Tableau 15 : Probabilité de Bonferroni illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés. Un coefficient < 0,05 montre l'existence d'une corrélation entre les deux paramètres considérés.

3.3- Comparaison des groupes standards et verrouillés

Les tests du t de Student ont montré que les paramètres morphologiques ne présentaient pas de différences significatives entre les 2 groupes de traitement, comme le montrent les valeurs de p présentées dans le tableau 16. En revanche, les paramètres mécaniques Raideur extrinsèque et Perte de raideur extrinsèque présentent des différences statistiquement significatives. Le paramètre Pente de la courbe charge – rapprochement n'est pas quant à lui significatif.

Variable étudiée entre les groupes 1 et 2	Valeur de p	Interprétation
Longueur libre	0.118	Absence de différence significative
Diamètre crânio-caudal	0,670	Absence de différence significative
Diamètre latéro-médial	0,267	Absence de différence significative
Raideur extrinsèque	0,008	Différence significative
Perte de raideur extrinsèque	0,005	Différence significative
Pente de la courbe charge - rapprochement	0,193	Absence de différence significative

Tableau 16 : Résultats des Post Hoc tests de Tukey, appliqués aux comparaisons de chaque paramètre morphologique et mécanique, entre les deux groupes de traitement.

PARTIE 3 : DISCUSSION

1- Matériels

1.1- Echantillons

1.1.1- Le modèle tibia ovin

Ce modèle a été choisi pour plusieurs raisons. Tout d'abord, pour des raisons économiques. En effet, ce travail s'inscrit dans une étude de plus longue haleine qui prévoit une phase d'étude *in vivo*, sur un nombre important d'animaux (effectif = 36). Le modèle de cette étude préliminaire devait être en adéquation avec la suite du projet. Le mouton est un modèle animal plus adapté que le chien.

En outre, les dimensions et la forme du tibia du mouton sont relativement proches de celles des carnivores domestiques et de l'homme en comparaison avec les tibias de rongeurs.

Même s'il existe des différences interspécifiques, cette étude reste transposable à d'autres espèces. Cette étude se concentre essentiellement sur l'impact du verrouillage des vis sur le comportement mécanique d'un montage d'ostéosynthèse par plaque LCP sans faire intervenir de notions spécifiques au modèle choisi.

1.1.2- Dimensions et caractéristiques des échantillons

L'homogénéité des lots a été optimisée mais restait perfectible. En effet, tous les moutons étaient des femelles adultes et appartenaient à la même race tarasconnaise. Les animaux pesaient entre 50 et 60 kg. Il existait malgré ces précautions une certaine variabilité liée à l'individu. La géométrie et la composition squelettique de chaque individu lui est propre. Ainsi, les tibias prélevés sont tous différents entre eux, aussi bien par leur longueur,

que par leur section. Ce biais apparaît donc inhérent au choix d'un modèle animal pour une étude basée sur une pièce anatomique.

Pour éviter un biais de recrutement, l'attribution du type de vis standard ou verrouillées aux différents tibias, a été effectuée de manière aléatoire, grâce à une table de permutation à 6 éléments. Les résultats montrent que les caractéristiques morphologiques des tibias ne présentaient pas de différences significatives entre les 2 groupes de traitement comparés. Les 2 populations étudiées étaient donc homogènes entre les 2 groupes. Aucune corrélation entre les paramètres morphologiques des os et les paramètres mécaniques n'a été mise en évidence, suggérant la faible influence de l'effet os dans les résultats mécaniques obtenus

1.1.3- Conservation des spécimens

Comme il était matériellement impossible de tester les tibias ovins immédiatement après leur prélèvement, ils ont du être conservés jusqu'à la réalisation de l'essai. Le mode de conservation choisi devait avoir le moins d'impacts sur les propriétés mécaniques de l'os. Il a été démontré que la déshydratation du tissu osseux modifie ses propriétés mécaniques. Ainsi, en 24h l'os perd 10% de rigidité [43, 52]. Les os ont été conservés congelés en prenant soin de les emballer dans une alèse imbibée d'une solution de chlorure de sodium isotonique. L'eau de ville étant hypotonique, les propriétés mécaniques de l'os auraient pu être modifiées par un phénomène de déshydratation. Plusieurs études ont montré que les os, même plusieurs fois congelés et décongelés, ne présentent pas de modifications de leurs propriétés biomécaniques, à condition de maintenir une hydratation constante du tissu osseux [13, 16].

