



## 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 : 4979](http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints/ID/4979)

**To cite this version :**

Carraud, François-Xavier. *Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : étude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en flexion 4 points*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2011, 109 p.

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

# OSTÉOSYNTHÈSE PAR PLAQUE VISSÉE SUR UN MODÈLE DE FRACTURE COMMINUTIVE DU TIBIA OVIN : ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'INTÉRÊT DU VERROUILLAGE DES VIS EN FLEXION 4 POINTS

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

*par*

**CARRAUD François-Xavier, Benoit, Guy**  
Né, le 17 Juillet 1986 à NANTES (44)

---

**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'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE  
Maître de Conférences à l'Ecole 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** :

<b>NEGRE</b>	M. L. FALIU	M. J. CHANTAL	M. BODIN ROZAT DE MENDRES
	M. C. LABIE	M. JF. GUELFY	M. DORCHIES
	M. C. PAVAU	M. ECKHOUTTE	
	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°  
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**, *Zootéchnie*

- 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*

<b>PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE</b>
---

- Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
- M **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

<b>MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE</b>
---

- 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*

<b>MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)</b>
--

- 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*
- Mlle **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
- Mlle **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*
- Mlle **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*
- Mlle **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*

**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**, *Ophthalmologie*

Mlle **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*

Mlle **PASTOR Mélanie**, *Médecine Interne*

M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales*

Mlle **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 Papa**

Si aujourd'hui je suis si fort et si heureux c'est en grande partie grâce à toi, à ton amour et ta dévotion depuis que je suis né. Tu m'as manqué depuis ce départ de la maison en début de classe prépa

Encore merci et j'espère que tu es fier de moi.

### **A Benoit**

Tu es le frère rêvé qui a tout fait pour moi, tant de concession, d'amour, d'aide m'ont permis d'y arriver. Je serai vétérinaire.

Tu m'as toujours accompagné aussi bien sur les terrains de foot que dans la vie. Je serais toujours là pour toi. Ton frère qui t'aime.

### **A maman**

Que j'ai peu connu, je sais que là haut tu m'as toujours soutenu. Je ne t'oublie pas...

### **A Michaël Verset**

Ce maître de thèse aussi sérieux que blagueur. A toute ces heures à écouter RTL de jour comme de nuit. A ces crises d'insultes et à tous ces moments à construire des septres tout en mangeant des scoubidou. « Mickael t'es trop un Mickael ».

**A l'ensemble de l'unité de chirurgie.** Le **Docteur Sophie Palierme** pour sa gentillesse, son aide précieuse et ses conseils avisés, le **Professeur Autefage** pour son œil d'expert et pour ses nombreux autographes sur toute cette paperasse.

**Au 3 bis rue Miramar, Martin** pour les jets à papi aussi bon dans les deux sens, pour toutes ses heures passées à travailler, pour toutes ses fessées infligées à la pala : « tu peux aller dormir ailleurs, tu ronfles trop... », **Ju** pour ce jeu du couteau, pour ces tournois de Beer Pong: « ma foi », **Mumu** pour tes posters d'accordéonistes aux toilettes, pour ta carrière au VRC : « Jambonnnn », A **Zézette** pour ta vie de dépravé et tes punitions de boom: « chui désolé ». A vous quatre pour m'avoir toujours soutenu, supporté. Vous avez été des tontons formidables pour Braguette. Encore merci et bonne chance pour l'avenir.

**Aux femmes de la maison : Florence, Sophie et Mag** pour le ménage, la cuisine et votre gentillesse.

**A Audrey** pour ton soutien et tout ce que tu m'apportes au quotidien.

**A Michou** el rojo, pour ton amitié, pour ce voyage au Mexique où j'ai découvert que Michou ronflait, pour cette réparation de 2CV qui devait durer une heure ! « Bonne chance à toi la blatte de l'ophtalmo ».

**A Lulu** pour tes zinzins inoubliables et **Colette** la chopeuse de boom.

**A mes amis d'enfance : les copains de Chato** avec qui j'ai appris à jouer au foot et à bricoler, **Louis-Philippe** pour toutes ces parties de pêche, de foot et de rigolades, **Gaetan** pour nos parties de ping-pong et de palets.

**A mes amis de prépa : Thomas** le fidèle compagnon du soir et de toujours, bonne chance dans ta carrière de vétérinaire rural, **Grouss** pour toutes ces soirées dans ton appart, **Saint Teub** pour ce match de football américain aux Gayeulles , **Fouesnant, Manu , François,**

**Régis, Xavier, Bouvet, Clément**, aux **Lucies**...**Mme Touron** et **Mr Jaouen** pour votre enseignement et votre simplicité.

A **Pierro** le sang chaud de la promo et le compagnon du tour du poulot.

A **Germain de Rives** pour ton amitié et les voyages à la Palisse.

A **Gaston** el pequeno cuerpo, le président du club muscu.

A **Laz** pour sa finesse.

A **Ed le deg** le plus beau Ducos, le meilleur chasseur de fin de boom.

A **Vanvance** le vanvance, la blatte de l'Ouest.

**A mes copromos** : A Trapou le deuxième roux, « lucien » good luck, Pap jav', Mathieu (parfois éri), Manon que j'ai perdu de vue ces derniers temps c'est dommage, Nanard, Grande Manon, Morgane, Aline que j'ai découvert cette année (arrête de te sous estimer), Emilie et son caractère, la mère Fraselle, la Pince, Laura (gondin), El tiburon, Lorie (fils), Edouard Maje.

**A mes camarades ces petits jeunes** : Nico le belge que j'adore, Bala le gentil violent, Greg le landais de jour comme de nuit, Françou le bedonnant, Chti Favr le petit pêcheur, Jeff et Hirsch les débutants au jeu du doigt.

**A mes poulots** : les mal brimés: Charrouin l'iron man accueillant les docteurs pendant les brimades, Cheylan le premier bulot DJ, Le King la cagnasse sang et or, Arnold le buveur de rebiers en Corse, Hugues pour tes pénalités face aux poteaux, Muhlach le modeste et roi du TDLC, Lecroq mon poulot de clandé, Rou, Bla et P.E les jeunots, Lili, la mère Dornier, Duss, Oliv, Roida, le Président et tous les autres.

les vrais : Bastareau, Fageos, Le Manouch, le Fat et Langeois nos successeurs soyez encore meilleurs que nous et prenez soin du Q de la mère à Zézette, la Chotasse le solide.

**A mes tayoteurs** : Thomas et Camille pour votre gentillesse et votre amitié, Miloute, Sophie, Gueric, La muss, Jean Seb, Chaton, le Guid, Rominoux, Bali, Bubulle, Rimbo.

**A mes vieux docteurs** : La dub, Babar, Crado, Jean Ma, Cariou, Ronsardo, Bouss, Brice, Bonobo, TaqTaq, Milou, Walou, Majida, Aude, Mado, Léni, Ben.

**Aux vétérans** : Iban mon ami qui m'a fait partagé sa passion pour la chirurgie, pour ces fessées prises à la pêche et sa solidité aux inter-écoles. A Doudou et Charline la future clinique de la « peau de l'œil ». A Gio pour ta simplicité et toutes ces lettres de recommandation. A Lopépez pour ton humour bien lourd. Sébi, Perrot, Jean-luc el teniato, Roger et Jean-Phi pour ses apéros d'anat.

**Aux VRC** pour ses années passez sur le superbe terrain Pierre Ponce avec tous ces zozos aussi bien comme coéquipier qu'entraîneur ou capitaine. Longue vie au VRC.

**Aux club pêche**, petit deviendra grand !

**A Braguette**, tu n'es pas toujours sage mais tu as toujours été là dans les moments difficiles. J'espère te faire des guili wili encore de nombreuses années. **A Ebène** même si tu es une filoute tu resteras mon petit chien.

# TABLES DES MATIERES

<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>19</b>
<b>PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES... 21</b>	
1- Connaissances 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.....	33
3- Utilisation des locking compression plate (LCP) .....	35
3.1- Historique .....	35
3.2.1- Matériaux.....	38
3.2.2-Trou combiné.....	38
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.....	48
3.4.1- Indications des LCP.....	48
3.4.2- Les limites des montages verrouillés [15] .....	50
4- Notions de biomécanique osseuse.....	52
4.1- Biomécanique : définitions et généralités.....	52
4.2- La flexion .....	54
4.2.1- Généralités sur la flexion .....	54
4.2.1.1- Flexion physiologique.....	54
4.2.1.2- Flexion expérimentale.....	55
4.2.2 Courbes expérimentales des essais en flexion.....	57
4.2.2.1 Courbe force-flèche en flexion.....	57
<b>PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE.....</b>	<b>59</b>
1- Problématique et objectifs de l'étude.....	59
2- Matériels et méthodes.....	60
2.1- Les échantillons.....	60
2.1.1- Prélèvement des tibias et conservation.....	60
2.1.2- Critères d'inclusion des tibias dans l'étude.....	61
2.1.3- Attribution des deux types de vis aux différents tibias inclus dans l'étude.....	62
2.2- Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse.....	63
2.3-Essais mécaniques en flexion 4 points.....	67
2.3.1- Matériel .....	67
2.3.1.1- Dispositif de mise en charge.....	67
2.3.1.2- Micromètre laser.....	68
2.3.1.3- Les systèmes d'acquisition.....	70
2.3.2- Méthodes.....	70
2.3.2.1- Etalonnage du micromètre laser.....	70

2.3.2.2- Mise en charge des os appareillés et des tibias non appareillés.....	71
2.3.2.3- Détermination des paramètres de l'étude.....	71
2.3.2.4- Analyse statistique des résultats.....	73
<b>3- Résultats.....</b>	<b>74</b>
3.1- Statistiques descriptives.....	74
3.1.1- Paramètres morphologiques .....	74
3.1.2- Paramètres mécaniques.....	78
3.1.2.1- Raideur extrinsèque en flexion 4 points .....	78
3.1.2.2- Perte de raideur extrinsèque.....	83
3.1.2.3- Pente des courbes charge-rapprochement au site d'ostéotomie.....	84
3.2-Recherche de corrélations entre les paramètres étudiés.....	87
3.3-Comparaison des groupes de traitement.....	88

## **PARTIE 3 : DISCUSSION..... 89**

<b>1-Matériels.....</b>	<b>89</b>
1.1-Echantillons.....	89
1.1.1-Le modèle tibia ovin.....	89
1.1.2-Dimensions et caractéristiques des échantillons.....	89
1.1.3-Conservation des spécimens.....	90
1.2-Matériels d'ostéosynthèse.....	90
1.2.1-Plaque .....	90
1.2.2-Vis.....	92
1.3-Méthodes.....	93
1.3.1- Protocole d'ostéosynthèse.....	93
1.3.1.1-Alignement des abouts osseux.....	93
1.3.1.2-Ecartement plaque – os.....	93.
1.3.2- Position du spécimen au sein du banc de flexion.....	94

1.3.3-Choix des forces appliquées.....	95
1.3.4- Précyclage.....	96
1.3.5-Calcul des régressions linéaires.....	96
1.3.6- Détermination de la flèche corrigée.....	97
<b>2- Résultats.....</b>	<b>97</b>
2.1- Etude des paramètres morphologiques.....	97
2.2- Etude des paramètres mécaniques.....	98
2.2.1 Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en flexion 4 points.....	98
2.2.2- Influence du type de montage sur la perte de raideur extrinsèque par rapport à l'os controlatéral.....	99
2.2.3- Influence du verrouillage sur la pente de la courbe force – rapprochement au trait de fracture.....	99
2.3 Etude des corrélations entre les différents paramètres .....	100
 <b>CONCLUSION.....</b>	 <b>101</b>
 <b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	 <b>103</b>

## TABLE DES FIGURES

<b>Figure 1</b> : 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].....	20
<b>Figure 2</b> : Structure histologique d'un cal de fracture [57].....	24
<b>Figure 3</b> : 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
<b>Figure 4</b> : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé.....	32
<b>Figure 5</b> : 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
<b>Figure 6</b> : Plaques DCP.....	35
<b>Figure 7</b> : Plaques LC-DCP.....	36
<b>Figure 8</b> : Mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et non verrouillée (à droite) dans une plaque LCP.....	37
<b>Figure 9</b> : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi $PSD=6/14=0.43$ .....	41
<b>Figure 10</b> : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [71].....	42
<b>Figure 11</b> : Présentation de la position des vis caractérisant les 8 montages testés par Field, par rapport au cas contrôle comprenant 10 vis (tous les trous de la plaque DCP étaient remplis) [16].....	43



<b>Figure 12</b> : Histogramme représentant la moyenne des raideurs en flexion des différents montages testés par Field, sur les os entiers et ceux ayant subi une ostéotomie [16].....	43
<b>Figure 13</b> : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages fixés par des vis verrouillées, non-verrouillées ou combinant les 2 [27].....	44.
<b>Figure 14</b> : Courbe illustrant la différence de raideur moyenne au cours des essais en fonction des deux montages, en flexion 4 points antéropostérieure [25].....	45
<b>Figure 15</b> : Courbe illustrant la différence de raideur moyenne au cours des essais en fonction des deux montages, en flexion 4 points latéromédiale [25].....	46
<b>Figure 16</b> : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [1].....	47
<b>Figure 17</b> : 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].....	47
<b>Figure 18</b> : 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].....	48
<b>Figure 19</b> : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [24].....	52
<b>Figure 20</b> : Illustration d'un test de flexion 3 points .....	55
<b>Figure 21</b> : Illustrations de tests en flexion 4 points.....	56
<b>Figure 22</b> : Courbe représentant la variation de la force en fonction de la flèche.....	57
<b>Figure 23</b> : Brebis de race Tarasconnaise à Cieutat (Hautes-Pyrénées) .....	61
<b>Figure 24</b> : 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 4.....	62

<b>Figure 25</b> : 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.....	63
<b>Figure 26</b> : Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12G.....	64
<b>Figure 27</b> : Visualisation de l'ostéotomie après la pose de la première vis, sur le tibia 12 gauche.....	64
<b>Figure 28</b> : Dispositif de distraction de 5 mm d'épaisseur.....	64
<b>Figure 29</b> : Fin de l'ostéosynthèse avec 6 vis standards sur le tibia 12 G.....	65
<b>Figure 30</b> : Vis standard Synthes ® de 4,5 mm de diamètre extérieur.....	65
<b>Figure 31</b> : Vis à tête verrouillée Synthes ® de 5,0 mm de diamètre extérieur.....	66
<b>Figure 32</b> : 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).....	66
<b>Figures 33</b> : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de flexion 4 points fixé sous la presse électromécanique MTS.....	67
<b>Figure 34</b> : Tibia appareillé n°8 mis en place sur le banc de flexion 4 points.....	68
<b>Figure 35</b> : Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique.....	69
a- Aspect général du micromètre laser positionné horizontalement sur son support ;	
b- Le laser repère les broches (points rouges) et mesure leur rapprochement lors de l'essai.	
<b>Figure 36</b> : courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser.....	70
<b>Figure 37</b> : Représentation de la flèche mesurée (Fm) et de la flèche corrigée (Fc).....	72

<b>Figure 38</b> : Représentation graphique en box plot, représentant la distribution des longueurs totales au sein des 3 groupes de tibias.....	76
<b>Figure 39</b> : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres crânio-caudaux au sein des 3 groupes de tibias.....	77
<b>Figure 40</b> : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias.....	78
<b>Figure 41</b> : Courbe charge-flèche sur l'os intact n°10. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge...	79
<b>Figure 42</b> : Courbe charge-flèche 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.....	80
<b>Figure 43</b> : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des raideurs extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias.....	82
<b>Figure 44</b> : Représentation graphique en box plot représentant les pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement.....	84
<b>Figure 45</b> : 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.....	85
<b>Figure 46</b> : 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.....	86
<b>Figure 47</b> : Radiographie de face du tibia montrant une fracture sous plaque associée à la rupture des vis n°2 et 3.....	91
<b>Figure 48</b> : Radiographie de profil du tibia montrant une fracture sous plaque.....	91

<b>Figure 49</b> : Courbe expérimentale charge-déplacement d'un test destructif d'un os appareillé.....	95
---	----

## TABLE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1</b> : Les différents types de cals et leurs caractéristiques (d'après Mc Kibbin [48]).....	24
<b>Tableau 2</b> : 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
<b>Tableau 3</b> : Comparaison des techniques d'ostéosynthèse anatomique et biologique en termes de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle [31, 35].....	34
<b>Tableau 4</b> : Caractéristiques morphologiques des tibias testés.....	74
<b>Tableau 5</b> : Moyennes et écarts types des longueurs totales des tibias.....	75
<b>Tableau 6</b> : Moyennes et écarts types des diamètres crânio-caudaux des tibias.....	76
<b>Tableau 7</b> : Moyennes et écarts types des diamètres latéro-médiaux des tibias.....	77
<b>Tableau 8</b> : Valeurs des raideurs extrinsèques des différents spécimens testés en flexion 4 points.....	81
<b>Tableau 9</b> : Moyennes et écarts-types des raideurs extrinsèques des tibias.....	82
<b>Tableau 10</b> : Pourcentages de perte de raideur extrinsèque des os appareillés par rapport à leur os controlatéral.....	83

<b>Tableau 11</b> : Moyennes et écarts-types des pourcentages de perte de raideurs extrinsèques des tibias appareillés.....	83
<b>Tableau 12</b> : Valeurs des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d’ostéotomie pour l’ensemble des os appareillés.....	85
<b>Tableau 13</b> : Moyennes et écarts types des pentes des courbes charge – rapprochement des broches au site d’ostéotomie des tibias appareillés.....	86
<b>Tableau 14</b> : Probabilité de Pearson illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés.....	87
<b>Tableau 15</b> : Probabilité de Bonferroni illustrant la significativité des corrélations entre les différents paramètres étudiés.....	88
<b>Tableau 16</b> : Résultats des Post Hoc tests de Tukey, appliqués aux comparaisons de chaque paramètre morphologique et mécanique, entre les deux groupes de traitement.....	88

## 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 [58].

Depuis la seconde moitié du XX<sup>ième</sup> 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, 42].

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 [36, 41, 54]. 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 [35].

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 fileté de l'autre côté. Le couplage de la vis fileté dans la plaque assure la stabilité sans produire la friction de la plaque contre l'os obtenue par une vis standard. La plaque est alors légèrement décollée par rapport à l'os et la vascularisation osseuse est préservée [1, 14, 75].

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 flexion quatre points 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 [36, 38, 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 [38].

### 1.1- Formation du cal

Une fracture est une rupture de l'état d'équilibre osseux [48, 51]. L'os est un tissu en perpétuelle destruction-reconstruction, sous l'effet notamment des ostéoclastes qui assurent la résorption osseuse (ostéoclasie) [38, 57]. 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 [38, 63].



La cicatrisation osseuse se compose physiologiquement de trois étapes qui ne sont pas strictement séparées dans le temps (Fig. 1) [36, 38, 57]:

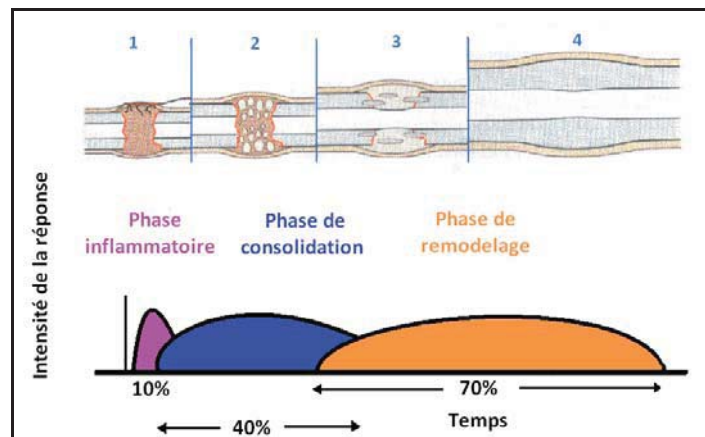


Figure 1 : Cicatrisation osseuse secondaire au niveau d'un foyer de fracture instable. Les modifications tissulaires progressives diminuent les contraintes et les déformations au sein du foyer de fracture et permettent la formation finale du tissu osseux [36]

- La phase inflammatoire, 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 [36, 57].

- La phase de consolidation :

Cette phase de consolidation comprend elle même trois étapes :

- Consolidation conjonctive : De la 1<sup>ère</sup> à la 48<sup>ième</sup> 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 bouts 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 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 [36, 63].

○ 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 [36, 57]. 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) [45, 48, 57].

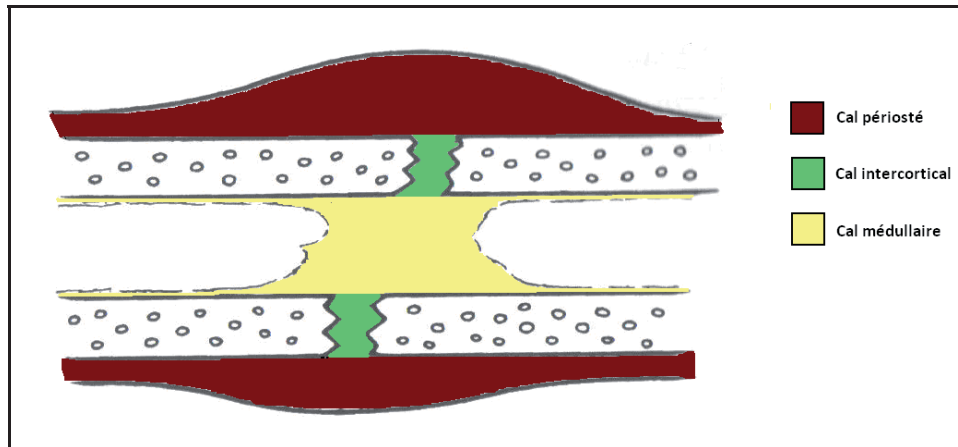


Figure 2 : Structure histologique d'un cal de fracture [57]

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 [57, 61].

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 [45, 50, 63]. En revanche une trop grande stabilité est délétère à sa formation et la cicatrisation se fait majoritairement, dans ce cas, 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 [48, 51, 63].

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-Ostéosynthèse anatomique versus ostéosynthèse biologique

### 2.1- L'ostéosynthèse anatomique

#### 2.1.1-Principe général

Dans la première partie du 20<sup>ième</sup> 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 [41, 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) [36].

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 » [36].

Cette association a recherché, en priorité, une intervention précoce et sûre, en vue d'une réhabilitation rapide du membre [36, 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 [6, 36, 54, 57].
- une fixation stable avec un matériel rigide en contact étroit avec le périoste [10, 36, 54, 67].
- cette réduction anatomique nécessitait un abord chirurgical du foyer de fracture sans réelle préservation des tissus mous environnants [10, 57, 67].

Les abouts 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 [36, 57, 56].

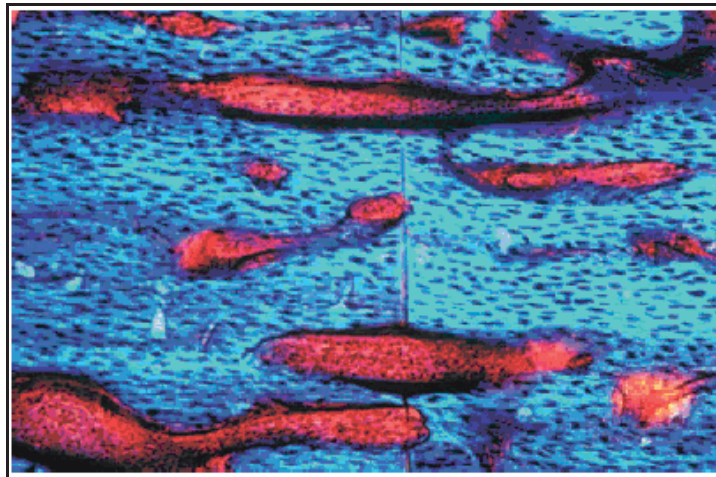


Figure 3 : Apparence histologique de la cicatrisation osseuse primaire (le trait d'ostéotomie central est chevillé par de nouveaux ostéons, colorés en rouge, qui fabriquent directement de l'os lamellaire) d'après Perren

[56].

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 [57]. 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... [57].

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) [36, 57, 67]. A l'origine, afin d'obtenir une mise sous tension efficace de la plaque, on utilisait un tendeur de plaque. 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, 47]. Ces plaques de compression dynamique sont indiquées sur les fractures stables de type A, les arthrodèses ou les ostéotomies [15, 57, 21].

- 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, réduisent anatomiquement et fixées par des vis de traction ou des cerclages [57].

## 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 car les moindres mouvements provoquent des déformations qui dépassent le seuil de résistance des cellules impliquées dans le processus de cicatrisation. L'ostéosynthèse anatomique est donc une indication absolue des fractures articulaires. En outre, 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, 42].

L'ostéosynthèse anatomique est limitée lorsque la reconstruction du fût osseux est difficile, comme lors de fractures diaphysaires multi esquilleuses ou comminutives [67]. 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 [36, 57, 67].

## 2.2- 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 [36, 41, 54 67].

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 [41, 67]. Les micromouvements présents au niveau du foyer de fracture ne nuisent pas à la formation du cal et peuvent même en stimuler la formation [48, 51, 63].

La réussite de l'ostéosynthèse biologique repose sur quatre points clés [54] : 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 bouts 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 [31, 46, 54].

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 [35].

### 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 [36, 48].

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 bouts 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, 31,33].

### 2.2.3- La stabilité

La colonne osseuse n'étant pas réduite de façon anatomique il existe une discontinuité entre les deux bouts osseux principaux, ce qui permet des micromouvements au sein du foyer de fracture lors de l'appui du membre [31, 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 [56,60] :

- 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  $\Delta L$  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 ( $\Delta L$ ) et obtenir des déformations compatibles avec une cicatrisation osseuse. Le fait d'élargir l'espace interfragmentaire permet une certaine tolérance en termes de stabilité du montage [57].

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 [32, 60].

#### 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) [57].

<b>Âge de l'animal</b>	<b>Fixation externe et enclouage centromédullaire</b>	<b>Fixation par plaque traditionnelle</b>
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 [57]

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 [7]. 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 [5, 31,32].

Le montage choisi est soumis aux différentes forces exercées sur l'os fracturé (Fig.4) [32] :

- 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.

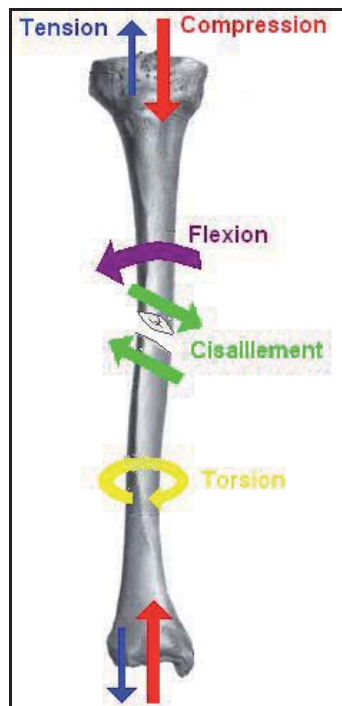


Figure 4 : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé

Plusieurs types d'implants peuvent être utilisés lors d'ostéosynthèse biologique [57] :

- 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 [57]. 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 [30]. 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 [6].

- l'association plaque et fixateur externe : La plaque vissée permet un alignement facilité des abouts 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 [57].

### 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 Baumgmaertel, 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 [5].

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).

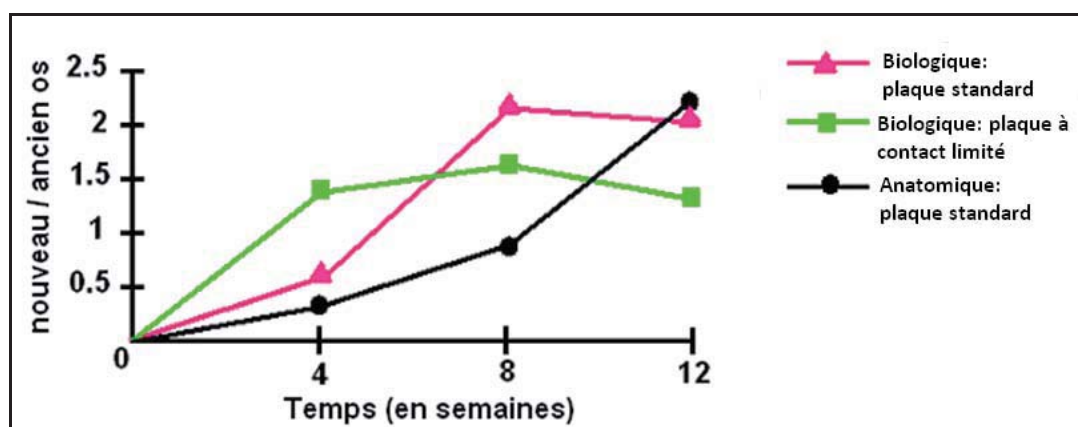


Figure 5 : Rapport entre le tissu osseux néoformé (le cal) et l'ancien (le cortex) en fonction du temps, dans la zone recouverte par la plaque [5]

Ces résultats ont été corroborés par des études menées sur des chiens : Johnson [35] sur 35 cas des fractures fémorales comminutives et Hortsamn [31] sur 20 cas de fractures comminutives des os longs (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 termes de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle [31,35]

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 différences significatives 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 indispensable pour obtenir une cicatrisation et une reprise fonctionnelle complètes et limiter l'évolution arthrosique post-opératoire [5, 32, 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 inter-fragmentaire (Fig.6) [14, 36, 49].