1.2- Matériels d'ostéosynthèse

1.2.1- Plaque

Le choix de la plaque a été effectué après avoir réalisé une étude préliminaire sur 3 moutons vivants. Ceux-ci ont été opérés selon la même technique d'ostéosynthèse mais avec des plaques LCP larges pour vis de 3,5 mm (Synthes®). Aucun des trois montages n'a montré

une tenue mécanique suffisante. Deux fractures ont été observées sous la plaque et un débricolage du montage avec une rupture d'implant (Fig.44 et 45).



Figure 44 : Radiographie de face du tibia montrant une fracture sous plaque associée à la rupture des vis n°2 et 3.



Figure 45: Radiographie de profil du tibia montrant une fracture sous plaque.

Le choix a donc nécessité le recours à des plaques LCP larges pour vis de 4,5 et 5 mm (Synthes®), plus larges et plus épaisses.

1.2.2- Vis

Le choix de la plaque LCP large pour vis de 4,5 et 5 mm comporte un biais inhérent à l'implant. En effet les vis utilisables sur cette plaque sont :

- des vis standards de 4,5 mm de diamètre
- des vis verrouillées de 5,0 mm de diamètre

Deux montages comportant des diamètres de vis différents ont ainsi été comparés.

Le serrage des vis a été standardisé pour toutes les vis (verrouillées et standard) grâce à un tournevis dynamométrique, limitant le couple à 4 N.m. Ce couple correspond à celui recommandé par le fabricant pour un serrage optimal des vis verrouillées. Il permet d'assurer un serrage suffisant pour une bonne tenue et éviter de léser le pas de vis ou de risquer une fusion à froid par un serrage exagéré. Toutefois, aucune donnée n'est disponible sur le couple optimal pour le serrage de vis standard.

Afin d'obtenir la meilleure homogénéité entre les montages, les vis verrouillées et les vis standard ont toutes été choisies auto-taraudantes. Ceci s'explique par le fait que les vis verrouillées n'existent que sous cette forme.

Un autre biais concernant l'utilisation de ces plaques était constitué par la position des vis par rapport au trait d'ostéotomie. En effet mis à part la vis n° 1 qui avait une position fixe pour les deux types de vis, les 5 autres vis montraient des positions légèrement différentes. Les vis verrouillées se trouvaient rapprochées du trait d'ostéotomie par rapport aux vis standard. Ceci est inhérent à la géométrie des trous mixtes de la plaque LCP utilisée. La longueur libre des montages se trouve donc conditionnée par la nature des vis.

1.3- Méthodes

1.3.1- Protocole d'ostéosynthèse

1.3.1.1- Alignement des abouts osseux

Un protocole strict a été utilisé pour réaliser les montages osseux. Les montages ont tous été réalisés par le même chirurgien. Il est cependant possible qu'il existe une certaine variabilité entre les montages.

En effet, certaines étapes du protocole sont délicates à réaliser et il se peut que l'alignement des deux abouts ne soit pas parfait, impliquant une faible déviation angulaire ou en rotation. Au site d'ostéotomie, une légère variabilité de section des abouts osseux lié à la perte de substance peut entraîner un léger décalage de la surface corticale $<$ à 1 mm.

Ces biais sont toutefois minimales et inévitables aux vues de la technique chirurgicale employée, réalisée sur des pièces anatomiques et non sur des cylindres homogènes.

1.3.1.2- Ecartement plaque – os

Lors de montages utilisant des plaques LCP, la plaque a été collée à l'os. Selon Ahmad, la plaque LCP est idéalement écartée de l'os de 2 mm [3, 12] partie 3. Ce qui permet de conserver des propriétés mécaniques équivalentes tout en préservant la vascularisation périostée. Ce choix a été réalisé délibérément pour standardiser les montages et ne tester que l'influence du verrouillage des vis. D'autant plus que les tests réalisés *ex vivo* ne souffrent pas de l'influence du montage sur la vascularisation périostée.

1.3.2- Choix des forces appliquées

Pour rester dans les domaines élastiques lors de l'ensemble de nos essais, celui-ci a été déterminé lors d'un test jusqu'à la rupture dans les mêmes conditions que nos essais sur un os appareillé à l'aide de vis standards. Pour ce test, la cellule de force de 50 kN a été utilisée. Une vitesse de déplacement de 1 mm/min a été employée, de la même façon que durant nos

manipulations. Ce test a abouti à une rupture à 698 KN avec un déplacement de 8,1 mm. Le domaine élastique s'étendait de 0 à 856 N et 0,66 mm de déplacement (Fig.46).

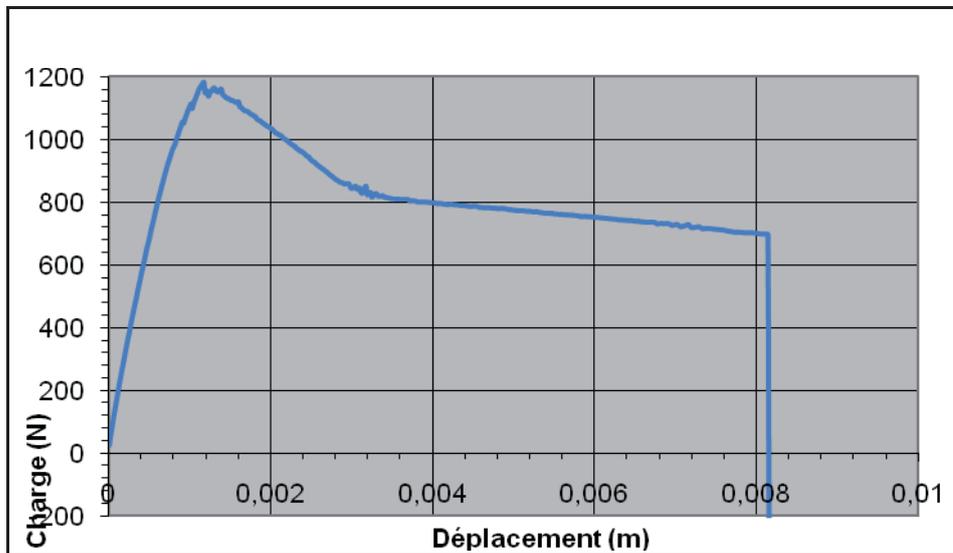


Figure (46) : Courbe de la charge en fonction du déplacement de l'essai destructif en compression statique

La rupture eu lieu à hauteur de la vis la plus distale de la plaque (Fig.47).

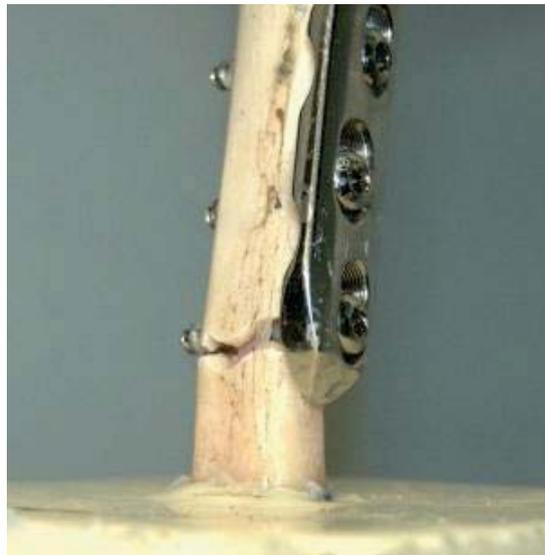


Figure (47) : Photographie montrant la fracture sur le trajet de la vis la plus distale de la plaque

Au cours des essais de compression statique, la charge maximale appliquée à l'os était de 400 N. Cette charge était inférieure d'un peu plus de la moitié à la charge limite élastique, garantissant ainsi que les tests ont été effectués dans le domaine élastique.

1.3.3- Nombre d'essais biomécaniques par spécimen

Au cours de cette étude, les spécimens ont été utilisés plusieurs fois suivant des charges en flexion, en torsion et en compression. Cependant, les charges appliquées appartenaient toujours aux domaines élastiques et ce pour les 3 sollicitations. De même, le nombre de manipulations était limité, 4 charges en flexion, 4 en torsion et 4 en compression. Les études qui utilisent des sollicitations dynamiques ont montré des ruptures à plusieurs milliers de cycles. Le nombre de sollicitations sur chaque os (12 au total) est bien trop faible pour avoir induit une fatigue des montages. Enfin, l'ordre des sollicitations a toujours été le même durant les différentes manipulations, une modification éventuelle des propriétés de l'os devrait donc être la même pour tous les os. L'étude étant une étude comparative entre 2 montages d'ostéosynthèse, cela n'aurait aucune conséquence.