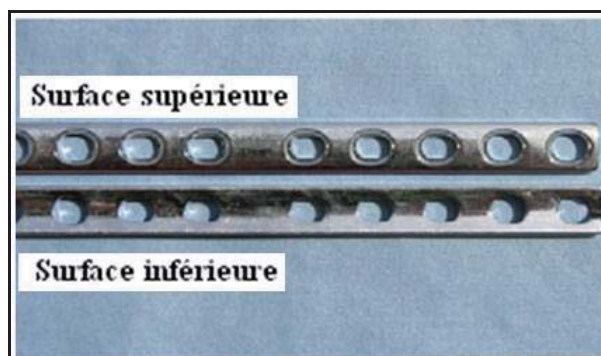


Figure 6 : Plaques DCP

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 [29, 49, 66].

Durant la seconde moitié du XX<sup>ième</sup> 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) [36].

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, 42].

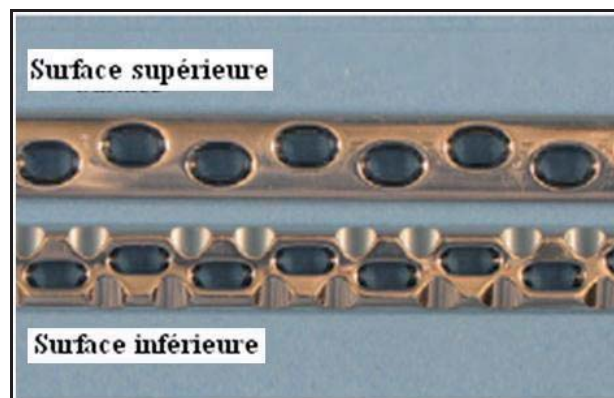


Figure 7: Plaques LC-DCP

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, 75]. 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 [19, 75]



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 sujets 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 [56]. 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 [29].

Le trou fileté n'ayant pas une circonférence complète, du fait de son imbrication avec le trou non verrouillé, ceci apporte une certaine souplesse au montage et diminuerait la mise en charge du filetage [19].

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 [19].

### 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'un degré de liberté. Une angulation de la vis de 40° dans le plan longitudinal et de 14° dans le plan transversal est permise (données Synthes®).

L'orientation des vis verrouillées est imposée par le filetage de verrouillage 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 [21, 29, 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 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 [8].

### 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 [19, 21, 75].

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 les moins sollicitées possibles, 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 dans l'article de Rozbruch en 1998 [64] rapportant la longueur de la plaque à celle du foyer de fracture, appelé « plate span width » (PSW) .

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

Gautier et Sommer, en 2003, [21] indiquent de façon empirique que cet index doit être supérieur à 2 ou 3 pour une fracture comminutive et supérieur à 8 ou 10 pour une fracture simple. Ceci a été vérifié en 2003 dans l'étude de Stoffel [72] avec des plaques LCP montées sur des tubes en composites.

### 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 total de vis sur la plaque divisé par le nombre total de trous disponibles dans la plaque, appelé « plate screw density » (PSD) (Fig.9) [72].

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

Gautier et Sommer [21], recommandent empiriquement un PSD compris entre 0,4 et 0,5 sur l'ensemble de la plaque. De la même façon seule l'étude de Stoffel [72] justifie ces recommandations.

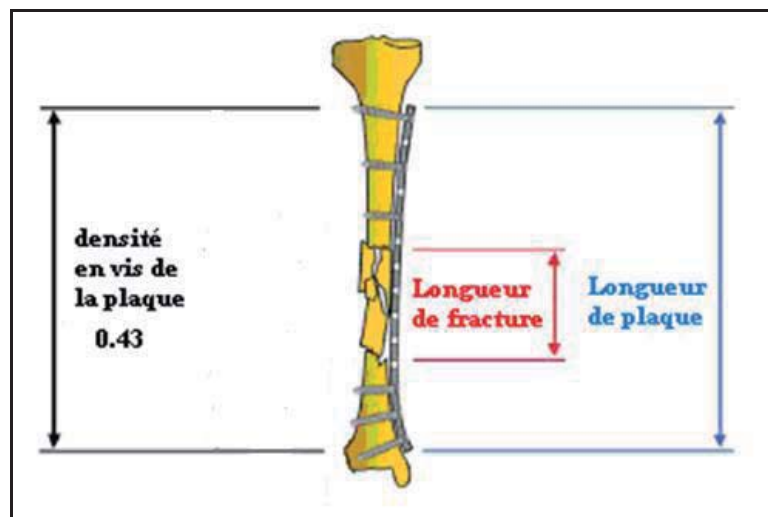


Figure 9 : Schéma illustrant le calcul du PSD, dans cet exemple ont été placées 6 vis sur une plaque de 14 trous ainsi  $\text{PSD} = 6/14 = 0.43$

En 2003 Gautier et Sommer [21] ont établi des recommandations fondées sur leurs résultats cliniques, chez l'homme, pour le traitement de diverses fractures :

- 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 les fractures comminutives.

Une autre étude menée par Field en 1999 [16] a démontré qu'aucune différence significative de raideur n'était observable entre un montage DCP comportant 100% de trous utilisés avec un montage n'en utilisant que 60 %,

Malheureusement, peu d'études se sont intéressées à l'influence du nombre de vis sur des montages LCP, lors d'essais mécaniques en flexion.

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

La variation de la longueur de travail entraîne une variation de la concentration de la contrainte [21, 71, 72] comme illustré si dessous (Fig.10) en flexion :

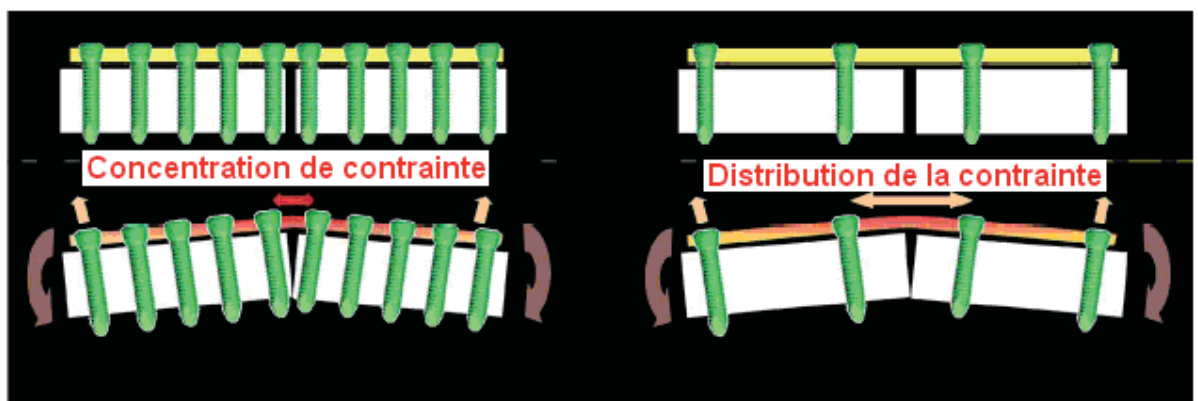


Figure 10 : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [71]

Ce schéma montre une répartition de la contrainte en flexion sur une longueur supérieure si on augmente la longueur de travail. Cette augmentation diminue le risque de bris du matériel.

En regard de la littérature, plusieurs publications s'intéressent à l'influence biomécanique de la position des vis au sein des plaques d'ostéosynthèse.

Field [16] a étudié l'influence de la position des vis sur la raideur de divers montages d'ostéosynthèse, sur des métatarses n°3 de cheval. Les comparaisons ont été réalisées sur des tests en flexion 4 points pour 8 montages différents de plaques DCP (Fig. 11).

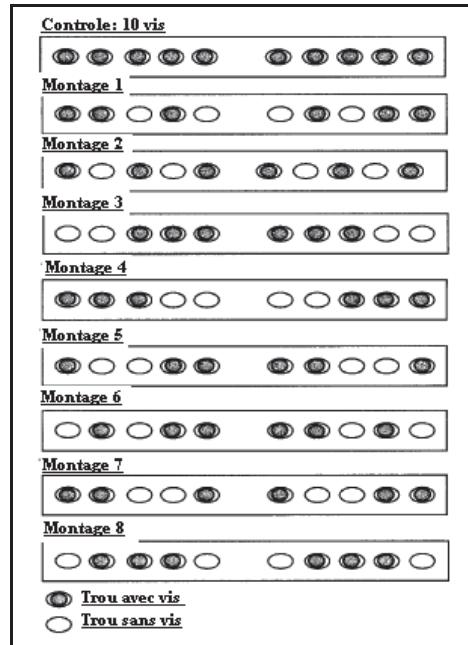


Figure 11 : Présentation de la position des vis caractérisant les 8 montages testés par Field, par rapport au cas contrôle comprenant 10 vis (tous les trous de la plaque DCP étaient remplis) [16]

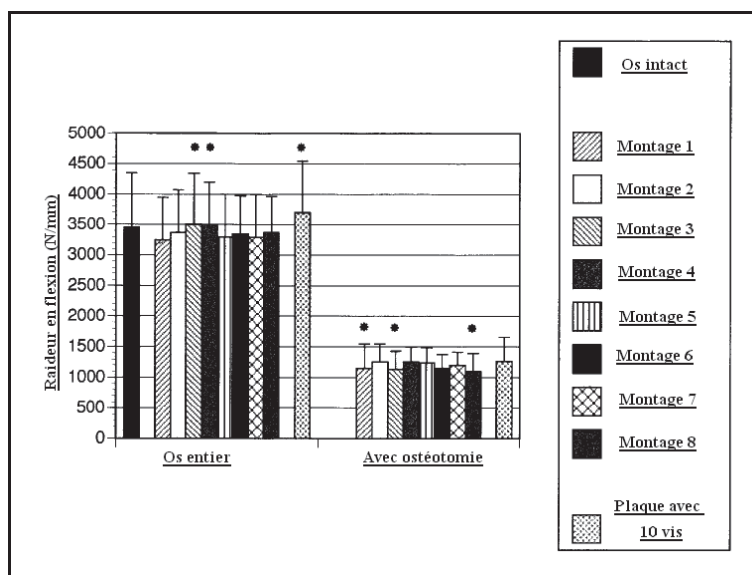


Figure 12 : Histogramme représentant la moyenne des raideurs en flexion des différents montages testés par Field, sur les os entiers et ceux ayant subi une ostéotomie [16]

Les résultats de cette étude ont montré (Fig 12) :

- Seuls deux montages (3 et 8) présentent une différence significative de la raideur par rapport à celle du montage comportant 10 vis, après ostéotomie.

Ces résultats montrent l'importance des vis placées aux extrémités de la plaque et proches du foyer de fracture car plus les vis sont placées proche de l'ostéotomie plus la raideur diminue.

- les pertes de raideur des montages d'ostéosynthèse par rapport à leur os controlatéral est en moyenne de 66%.

Une seule équipe a cherché à évaluer l'effet de la position des vis sur les propriétés mécaniques des plaques LCP. Cependant, cette étude ne s'est intéressée qu'à des mises en charge en torsion et en compression de façon dynamique et statique. L'influence de la position des vis n'a jamais été explorée, lors de flexion quatre points sur les plaques LCP.

- Choix des vis :

Le choix des vis, verrouillées ou non, peut influencer sur le comportement mécanique du montage.

L'étude de la littérature a montré l'absence d'études biomécaniques en flexion, comparant des montages LCP fixés par des vis verrouillées ou des vis standards.

Cependant, Gordon [27] a étudié la résistance des plaques LCP en torsion, selon un mode de fixation verrouillé, non verrouillé ou mixte, sur 60 fémurs de chien.

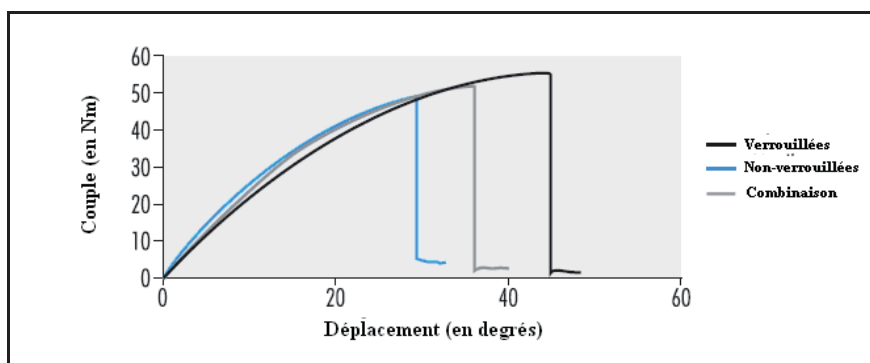


Figure 13 : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages fixés par des vis verrouillées, non-verrouillées ou combinant les 2 [27]

Cette étude a montré que la raideur en torsion n'était pas significativement différente entre les trois lots. En revanche, au point de rupture les montages verrouillés présentaient un couple significativement supérieur à celui du groupe non verrouillé. Le couple à la rupture des montages mixtes avait une valeur intermédiaire.

Seul Gardner en 2005 [25] a étudié, en flexion 4 points l'impact du verrouillage des vis. Mais cette étude a été réalisée avec deux plaques différentes sur un modèle de fracture comminutive (écart de 5 mm entre les bouts osseux) de radius humains. Le premier type de montage était une plaque LC-DCP 3,5 mm, 8 trous avec 3 vis standards aux deux extrémités des bouts osseux. Le second montage était réalisé avec une plaque LCP 3,5 mm, 8 trous avec 6 vis verrouillées. Il a soumis ces montages à deux types de flexion 4 points dynamique, une antéropostérieure et une latéromédiale. Les résultats de raideur suivants ont été obtenus en fonction de ces deux types de flexion (Fig. 14 et 15) .