1.3.4- Précyclage

Chaque essai biomécanique était composé de 4 étapes de charge-décharge. La raideur extrinsèque en compression a été calculée uniquement à partir de la quatrième charge. Les trois premières étapes ont servi de précyclage et ont permis un calage des spécimens dans la ligne de charge.

1.3.1- Calcul des régressions linéaires

Le calcul des raideurs extrinsèques a été effectué à partir des courbes charge – déplacement des différents essais. Pour calculer la pente, les domaines linéaires ont été déterminés de façon visuelle en excluant l'éventuelle partie non linéaire initiale de la courbe et les coefficients de détermination des droites de régression ont été systématiquement contrôlés. Le premier point de la courbe a été sélectionné au début de la partie linéaire et le dernier point se situait à la charge maximale. Sur l'ensemble des points situés entre ces 2 extrêmes, une régression linéaire a permis de déterminer la pente de cette courbe. L'incertitude sur le début de la courbe est faible. Il y a donc une faible marge d'erreur sur les mesures des raideurs extrinsèques.

2- Résultats

2.1- Etude des paramètres morphologiques

Notre étude statistique basée sur les moyennes et écarts types des trois paramètres morphologiques (longueur libre, diamètre crânio-caudal et diamètre latéro-médial) ne montre aucune différence entre les 3 groupes, tel que cela est représenté sur les figures 35, 36 et 37. Les différences sur ces paramètres entre les 3 groupes ne sont pas significatives.

Cette homogénéité justifie les choix de sélection de nos spécimens (même race, gabarits proches) et montre que les paramètres morphologiques n'interviennent pas dans les différences de résultats entre les vis standard et les vis verrouillées.

2.2- Etude des paramètres mécaniques

2.2.1- Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en compression

La comparaison des raideurs extrinsèques en compression des os appareillés par vis verrouillés et vis standard, a montré que les montages avec les vis verrouillées étaient moins raides que les montages appareillés avec les vis standard ($p = 0,008$).

Selon nous, la différence entre les deux montages est essentiellement basée sur les interactions entre la tête de vis et la plaque.

Dans le cas des vis verrouillées, la tête de vis est maintenue dans le trou de vis grâce à la correspondance de leurs filetages respectifs. Avec les vis standard, la résistance du montage aux forces de compression peut s'expliquer par deux phénomènes complémentaires. Le premier est la position de la vis au contact du bord central des trous de vis. Lors de la mise en charge, la vis vient buter sur le bord du trou de la plaque et empêche son déplacement axial. La deuxième composante est représentée par l'effet de friction entre la plaque et l'os imposé par la compression de la plaque sur l'os lors du serrage des vis dans l'os. En raison de la combinaison de ces deux effets, la raideur extrinsèque en compression du montage avec vis standard est donc accrue par rapport à celle des montages verrouillés.

Ce résultat s'oppose à celui de M. Ahmad dans son étude sur des modèles osseux où celui-ci démontrait une supériorité des raideurs en compression des montages LCP collés contre l'os par rapport aux DCP sans pour autant que celle-ci ne soit significative. Ceci peut éventuellement s'expliquer par une position différente des vis par rapport au trou ovale de la plaque DCP ; si les vis ont été posées au centre des trous de la plaque, l'effet mécanique de blocage est perdu ; seul subsiste l'effet de friction. En outre, l'utilisation de plaques de taille importante par rapport aux dimensions de l'os peut également être un élément qui peut expliquer ces différences.

Cette étude en compression ne permet pas, à elle seule, de conclure sur la supériorité d'un mode de fixation par rapport à l'autre. Sachant que selon Gautier [11] le tibia ovin est préférentiellement soumis à de la torsion et de la flexion (95% de la charge totale), il serait intéressant de réaliser la même étude avec ces dernières sollicitations et de comparer les résultats entre eux.

2.2.2- Influence du verrouillage sur la perte de raideur extrinsèque par rapport à l'os controlatéral

Malgré l'homogénéité des lots, les os prélevés présentaient néanmoins forcément une certaine variabilité de taille et de diamètre et d'épaisseur des corticales. Pour essayer d'atténuer les effets intrinsèques des os, il a été calculé la perte de raideur de chaque os appareillé par rapport à son os controlatéral :

$$\text{Perte de raideur (\%)} = \frac{\mathbf{R \text{ os controlatéral}} - \mathbf{R \text{ os appareillé}}}{\mathbf{R \text{ os controlatéral}}} \times 100.$$

Il a ainsi été montré que la perte de raideur extrinsèque par rapport aux os controlatéraux était significativement moindre ($p = 0,005$) pour le lot des montages standard.

Il a ainsi été constaté que lors de compression axiale, les montages verrouillés sont en moyenne 69 % moins raides (raideur extrinsèque) que les os non appareillés controlatéraux et que les montages standards sont en moyenne 49 % moins raides (raideur extrinsèque) que les os controlatéraux.

Les valeurs moyennes obtenues paraissent cependant peu élevées comparées à celle décrite par Ahmad dans son étude sur des tubes de PVC appareillés avec des plaques LCP.

Celui-ci annonce en effet une perte de 90% de raideur par rapport modèle osseux controlatéral. Cette différence peut s'expliquer par deux phénomènes : l'usage de tubes en plastique au lieu d'os réels et l'usage de plaques qui sont peut être relativement sous dimensionnées par rapport à celles utilisées chez le mouton.

2.2.3- Influence du verrouillage sur la pente de la courbe force – rapprochement au trait de fracture

Les différences entre les deux groupes ne sont pas significatives ($p = 0,193$). Cette valeur a été mesurée dans le but de savoir s'il existait une corrélation entre la raideur globale du montage calculée à partir de la courbe charge – déplacement (cf 4.2.2.3) et les mouvements présents à hauteur du trait de fracture. Comme il a été énoncé précédemment, les micromouvements à hauteur du trait de fracture facilitent la cicatrisation, il serait donc intéressant de savoir si un type de fixation est supérieur à l'autre dans ce domaine.

Malgré l'absence de significativité, la tendance observée montre une pente plus importante pour les montages standards. A charge égale, le montage standard montrerait un déplacement plus faible au niveau trait d'ostéotomie. Ce résultat est cohérent avec la raideur extrinsèque plus grande de ce montage.

2.3- Etude des corrélations entre les différents paramètres

Une étude de Pearson a été réalisée dans le but d'établir les corrélations entre les différents paramètres présents dans cette étude. Il en ressort une corrélation logique entre raideur extrinsèque et perte de raideur. La pente de la courbe charge – rapprochement est elle corrélée à la raideur extrinsèque et à la perte de raideur extrinsèque. Ce paramètre gagne ainsi en puissance car malgré l'absence de significativité, il est néanmoins corrélé à deux paramètres dont les différences sont significatives.

CONCLUSION

Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'influence du verrouillage des vis sur les propriétés mécaniques de montages utilisant une plaque LCP, sur un modèle de fracture comminutive du tibia de mouton.

Les résultats ont montré, une raideur moyenne extrinsèque en compression inférieure pour les montages équipés de vis verrouillées. Ces résultats sont en accord avec une perte de raideur extrinsèque plus importante pour les montages verrouillés que pour les montages standards, par rapport à l'os controlatéral intact. Enfin, toujours en faveur d'une raideur inférieure des montages verrouillés, la mobilité au site d'ostéotomie est plus importante sur les montages verrouillés. Les différences enregistrées sont significatives uniquement pour les deux premiers paramètres à savoir la raideur extrinsèque et la perte de raideur extrinsèque, entre les deux groupes de traitement.

L'absence de différence significative du troisième paramètre peut être imputable au fait que la déformation globale du montage serait très atténuée au niveau du trait de fracture, celle-ci étant répartie sur tout le montage. Ce qui rendrait la comparaison plus délicate entre ces deux types de montages.

Peu d'études se sont intéressées à l'impact du verrouillage des vis sur le comportement mécanique de plaques LCP sur des modèles de fracture *ex vivo*. Cette étude a permis de mettre au point et de valider un protocole de compression quasi-statique, utilisable dans d'autres études apparentées.

Les perspectives de cette étude sont multiples :

Il serait intéressant dans un premier temps d'agrandir l'effectif étudié pour augmenter la puissance statistique de nos résultats.