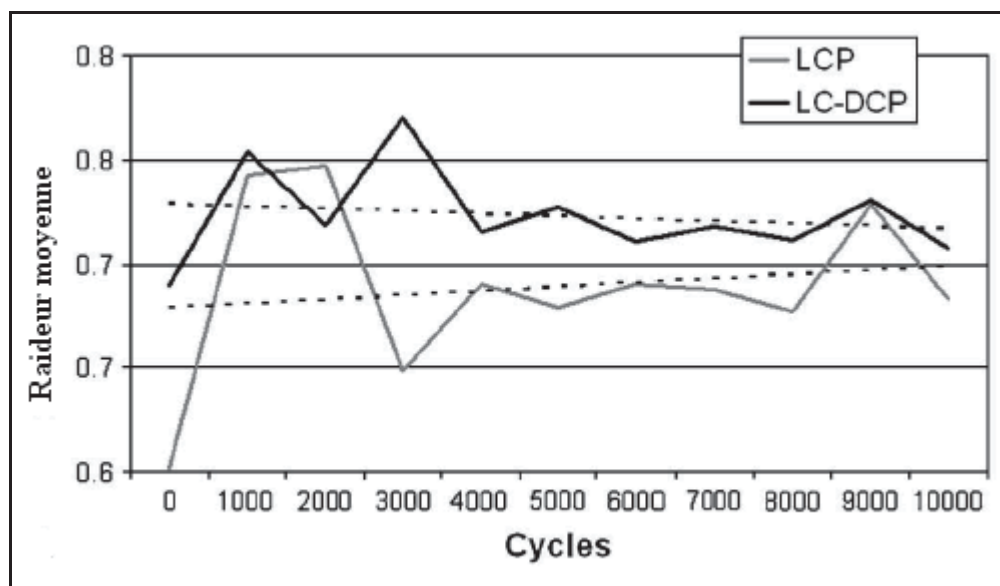


Figure 14 : Courbe illustrant la différence de raideur moyenne au cours des essais en fonction des deux montages, en flexion 4 points antéropostérieure [25]



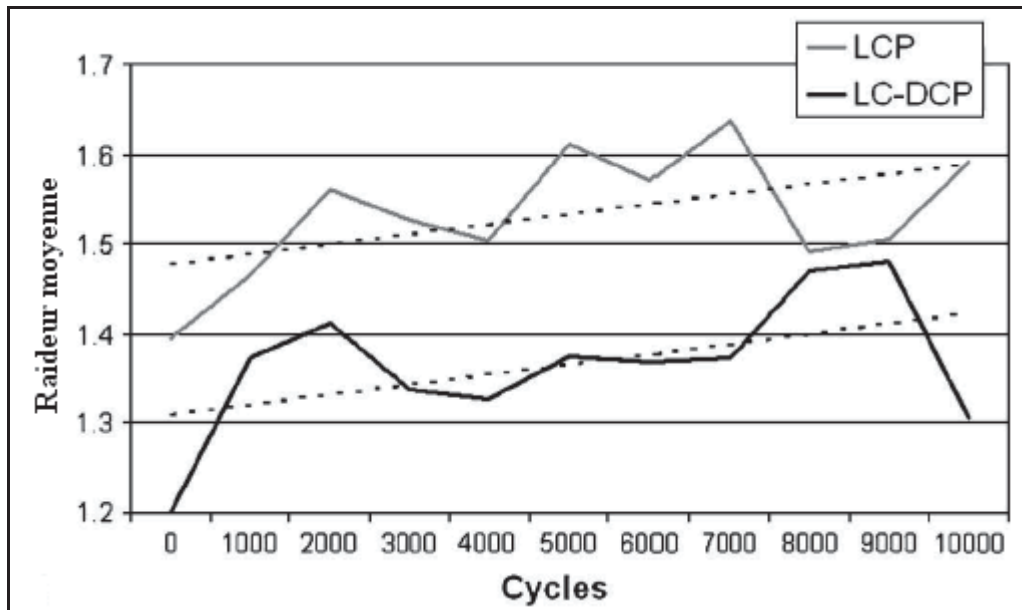


Figure 15 : Courbe illustrant la différence de raideur moyenne au cours des essais en fonction des deux montages, en flexion 4 points latéromédiale [25]

Les résultats montrent un nombre de cycles plus important pour aboutir à la rupture pour les montages LCP, mais la différence est non significative ( $p= 0,25$ ). Egalement une tendance de supériorité de raideur des montages LCP apparaît pour la flexion latéromédiale mais la différence apparaît non significative ( $p= 0,4$ ) et une tendance d'infériorité de raideur des montages LCP apparaît pour la flexion antéropostérieure sans différence significative ( $p=0,8$ )

De plus Gardner [25] dans cette étude étudie le mouvement au niveau de l'ostéotomie avec un système infra rouge tridimensionnel. Or une nouvelle fois aucune différence significative entre les mouvements n'apparaît entre les deux montages (flexion antéropostérieur  $p=0,09$  et  $p=0,8$ ).

### 3.3.4- Espacement plaque – os

Un des objectifs du montage LCP verrouillé est de préserver la vascularisation. Il est donc nécessaire de ne pas comprimer le périoste comme dans le cas des plaques en contact avec l'os. Mais afin de ne pas déstabiliser le montage et d'avoir un fixateur interne assez rigide, il a été recherché au travers d'études biomécaniques l'espacement le plus approprié entre la plaque et l'os.

M. Ahmad [1] a étudié la stabilité mécanique en compression et en torsion des plaques LCP en augmentant de 0 à 5 mm la distance plaque – os. Sur des cylindres en composites des plaques DCP ont été posées contre l’os ainsi que des plaques LCP à des écarts de 0mm, 2mm, 5mm avec l’os (Fig. 16)

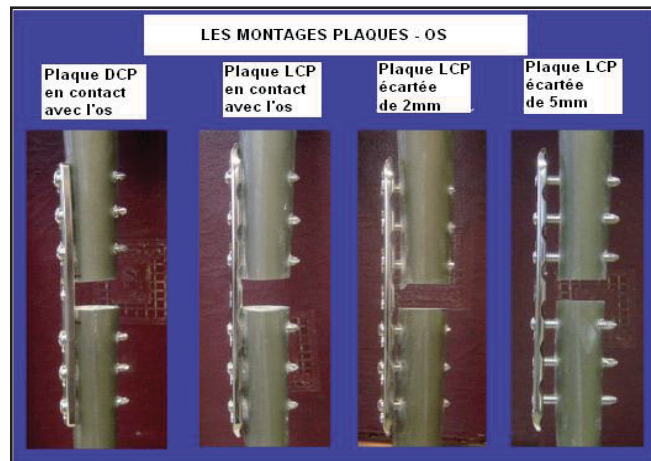


Figure 16 : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [1]

Les montages ont été soumis à des charges en compression dynamique et statique. Il a été montré que la charge à la rupture était significativement diminuée pour le LCP 5mm et que ce montage présentait une raideur plus faible (Fig. 17 et 18).

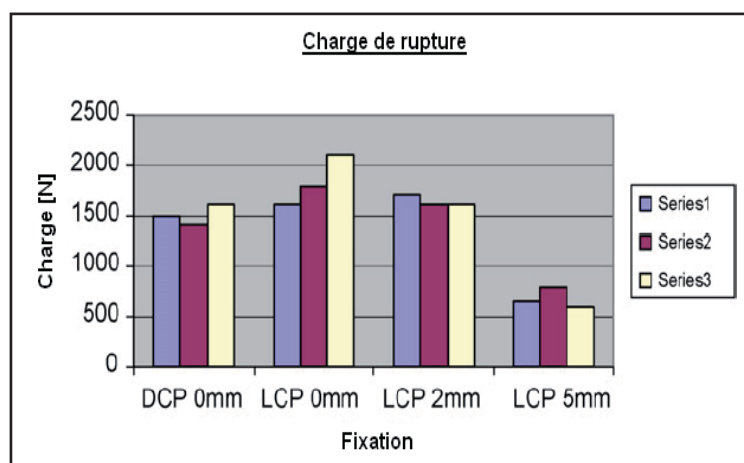


Figure 17 : Comparaison des charges entraînant la rupture en compression, selon le type de montage DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1]

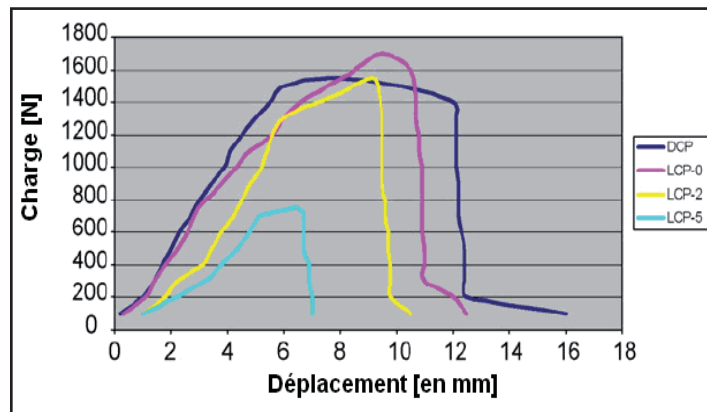


Figure 18 : Courbes représentant la charge axiale en fonction du déplacement pour les 4 types de montages DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [1]

Il obtient des résultats similaires en ce qui concerne la torsion.

Il est recommandé d'après ces résultats de laisser un espacement de 2 mm [1] entre la plaque LCP verrouillée et l'os.

Aucune donnée n'est disponible sur l'influence de l'écartement plaque-os sur des plaques LCP en flexion 4 points.

### 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 comme 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 [75].

Les indications d'utilisation des LCP en mode verrouillé sont multiples [15, 75]:

- 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 [39]. 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 [69].
- 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 [15, 75]:

- 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, 27, 49, 70] :

- 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, 22]:

- 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 : ils sont peu fréquents 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-Notions 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- Biomécanique : définitions et généralités

La biomécanique est l'exploration des propriétés mécaniques des organismes vivants ainsi que l'analyse des principes d'ingénierie faisant fonctionner les systèmes biologiques (Wikipédia).

Afin d'explorer les propriétés mécaniques il est nécessaire de faire un rappel sur les forces [28, 59]:

#### - Une 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 [53].

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.

- La 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 (m<sup>2</sup>)

$\sigma$  est la contrainte exprimée en N/m<sup>2</sup> ou Pascal (Pa)

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

- La déformation (strain) :

Un objet soumis à une contrainte va se déplacer ou se déformer. Il existe deux types de déformations relatives [53, 73] :

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:

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

$\Delta l$  et  $l$  sont exprimées en millimètres (mm)

$\varepsilon$  sans dimension

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

- La 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.

- Le Couple d'une force :

Le couple désigne l'effort en rotation appliqué à un axe. On le mesure en N.m.



## 4.2- La flexion

### 4.2.1- Généralités sur la flexion

La flexion est la déformation d'un objet qui se traduit par sa courbure. Dans le cas d'une poutre ou d'un cylindre, elle tend à rapprocher les deux extrémités du spécimen [11].

#### 4.2.1.1- Flexion physiologique

Les os sont continuellement mis en charge, ce qui est utile au remaniement perpétuel qui assure le maintien de leur structure. Lors de perte d'appui, l'os n'est plus sollicité et risque de se déminéraliser comme l'a montré les études sur les astronautes réalisant des missions spatiales de longue durée [52].

Lors de sa mise en charge, l'os est soumis à divers types d'efforts, que sont la compression, la tension, la torsion et la flexion. La flexion de l'os se produit par l'influence de la réaction du sol lors de l'appui de l'animal, qui se traduit par la création d'un moment de flexion. Ce moment de flexion découle de la résultante de la compression liée au poids de l'animal et de la réaction du sol [32].

Gautier [24] a étudié la déformation du tibia de mouton lors de la marche sur un tapis roulant, à des vitesses de 2 à 4 km/h, via des capteurs placés au contact de l'os [24].

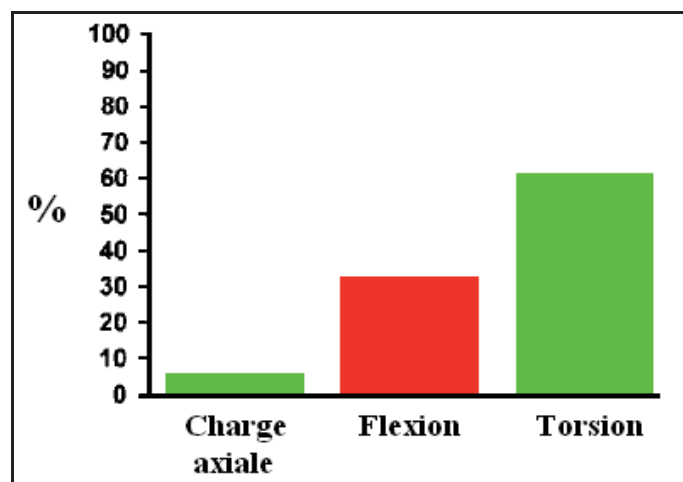


Figure 19 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [24].

Cette étude a permis de montrer que la charge en flexion n'est pas négligeable sur le tibia du mouton, puisqu'elle représente environ 33% des efforts qui s'y appliquent (Fig.19) [24]. Ainsi lors d'ostéosynthèse tibiale, il est nécessaire de prévoir un matériel qui puisse s'opposer et résister à des efforts en flexion.

#### 4.2.1.2- Flexion expérimentale

Selon Beaupied, il existe trois types d'essai en flexion applicables à l'os [8]:

- La flexion trois points: il s'agit de la méthode la plus utilisée. En général, l'échantillon testé est placé dans le plan horizontal, en appui sur deux supports. La force de flexion est appliquée par l'actionneur agissant verticalement et de façon centrée par rapport aux deux supports (Fig.20).

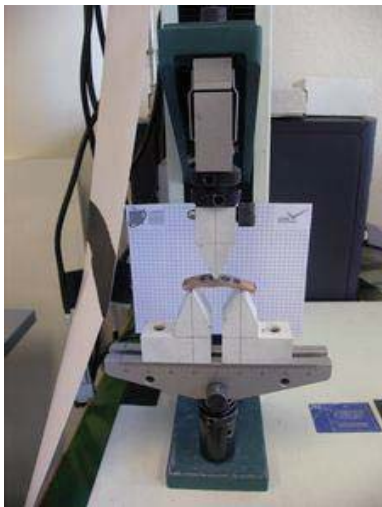


Figure 20 : Illustration d'un test de flexion 3 points

- La flexion quatre points: L'échantillon est positionné horizontalement sur deux supports. La force de flexion est appliquée par un actionneur comportant deux bras (Fig.21). L'espace entre ces deux bras définit la zone d'intérêt. Il est important que les deux bras de flexion entrent en contact avec la colonne osseuse en même temps. L'avantage de ce type d'essai est d'assurer un moment d'inertie égal sur toute la zone d'intérêt [11].