Une étude dynamique similaire en compression permettrait d'évaluer l'influence du verrouillage des vis sur le comportement mécanique des montages en fatigue. Il serait intéressant de corrélérer les résultats avec les risques de rupture ou lâchage d'implants.

Il serait opportun de réaliser la même étude comparative pour des sollicitations en flexion et en torsion afin d'en confronter les résultats.

Enfin, afin d'établir des recommandations précises, il serait indispensable de réaliser une étude *in vivo* pour déterminer l'impact du verrouillage des vis sur la cicatrisation osseuse. Une telle étude permettrait d'évaluer conjointement les paramètres mécaniques et biologiques influençant la cicatrisation osseuse, lors du traitement des fractures

AGREMENT SCIENTIFIQUE

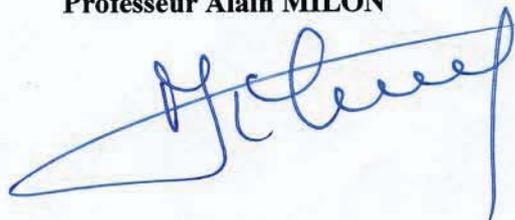
En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire

Je soussignée, *André AUTEFAGE*, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de *FARGHEON Martin* intitulée « *Ostéosynthèse par Plaque Vissée sur un Modèle de Fracture Comminutive du Tibia Ovin : Etude de l'Intérêt du Verrouillage des Vis en Compression* » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

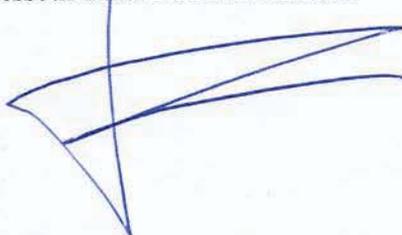
Fait à Toulouse, le 24 juin 2011
Professeur *AUTEFAGE André*
Enseignant chercheur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



Vu :
Le Directeur de l'Ecole Nationale
Vétérinaire de Toulouse
Professeur Alain MILON



Vu :
Le Président du jury :
Professeur *Paul BONNEVIALLE*



Vu et autorisation de l'impression :
Le Président de l'Université
Paul Sabatier
28 JUIN 2011
Professeur Gilles FOURTANIER



Conformément à l'Arrêté du 20 avril 2007, article 6, la soutenance de la thèse ne peut être autorisée qu'après validation de l'année d'approfondissement.

Bibliographie

[1] Ahmad M.

Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability.

Injury, int. J. Care Injured, 2007, 38, 358-364.

[2] Austin R.T.

The Sarmiento tibial plaster: a prospective study of 145 fractures

Injury Volume 13, Issue 1, July 1981, Pages 10-22

[3] Autefage, A.

The Point of View of the Veterinary Surgeon: Bone and Fracture

Injury, 2000, 31, Suppl. 3, S-C50-55

[4] Beaupied, H.

Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique

[5] Baumgartel F.

Stiffness - an unknown world of mechanical science?

Injury, Int. J. Care Injured 31, 2000, S-B 14-S-B23

[6] Baumgaertel, F.

Fracture Healing in Biological Plate Osteosynthesis

Injury, 1998, 29, Supplement 3, 3-6

[7] Beale, B. S.

Practical Treatment of Comminuted Fractures for the General Practitioner

Annual North American Veterinary Conference, Orlando (USA), 2007

[8] Beale B.

Orthopedic clinical techniques femur fracture repair

Clin Tech Small Anim Pract, 2004, 19:134-150

[9] Boone, E.G

Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats.

J Am Vet Med Assoc, 1986, 188(1), 41-45

[10] Cachon, T. and Genevois, J.-P.

Principes Généraux du Traitement des Fractures

Encyclopédie Vétérinaire, Paris, Orthopédie, 2009

[11] Cordey J.

Introduction : Basic concepts and definitions in mechanics

Injury, Int. J. Care Injured 31, 2000, S-B1-S-B13

[12] Cronier P.

The concept of locking plates.

Orthopaedics and traumatology surgery and research, 2010, 96S, S17-S36

[13] Currey JD. The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone.

J Biomech. 1988; 21(5):439-41.

[14] Egol K.A.

Biomechanics of locked plates and screws.

J. Orthop Trauma, Volume 18, Number 8, September 2004.

[15] Ezekiel Tan S.L.

Indication and limitations of locked plating.

Injury, Int. J. Care Injured 40, 2009, 683–691

[16] Fischer. M.D.

The timing of flap coverage, bone grafting and intramedullary nailing in patient who have a fracture of the tibial shaft with extensive soft tissue injury.

J Bone Joint Surg, 73-A(9), 1991, 1316-1322.

[17] Florin M.

Assessment of stiffness and strength of 4 different implants available for equine fracture treatment: a study on a 20° oblique long-bone fracture model using a bone substitute.

Veterinary Surgery, 2005, 34:231-238

[18] Frigg R.

Development of the locking compression plate.

Injury, int. J. Care Injured 34, 2003, S-B6-S-B10.

[19] Gautier E.

Guidelines for the clinical application of the LCP.

Injury, int. J. Care Injured 34, 2003, S-B63-S-B76.

[20] Gautier E.

Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) biomechanical research as basis to new plate design

[21] Gautier E.

Strain distribution in plated and unplated sheep tibia an in vivo experiment,

Injury. 2000 Sep;31 Suppl 3:C37-44

[22] Giannoudis, PV.

The role of plating in the operative treatment of severe open tibial fractures : a systematic review.

International Orthopaedics, 2009, 33, 19-26

[23] Gordon S.

The effect of combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct.

Vet Comp Orthop Traumatol 1, 2010.

[24] Guiraute, I.

Plaques Veterinaires Secables: Etude Biomecanique Veterinaire

Th. Med.Vet: Toulouse, 2005: TOU 3-4068.

[25] Haaland P.J., Sjöstrom L., Devor M., Haug A.

Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases.

Vat Comp Orthop Traumatol, 4/2009.

[26] Högel F. and al.

Fracture healing after reamed and undreamed intramedullary nailing in sheep tibia

Injury, Int.J.CareInjured, 2010, JINJ-4442,

[27] Horstman, C. L.

Biological Osteosynthesis versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001

Vet Surg, 2004, 33, 3, 232-237

[28] Hulse, D.

BIOMechanics of Fracture Fixation Failure

Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1991, **21**, 4, 647-67

[29] Hulse, D. and Hyman, B.

Fracture Biology and Biomechanics

IN: SLATTER Textbook of Small Animal Surgery. Third Edition. Philadelphia: W. B. S. Company, 1993, 1785-1792

[30] Hulse, D.

Plate/rod Constructs for Semi-rigid Stabilization in the Dog and Cat

AO Dialogue, 2007, 3, 36-38

[31] Johner R.

The point of view of the clinician: A prospective study of the mechanism of accidents and the morphology of tibial and fibular shaft fractures

Injury, Int. J. Care Injured 31, 2000, S-C45-49

[32] Johnson, A. L.

Fragment Reconstruction and Bone Plate Fixation vs Bridging Plate Fixation for Treating Highly Comminuted Femoral Fractures in Dogs: 35 Cases (1987-1997)

J Am Vet Med Assoc, 1998, 213, 8, 1157-1161

[33] Johnson A.L.

AO principles of fracture management in the dog and cat

Edition Thieme

[34] Johnson A.L.

AO Principles of Fracture Management in the dog and the cat.

[35] Kalfas I.H,

Principles of bone healing

Neurosurg Focus 10 , 2001 (4):Article 1

[36] Kang Q. Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone

Am J Vet Res. 1997 Oct;58(10):1171-3.

[37] Kim T.

Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: a biomechanical comparison of locking versus conventional plates.

The Journal of Foot and Ankle Surgery 2007, 46 1, 2-6

[38] K. Klaue, Long-term effects of plate osteosynthesis

Comparison of four different plates

Injury, Int. J. Care Injured 3 1, 2000, S-B5 I-S-B62

[39] Krettek C., Müller M., Miclau T.

Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur

Injury, Int. J. Care Injured 32, 2001, S-C-14-2

[40] Leunig M., Hertel R., Siebenrock K., Balmer F., Mast J., Ganz R.

The evaluation of indirect reduction techniques for the treatment of fractures.

Clin. Orthop. 2001, 375 7–314

[41] Linde F.

The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.

J Biomech, 1993; 26(10):1249-52.