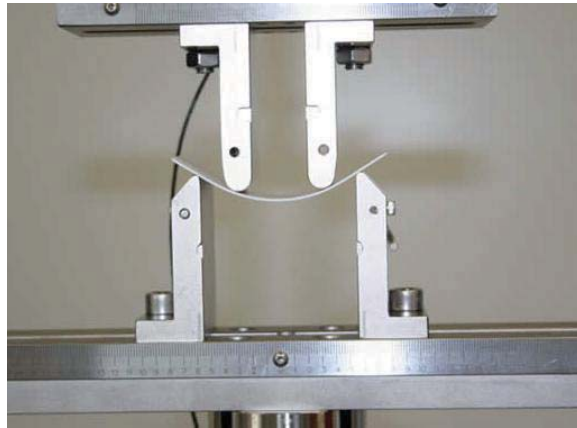


Figure 21 : Photographie illustrant un banc de flexion 4 points

- La flexion type poutre console: Dans ce type de test, une des extrémités de l'échantillon à tester est encastrée dans un support, alors que l'autre est laissée libre. La force est appliquée verticalement sur cette partie libre afin de fléchir le spécimen.

Les données expérimentales sur le comportement mécanique en flexion de l'os cortical restent assez limitées. La résistance en flexion de l'os cortical humain varie de  $98,1 \times 10^6$  à  $196,2 \times 10^6$  Pa [52].

Turner a montré que l'obtention de résultats fiables lors de tests mécaniques en flexion, imposait d'utiliser des échantillons dont le ratio longueur/épaisseur soit supérieur à 20 [8, 74]. Dans le cas contraire, des efforts en cisaillement viendraient parasiter les efforts de flexion.

Malheureusement, aucune étude ne s'est intéressée à l'analyse du comportement mécanique d'un os long en flexion 4 points.

## 4.2.2 Courbes expérimentales des essais en flexion

### 4.2.2.1 Courbe force-flèche en flexion

Quelque soit le matériau, lorsqu'un objet est soumis à un effort, il se déforme, avant de se rompre. La flexion est assimilée à une « tension-compression ». Lorsque le moment de flexion est appliqué, une partie de l'échantillon est soumise à une tension et s'allonge alors que l'autre est soumise à une compression et se raccourcit [ 3, 4, 53, 73]. La zone de transition entre les zones de compression et de tension constitue l'axe neutre de l'échantillon testé.

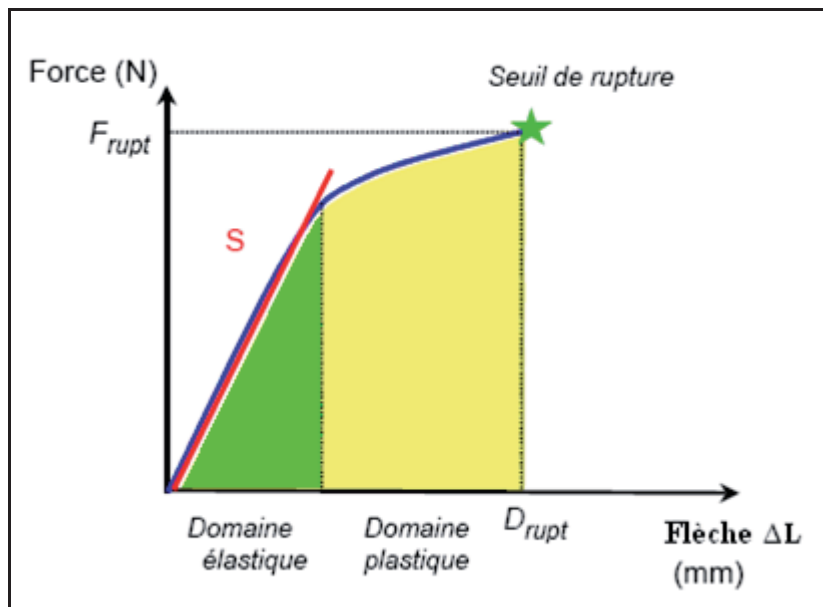


Figure 22 : Courbe représentant la variation de la force en fonction de la flèche

S : Raideur extrinsèque du montage ;  $F_{rupt}$  : Force entraînant la rupture du montage ;  $D_{rupt}$  : Déplacement à la rupture

Comme pour tout type d'effort, la courbe force-déplacement comprend une première partie linéaire. La force est donc proportionnelle au déplacement, appelé flèche. Cette première portion de courbe correspond à un comportement élastique du matériel mis en charge. L'os soumis à cet effort d'intensité limitée adopte un comportement réversible.

Dans la seconde partie, la courbe perd sa linéarité et caractérise un comportement plastique. Dans cette zone de la courbe, les efforts induisent un déplacement irréversible jusqu'à provoquer la rupture de l'échantillon.

Le point séparant ces deux domaines élastique et plastique constitue le seuil d'élasticité [73].

À partir de cette relation force-flèche, 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, exprimée en N/m. 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 ou flèche 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...).

## **PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE**

### 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.

Elles ont préférentiellement été menées lors de mise en charge en compression et en torsion. Très peu de données sont disponibles lors de mise en charge en flexion, qui plus est lors d'utilisation d'essais en flexion 4 points.

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 [27].

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 flexion 4 points.

## 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. 23). 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 23 : 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. 24) :

- 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 caudo-cranial 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.



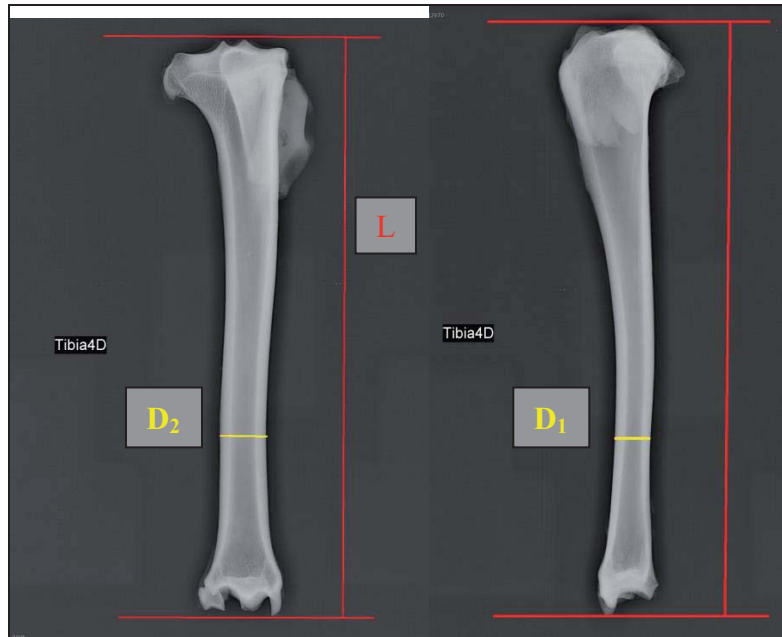


Figure 24: Emplacement des paramètres morphologiques mesurés directement sur l'os, à l'aide d'une règle et d'un pied à coulisse, sur les images radiographiques du tibia droit n°4.  
 L: Longueur tibiale, D<sub>1</sub>: Diamètre caudo-crânial, D<sub>2</sub>: Diamètre latéro-médial.

### 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 flexion 4 points.

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 abouts 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. 25). 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.27). La vis n°1, la plus proximale, a ensuite été mise en place pour fixer la plaque sur l'about proximal (Fig.26). L'ostéotomie a été réalisée sur le repère déterminé préalablement avec une scie oscillante.



Figure 25 : 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. 28). 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. 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.29).



Figure 26 : Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12G



Figure 27 : Visualisation de l'ostéotomie après la pose de la première vis, sur le tibia 12G

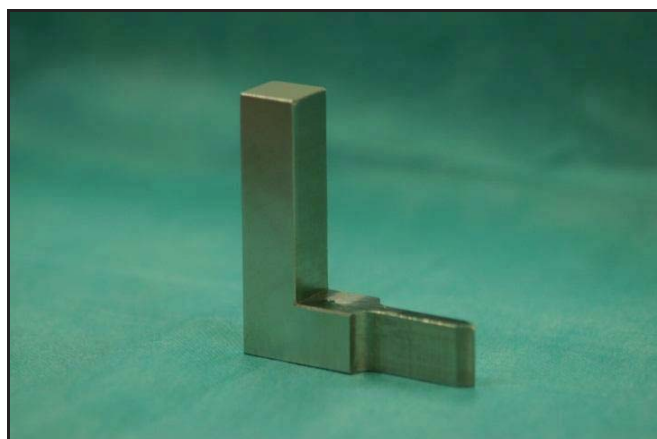


Figure 28 : Dispositif de distraction de 5 mm d'épaisseur



Figure 29 : Fin de l'ostéosynthèse avec 6 vis standards sur le tibia 12 G

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 (Fig.29) 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.

Les vis standards (Fig. 30) 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.

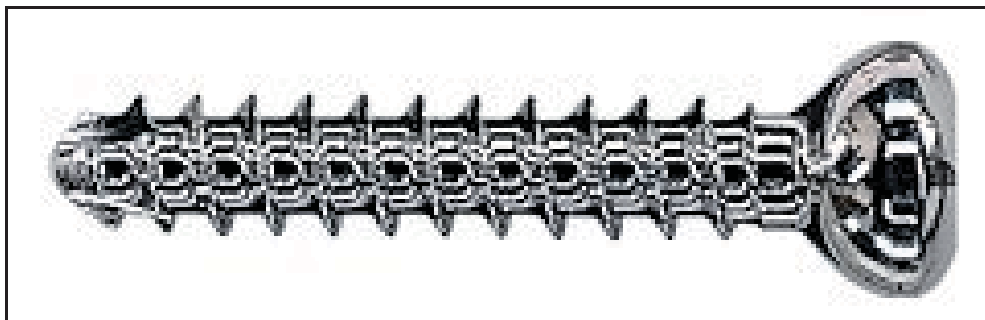


Figure 30 : Vis standard Synthes ® de 4,5 mm de diamètre extérieur

Les vis verrouillées (Fig. 31) ont également été choisies auto-taroudantes, d'un diamètre de 5 mm et ont été positionnées centrée dans le trou verrouillé grâce au viseur spécifique.

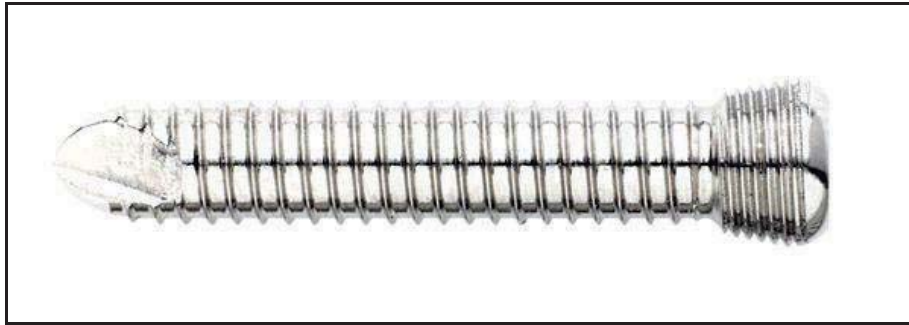


Figure 31 : Vis à tête verrouillée Synthes® de 5,0 mm de diamètre extérieur

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 montage, verrouillé 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. 32). 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.

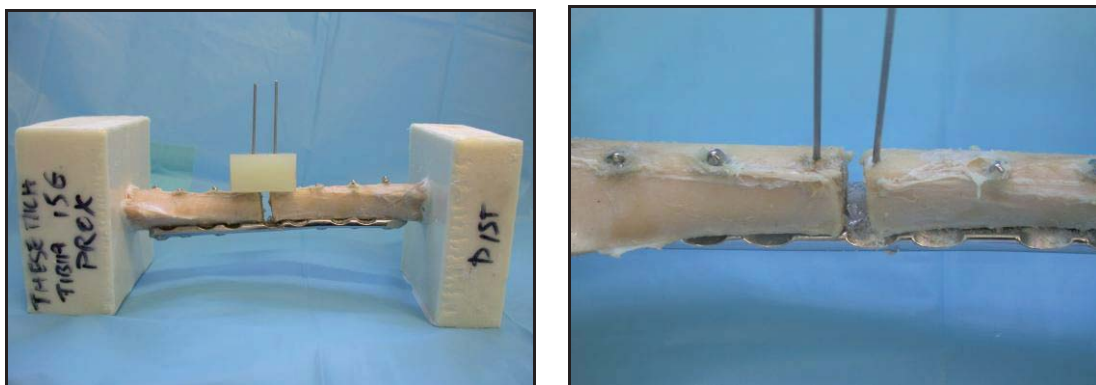


Figure 32 : Mise en place des broches de part et d'autre du site d'ostéotomie. Dispositif de guidage pour la visée des broches (à gauche) et broches en place (à droite).

## 2.3-Essais mécaniques en flexion 4 points

### 2.3.1- Le matériel

#### 2.3.1.1- 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 (Fig. 33).

Le banc de flexion 4 points était constitué :

- d'une potence supérieure, fixée sur la traverse de la presse et supportant les 2 points d'appui centraux de la flexion 4 points, écartés de 30 mm (Fig.34).
- d'une potence inférieure, fixée sur le socle de la presse et supportant les 2 points d'appui externes de la flexion 4 points, écartés de 155 mm (Fig.34).



Figures 33 : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de flexion 4 points fixé sous la presse électromécanique MTS.

Les os ont été positionnés sur le banc de flexion, de telle sorte que la face médiale du tibia portant la plaque, repose sur les points d'appui externes de dispositif. Les points de contact étaient suffisamment éloignés l'un de l'autre pour permettre un appui sur l'os cortical, à l'extérieur de la zone occupée par la plaque. Les points d'appui centraux ont été positionnés sur la face latérale de l'os de part et d'autre de la perte de substance (figure 34).

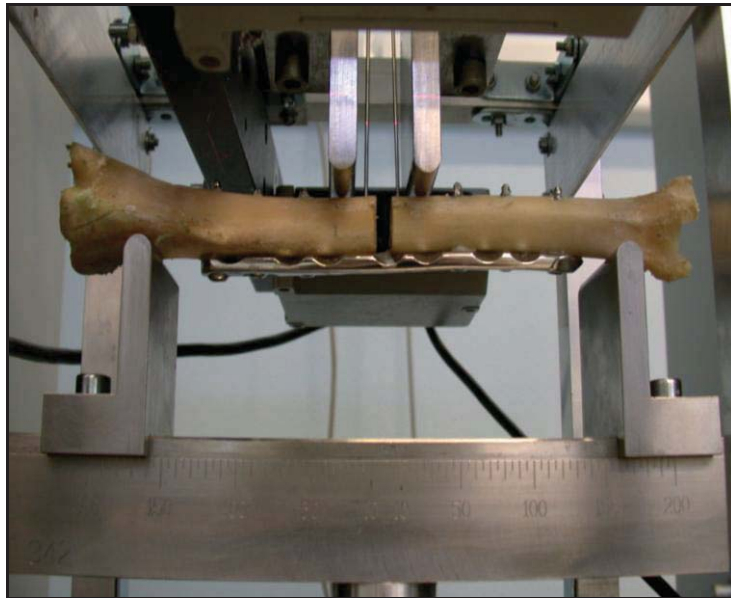


Figure 34 : Tibia appareillé n°8 mis en place sur le banc de flexion 4 points.