- [42] Lutz E.
Effect of Mechanical factor on the Fracture Healing Process
Clinical Orthopaedics & Related Research, 1998 - Volume 355 - Issue - pp S132-S147
- [43] Malizos, K. N.
The Healing Potential of the Periosteum: Molecular Aspects
Injury, 2005, 36, 3, Supplement 1, S13-S19
- [44] Mathon D.H.
Ostéosynthèse d'alignement et montage combiné chez le chien : à propos d'un cas
Revue Méd. Vét., 2000, 151, 8-9, 821-828
- [45] Matthews S.J.E.
Innovations in osteosynthesis and fracture care
Injury, 2008, vol. 39, no8, pp. 827-838
- [46] Meyrueis P.
Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures
EMC-Rhumatologie Orthopédie, 1,2004, 64-93
- [47] Meyrueis, J. P.
Consolidation des Fractures
EMC - Rhumatologie-Orthopédie, 2004, 1, 2, 138-16
- [48] McKibbin, B.
The Biology of Fracture Healing in Long Bones
J Bone Joint Surg [Br], 1978, 60, 150-162
- [49] Miller D.L.
A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing.
Clinical Biomechanics 22, 2007, 1049-1062;
- [50] Miles A.W.
Basic biomechanics and biomaterials
Surger 27:2, Elsevier, 2008
- [51] Palmer, R. H.
Biological Osteosynthesis
Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1999, 29, 5, 1171-85
- [52] Pelker RR. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone.
J Orthop Res. 1984; 1(4):405-1

[53] Perren S.M.

Evolution of the internal fixation of long bone fracture.

The Journal of Bone and Joint Surgery, 2002, vol.84-B, Number 8

[54] Piermattei D.L., Flo G.L., Decamp E.

Manuel d'orthopédie et traitement des fractures des animaux de compagnie.

Quatrième édition med'com

[55] Piermattei, D.L., Flo, G.L., and DeCamp,

Delayed union and nonunion. In Handbook of small animal orthopedics and fracture repair.

4th ed. Philadelphia Saunders, 2006, 168-176. C.E. (

[56] Radasch, R. M.

Biomechanics of Bone and Fractures

Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1992, 29, 5, 1045-1082

[57] Richardson, E.F.

Tibial fractures in cats.

Compend Contin Educ Pract Vet, 1993, 15, 383-394. , C.W.

[58] Ruberte, J., Sautet, J.

Atlas d'anatomie du chien et du chat , volume 3: Abdomen, bassin et membre pelvien

Edition multimédica (1998)

[59] Ruedi, T.P

AO Principles of Fracture Management.

Thieme, Stuttgart, New York, 2000

[60] Schwandt C.S.

Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog.

Vet Comp Orthop Traumatol 3, 2005.

[61] Sommer C.

Locking compression plate plate loosening and plate breakage, a report of four cases. J.

Orthop Trauma, 2004 , Volume 18, Number 8,

[62] Sommer C.

First clinical results of the locking compression plate (LCP).

Injury, int. J. Care Injured 34, 2003, S-B43-S-B54.

[63] Stoffel K.

Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled?

Injury, int. J. Care Injured 34, 2003, S-B11-S-B19.

- [64] Rahn B.A.
Bone healing: histologic and physiologic concepts.
Bone in clinical orthopaedics, Philadelphia, 1982, Saunders pp335-386
- [65] Remedios, A.
Bone and Bone Healing
Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1999, 29, 5, 1029-44
- [66] Rolland, E.
La Consolidation Osseuse Normale et Pathologique
Ann Réadapt Med Phys, 1995, 38, 5, 245-251
- [67] Schatzker, J.
Changes in the AO/ASIF Principles and Methods.
Injury, 1995, 26, Supplement 2, B51-B56
- [68] Schiltz G.
Biomécanique osseuse: Bases théoriques et biomécanique des fractures.
Point Vet., 1988, **20**, 115, 619-630
- [69] Smith G.K
Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction end fixation.
NEWTON C.D., NUNAMAKER D.M. Textbook of small animal orthopaedics.
Philadelphia: J.B. Lippincot Company, 1985, 195-230.
- [70] Turner C.H., Burr D.B.
Basic Biomechanical Measurements of Bone: A Tutorial
Bone, 1993, 14, 595-608,
- [71] Wagner M.
General principles for the clinical use of the LCP.
Injury, int. J. Care Injured 34, 2003, S-B31-S-B42.