#### 2.3.1.2- 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 part et d'autre du site d'ostéotomie. Ce micromètre laser possède une résolution de 0,1  $\mu\text{m}$ , 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 placé de manière horizontale, sous contrôle d'un niveau à bulle, et fixé sur un support spécifiquement conçu pour cette étude, permettant l'obtention d'un faisceau horizontal (figure 35 a et b).

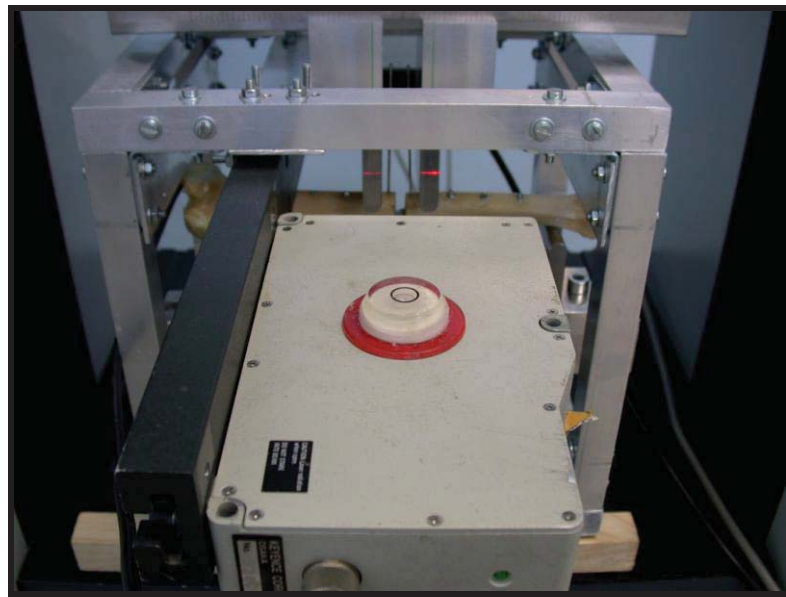
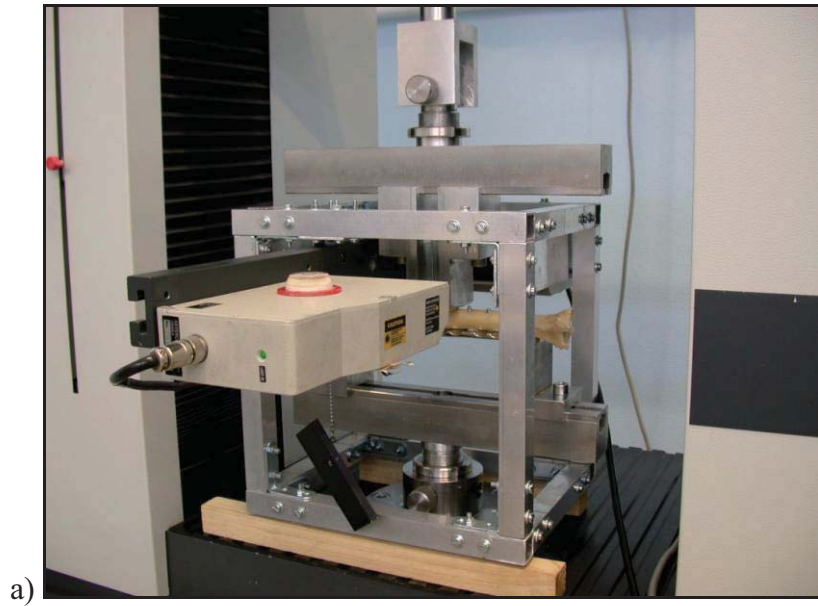


Figure 35 : Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique.

a- Aspect général du micromètre laser positionné horizontalement sur son support ;

b- Le laser repère les broches (points rouges) et mesure leur rapprochement lors de l'essai.



### 2.3.1.3- 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).

### 2.3.2- Méthodes

#### 2.3.2.1- 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.36)

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

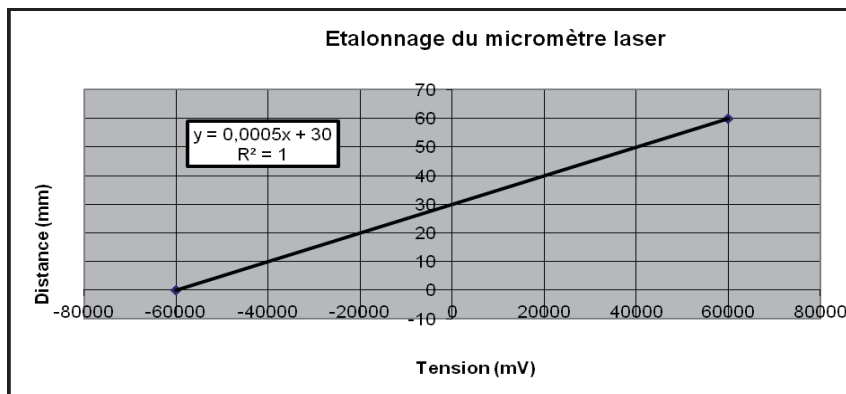


Figure 36 : courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser

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  $10^4$ ) :

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

### 2.3.2.2- 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 flexion 4 points quasi-statique. La machine était pilotée en contrôle de déplacement grâce au logiciel TestWorks 4.08B<sup>®</sup>, à une vitesse de déplacement vertical de 1mm/min.

Avant chaque essai, le contact entre les points de contact intérieurs et la face latérale des tibias a été obtenu et une précharge de quelques Newton a été effectuée. 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.

### 2.3.2.3-Détermination des paramètres de l'étude

Trois paramètres mécaniques ont été étudiés lors des essais:

- la raideur extrinsèque globale : donnée par la pente de la courbe charge (N) – flèche (m).

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

La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire de la courbe de la charge (en N) en fonction de la flèche corrigée (en m).

La flèche enregistrée lors des essais, correspondait à la valeur du déplacement vertical des appuis de la potence supérieure. Cependant la flèche réelle du spécimen correspond au déplacement du point virtuel situé au milieu des 2 points d'appui supérieurs, à la surface de l'échantillon. La flèche réelle a été approchée par la flèche corrigée ( $F_c$ ) (Fig. 37), calculée à partir de la flèche mesurée ( $F_m$ ), selon la formule suivante :

$$F_c = F_m \times (L / l)$$

Avec :  $F_m$  = Flèche mesurée par la presse ;  $F_c$  = Flèche corrigée

$L = 1/2$  distance entre les points d'appui inférieurs = 77,5 mm

$l = 1/2$  distance entre les points d'appui supérieurs = 15 mm

Ainsi :  $F_c = 1,24 \times F_m$

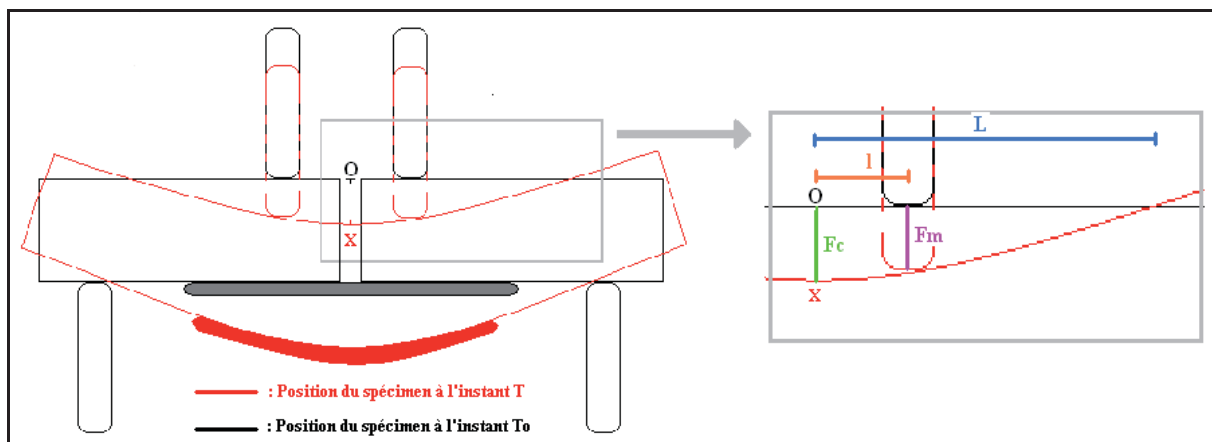


Figure 37 : Représentation graphique de la flèche mesurée ( $F_m$ ) et de la flèche corrigée ( $F_c$ )

$L$  : demie distance entre les appuis inférieurs et  $l$  : demie distance entre les appuis supérieurs.

- 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.

#### 2.3.2.4- 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 totale, 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) pour l'ensemble des paires de tibias appareillés et intacts.

Une analyse des corrélations entre les divers paramètres morphologiques et mécaniques a été réalisée à l'aide de la matrice de corrélation de Pearson. La significativité des corrélations a été évaluée par les probabilités de Bonferroni avec un seuil de 5%.

Une comparaison des paramètres mécaniques entre les groupes d'os traités par un mode standard ou verrouillé, a été réalisée à l'aide de tests du t de Student au seuil de 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.

<b>Groupe</b>	<b>N° randomisation</b>	<b>Vis</b>	<b>Longueur totale (en mm)</b>	<b>Diamètre crânio-caudal (en mm)</b>	<b>Diamètre latéro-médial (en mm)</b>
3	1D	/	235	16	20
3	2D	/	226	14	17
3	3D	/	223	14,5	18,5
3	4D	/	208	14,5	18
3	5D	/	236	13	16,5
3	6D	/	248	14,5	17,5
3	7D	/	239	14	17,5
3	8D	/	247	14	17
3	9D	/	237	14	17,5
3	10D	/	249	14,5	19
3	11D	/	234	14	18
3	12D	/	231	15,5	19,5
<b>Groupe</b>	<b>N° randomisation</b>	<b>Vis</b>	<b>Longueur totale (en mm)</b>	<b>Diamètre crânio-caudal (en mm)</b>	<b>Diamètre latéro-médial (en mm)</b>
1	1G	VS	236	16	20
2	2G	VV	226	15	17
1	3G	VS	223	14,5	18,5
2	4G	VV	208	14	18,5
1	5G	VS	234	12,5	16
2	6G	VV	248	15	17
1	7G	VS	239	15	18
2	8G	VV	245	14	17
2	9G	VV	237	13,5	17
2	10G	VV	249	14,5	18,5
1	11G	VS	234	14	18
1	12G	VS	232	15,5	19

Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques des tibias testés / VS : Vis standard et VV : Vis verrouillées

- Groupe 1 : 6 tibias appareillés par une plaque LCP et des vis standard,**
- Groupe 2 : 6 tibias appareillés par une 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 (Fig. 38-40).

#### **Longueur totale des tibias**

	<b>Moyenne (mm)</b>	<b>Ecart type (mm)</b>
<b>Total</b>	234,33	11,31
<b>Groupe 1</b>	233,00	5,44
<b>Groupe 2</b>	235,50	15,98
<b>Groupe 3</b>	234,42	11,66

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

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

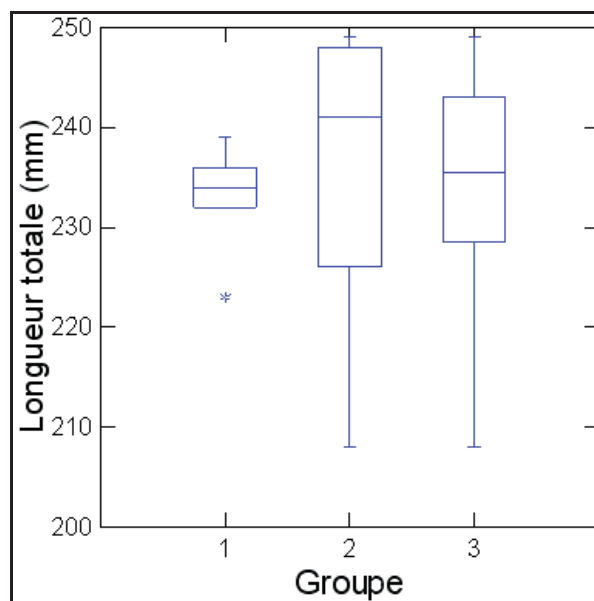


Figure 38 : Représentation graphique en box plot, représentant la distribution des longueurs totales au sein des 3 groupes de tibias.

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

### Diamètre crânio-caudal

	Moyenne (mm)	Ecart-type (mm)
<b>Total</b>	14,42	0,84
<b>Groupe 1</b>	14,58	1,24
<b>Groupe 2</b>	14,33	0,61
<b>Groupe 3</b>	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

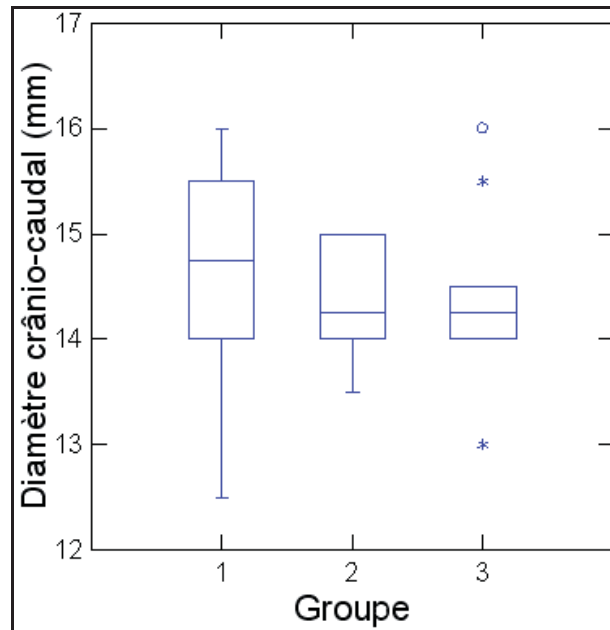


Figure 39 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres crânio-caudaux au sein des 3 groupes de tibias.

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

### Diamètre latéro-médial

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



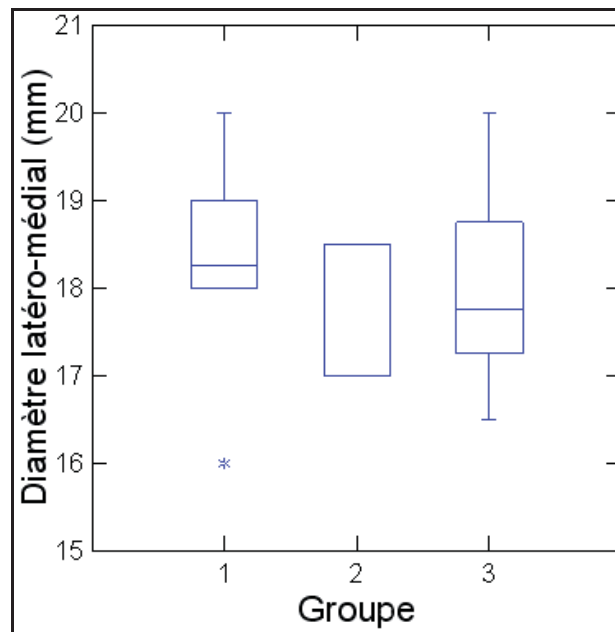


Figure 40 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des diamètres latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias.

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 flexion 4 points

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.41). Un très léger effet d'hystéresis 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.

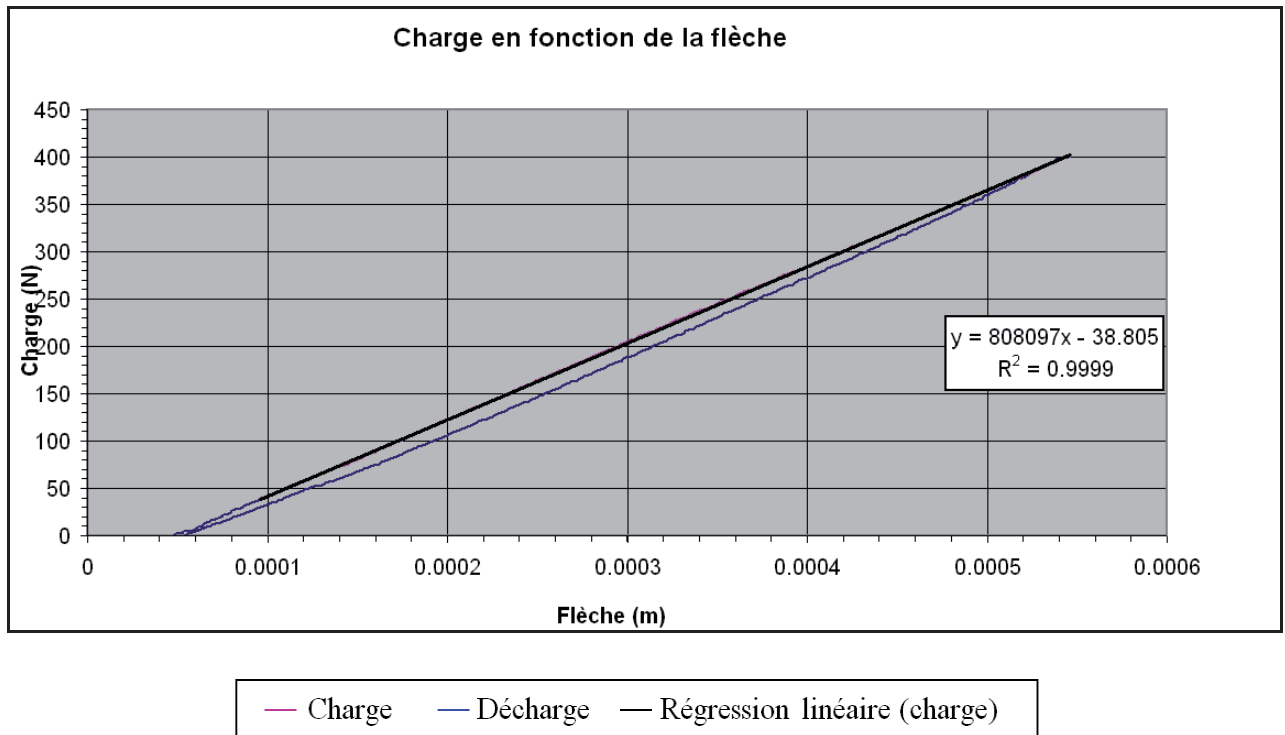


Figure 41 : Courbe charge-flèche sur l'os intact n°10. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.

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. 42). 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.

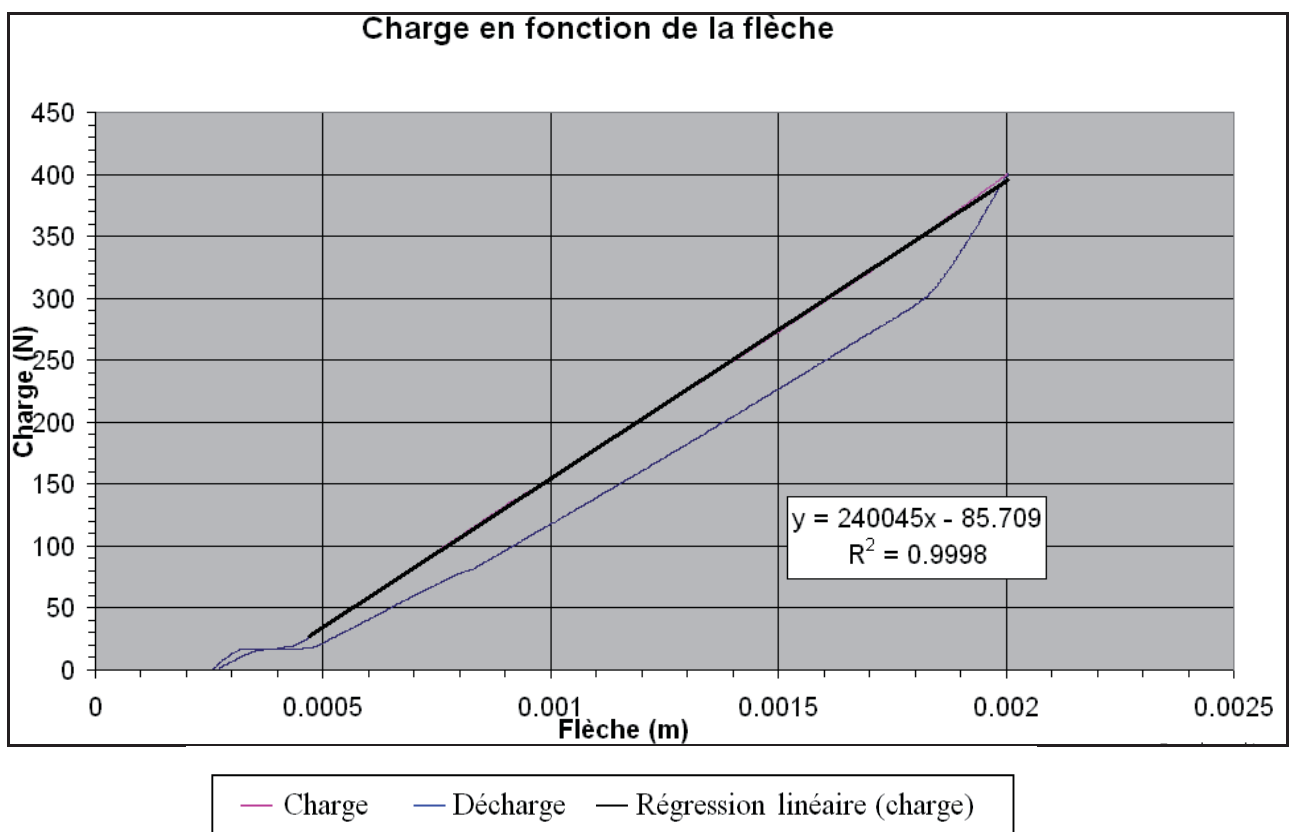


Figure 42 : Courbe charge-flèche de l'os appareillé n°12. La raideur extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge

Les raideurs extrinsèques en flexion 4 points de l'ensemble des os testés sont présentées par groupe d'os dans le tableau 8.

Groupe	N° randomisation	Vis	Raideur extrinsèque (N/m)	Groupe	N° randomisation	Vis	Raideur extrinsèque (N/m)
1	1G	VS	239884,34	3	1D	/	806896,99
1	3G	VS	208370,77	3	2D	/	587071,20
1	5G	VS	197111,57	3	3D	/	551815,46
1	7G	VS	238476,78	3	4D	/	436717,57
1	11G	VS	226763,79	3	5D	/	503985,25
1	12G	VS	281912,37	3	6D	/	763216,54
2	2G	VV	232787,86	3	7D	/	658449,57
2	4G	VV	220166,57	3	8D	/	549501,89
2	6G	VV	193584,89	3	9D	/	660136,56
2	8G	VV	285713,64	3	10D	/	644966,84
2	9G	VV	335170,33	3	11D	/	669989,73
2	10G	VV	289674,48	3	12D	/	763276,31

Tableau 8: Valeurs des raideurs extrinsèques des différents spécimens testés en flexion 4 points.

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/m)	Ecart type (N/m)
<b>Total</b>	439401,72	214479,95
<b>Groupe 1</b>	232086,60	29 658,96
<b>Groupe 2</b>	259516,30	52 780,88
<b>Groupe 3</b>	633001,99	111969,10

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 38).

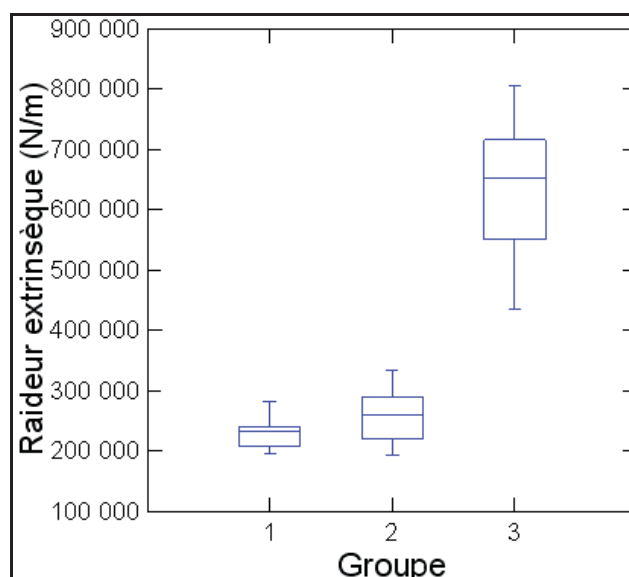


Figure 43: Représentation graphique en box plot représentant la distribution des raideurs extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias.

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	Vis	Perte de raideur extrinsèque (%)
1	1G	VS	70,27
1	3G	VS	62,24
1	5G	VS	60,89
1	7G	VS	63,78
1	11G	VS	66,15
1	12G	VS	63,07
2	2G	VV	60,35
2	4G	VV	49,59
2	6G	VV	74,64
2	8G	VV	48,00
2	9G	VV	49,23
2	10G	VV	55,09

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 n°1 appareillé était 70,3 % moins raide que l'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 (%)
<b>Groupe 1</b>	64,40	3,37
<b>Groupe 2</b>	56,15	10,18

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. 44).

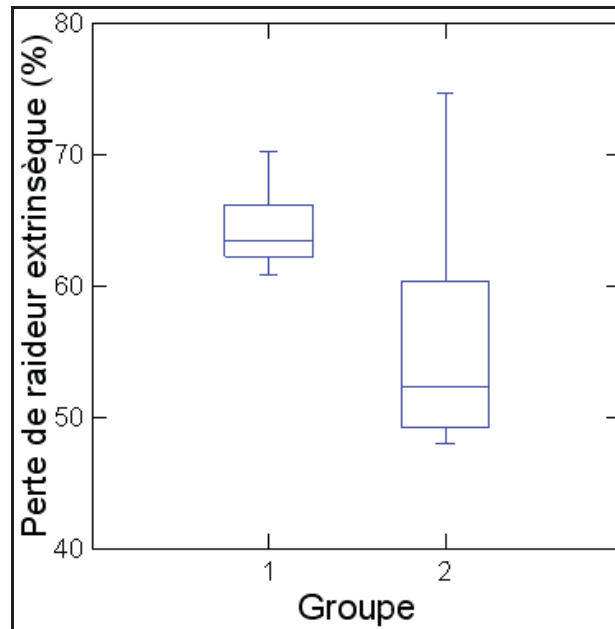


Figure 44: Représentation graphique en box plot représentant les pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement.

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.45). 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.

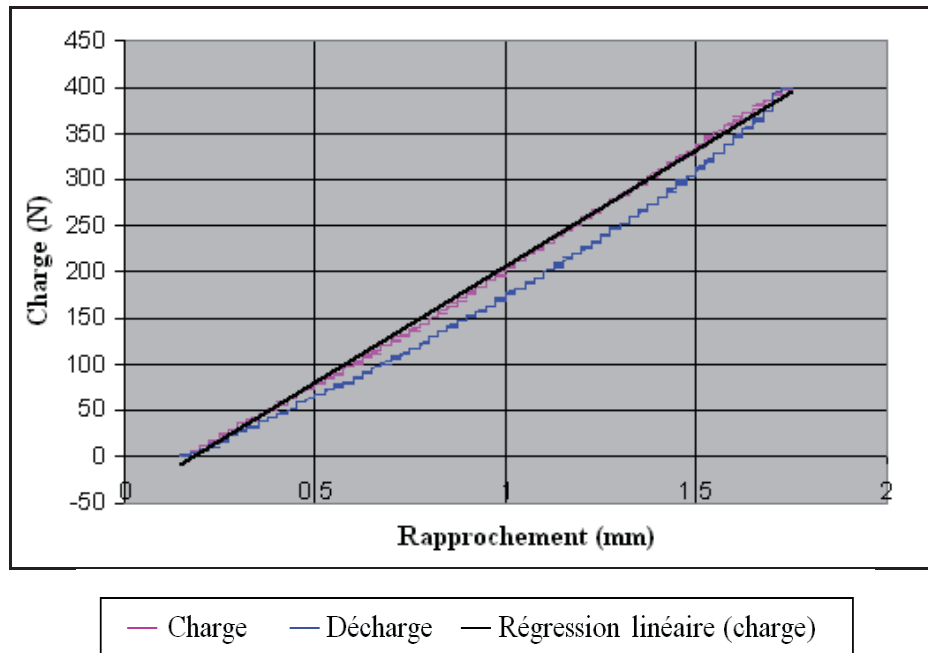


Figure 45 : Courbe charge – rapprochement des broches au site d’ostéotomie sur l’os n° 10. La pente a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.

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	294,67
1	3G	VS	273,36
1	5G	VS	218,56
1	7G	VS	286,31
1	11G	VS	243,20
1	12G	VS	319,41
2	2G	VV	219,26
2	4G	VV	255,76
2	6G	VV	190,85
2	8G	VV	313,69
2	9G	VV	407,95
2	10G	VV	362,90

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.

	<b>Moyenne (N/mm)</b>	<b>Ecart type (N/mm)</b>
<b>Groupe 1</b>	272,59	36,47
<b>Groupe 2</b>	291,74	84,59

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. 46).

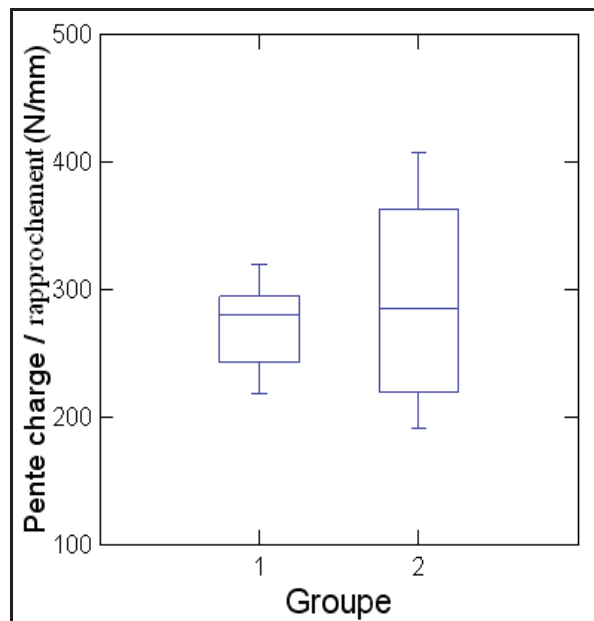


Figure 46 : Représentation graphique en box plot représentant la distribution des pentes des courbes charge-rapprochement des broches au site d’ostéotomie dans les 2 groupes de traitement.

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

### 3.2- Recherche de corrélations entre les paramètres étudiés

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 totale	Diamètre crânio-caudal	Diamètre latéro-médial	Raideur extrinsèque	Perte de raideur	Pente
Groupe	1,000						
Longueur totale	0,114	1,000					
Diamètre crânio-caudal	-0,139	0,094	1,000				
Diamètre latéro-médial	-0,353	-0,205	0,713	1,000			
Raideur extrinsèque	0,331	0,311	0,003	0,091	1,000		
Perte de raideur	-0,512	0,229	0,518	0,228	-0,595	1,000	
Pente de la courbe charge-rapprochement	0,159	0,241	-0,001	0,272	<b>0,926</b>	-0,562	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	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000		
Perte de raideur	1,000	1,000	1,000	1,000	0,870	0,000	
Pente de la courbe charge-rapprochement	1,000	1,000	1,000	1,000	<b>0,000</b>	1,000	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 de traitement

Les tests du t de Student ont montré que ni les paramètres morphologiques, ni les paramètres mécaniques ne présentaient de différences significatives entre les 2 groupes de traitement, comme le montrent les valeurs de p présentées dans le tableau 16.

Variable étudiée entre les groupes 1 et 2	Valeur de p	Interprétation
<b>Longueur totale</b>	0,729	Absence de différence significative
<b>Diamètre crânio-caudal</b>	0,670	Absence de différence significative
<b>Diamètre latéro-médial</b>	0,267	Absence de différence significative
<b>Raideur extrinsèque</b>	0,300	Absence de différence significative
<b>Perte de raideur extrinsèque</b>	0,108	Absence de différence significative
<b>Pente de la courbe charge - rapprochement</b>	0,627	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 dû être conservés jusqu'à la réalisation de l'essai. Le mode de conservation choisi devait avoir le moins d'impact 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, 55]. 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 modification de leurs propriétés biomécaniques, à condition de maintenir une hydratation constante du tissu osseux [13, 37].

## 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 41 et 42).



Figure 47: Radiographie de face du tibia montrant une fracture sous plaque associée à la rupture des vis n°2 et 3.



Figure 48: 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 standard 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 (Fig. 25) 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 (Fig.25). 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 minimes 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 [1, 21]. 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-Position du spécimen au sein du banc de flexion

Lors de tests en flexion 4 points, les spécimens sont simplement posés sur le banc de flexion, en reposant sur les 2 points d'appui de la potence inférieure. Aucune contention ne doit venir entraver les mouvements de l'échantillon lors de l'essai. Du fait de la morphologie de l'os qui diffère d'un cylindre parfait, il existe lors de sa mise en charge, un risque de mouvement parasite, comme une rotation ou une translation, non imputable à la simple flexion du spécimen.

Lors des essais de flexion 4 points, l'écartement entre les points d'appui est resté constant pour tous les spécimens. Ce choix résulte de l'inclusion de tibias de morphologie homogène dans cette étude.

La sélection des points d'appui extérieurs repose sur le choix d'une portion où les surfaces corticales restent parallèles. Ce critère concourait à garantir une position stable du spécimen durant tout l'essai. Il permettait, en outre, de tester une longueur significative du spécimen.

Les points d'appui intérieurs ont été placés au plus près du site d'ostéotomie pour concentrer le moment de flexion sur cette zone d'intérêt. Les points d'appui ne devaient pas entrer en contact avec les extrémités distales des vis n° 3 et 4, ni interagir avec le déplacement des broches lors de la mise en charge.

En théorie, la flexion 4 points devait être réalisée dans le plan latéro-médial. Cependant du fait d'une certaine variabilité morphologique des tibias, certaines flexions ont été réalisées selon un axe légèrement différent. Ce biais pourrait avoir influé sur la variabilité de la raideur extrinsèque obtenue. Cependant, selon Gardner, le plan choisi pour la mise en charge des spécimens implique des résultats différents entre les montages verrouillés ou non verrouillés. Lors de flexion dans le plan médio-latéral, la raideur des montages avec une plaque LCP était supérieure à celle des montages avec une plaque LC-DCP. Alors que, lors de flexion dans le plan antéro-postérieure, la raideur des montages avec une plaque LC-DCP était supérieure [28].

### 1.3.3-Choix des forces appliquées

L'objectif de l'étude était de réaliser des essais en flexion en restant dans le domaine des déformations élastiques. La limite élastique a donc été déterminée lors d'un test destructif préalable, dans des conditions de mise en charge similaires, sur un os appareillé d'une plaque LCP fixée par des vis standard. Pour cette étude préliminaire, une cellule de force de 50 KN a été utilisée. Un déplacement de 1mm/min a été imposé à la traverse de la presse. Ce test a montré une rupture du spécimen pour une charge en flexion de 1500 N. Le domaine élastique s'étendait jusqu'à une charge de l'ordre de 700 N et un déplacement vertical de la traverse de 3 mm (figure 49).

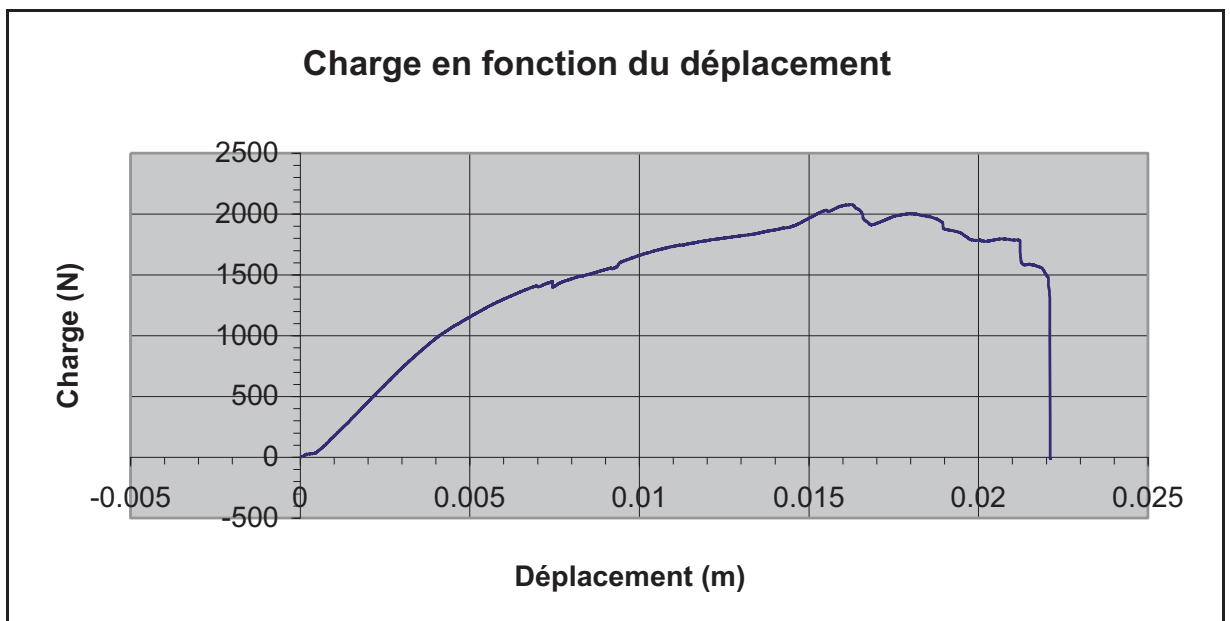


Figure 49 : Courbe expérimentale charge-déplacement d'un test destructif d'un os appareillé

Lors des essais en flexion 4 points, la charge maximale appliquée aux os appareillés et non appareillés a été fixée à 400 N. Cette valeur était suffisamment éloignée de la limite élastique pour garantir des tests mécaniques limités au domaine des déformations élastiques.

#### 1.3.4-Précyclage

Chaque essai était composé de 4 cycles comprenant une charge et une décharge. La raideur extrinsèque en flexion a été calculée uniquement à partir de la charge du quatrième cycle. Les trois premières étapes ont servi de pré-cyclage et ont permis un calage des spécimens sur la ligne de charge.

Il serait intéressant d'évaluer la répétabilité des tests mécaniques en comparant les résultats obtenus sur plusieurs tests successifs. Cette précaution permettrait en particulier d'évaluer un éventuel biais, lié à une modification de la position du spécimen, d'un test à l'autre.

#### 1.3.5-Calcul des régressions linéaires

Le calcul des raideurs a été effectué à partir de la pente des courbes charge – déplacement des différents essais. Pour calculer cette pente, les domaines linéaires ont été déterminés de façon visuelle en excluant la courte partie non linéaire initiale sur certaines courbes. Le dernier point choisi était systématiquement celui correspondant à la charge maximale.

Cette perte de linéarité initiale pourrait être rapportée à la précharge appliquée aux spécimens en début de test. En effet, les spécimens ont été placés sous la ligne de charge et soumis à une légère précharge pour assurer un bon calage du dispositif sur le banc de flexion. Un calage insuffisant pourrait donc être à l'origine de ces phases non linéaires initiales sur certaines courbes.

Le biais éventuel a été jugé minime, étant donné le peu de valeurs exclues de la régression linéaire.

### 1.3.6 Détermination de la flèche corrigée

La flèche mesurée par le déplacement de la traverse représente la flèche située au niveau des points d'appui centraux du banc de flexion et non au niveau de la zone de déplacement maximal de l'os. Le modèle de fracture avec perte de substance rend difficile la mesure de la flèche réelle. A fin de s'approcher au plus près de cette flèche réelle, une valeur corrigée a été calculée.

Cette valeur corrigée a été utilisée dans le calcul de la raideur extrinsèque qui reste une valeur approchée de la raideur extrinsèque réelle. Toutefois, cette approximation ne présente aucune influence sur les comparaisons statistiques entre les deux groupes de traitement. Les protocoles de calculs étaient, en effet, similaires dans les 2 groupes de traitement.

## 2- Résultats

### 2.1- Etude des paramètres morphologiques

L'étude statistique basée sur les moyennes et écarts types des trois paramètres morphologiques ne montre aucune différence entre les 3 groupes de tibias. Ces résultats montrent l'homogénéité des spécimens inclus dans l'étude

En outre, les tests du t de Student ont montré l'absence de différence significative de la morphologie tibiale entre les 2 groupes de traitement testés. Ces résultats excluent un biais dans l'échantillonnage des spécimens de l'étude.

## 2.2- Etude des paramètres mécaniques

### 2.2.1 Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en flexion 4 points

Après comparaison des raideurs extrinsèques en flexion 4 points, calculées pour les montages verrouillés et standard, il a été conclu que les montages utilisant des vis verrouillées étaient plus raides que ceux utilisant des vis standard. Néanmoins, le test du t de Student a montré que la différence entre les raideurs extrinsèques n'est pas statistiquement significative entre les groupes verrouillés et standard ( $p = 0,3$ ).

Ceci peut s'expliquer par le nombre limité d'individus dans chaque groupe de traitement. Ainsi il serait intéressant de réaliser une étude sur un plus grand nombre de spécimens, afin de confirmer les résultats.

Le choix du type de modèle peut aussi expliquer cette absence de différence significative entre les groupes de traitement. La perte de substance choisie pour simuler une fracture comminutive était de 5 mm. Ainsi, lors des tests en flexion 4 points, la portion majoritairement soumise au moment de flexion, correspondait à la portion de plaque en regard de la perte de substance.

Ces résultats sont en adéquation avec ceux obtenus par Gardner qui montraient une moyenne supérieure des raideurs pour les montages verrouillées, en flexion latéro-médiale. Cette supériorité n'était cependant pas statistiquement significative [28 partie3].

Une étude en flexion comme seule sollicitation, ne permettrait pas de conclure à la supériorité d'un mode de fixation par rapport à un autre, sur ce modèle de fracture du tibia ovin. Gautier a montré que le tibia ovin n'est soumis à des charges en flexion que pour 33% des sollicitations totales de l'os [11]. Il serait intéressant de réaliser la même étude comparative selon divers modes de chargement, en particulier la torsion et la compression, afin d'en confronter les résultats.

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

Malgré l'homogénéité morphologique des groupes de tibias, les os prélevés présentaient une certaine variabilité de taille, de diamètre, ou d'épaisseur des corticales. Pour atténuer cet éventuel biais, la perte de raideur de chaque os appareillé a été calculée par rapport à son os controlatéral.

Les calculs de perte de raideur ont montré que les montages verrouillés sont en moyenne 56% moins raides que leurs os controlatéraux, non appareillé. Par analogie, les montages standard sont en moyenne 64 % moins raides que leurs os controlatéraux, non appareillés. Les pertes de raideurs extrinsèques moyennes obtenues paraissent cependant légèrement moins élevées que celle obtenue par Fiel [27]. Il obtenait sur des plaques DCP pour vis de 4,5 mm, des pertes de raideur des os appareillés par rapport celle des os controlatéraux de l'ordre de 66%. Cette légère différence peut éventuellement s'expliquer par le relatif surdimensionnement de la plaque par rapport à l'os, dans notre étude.

### 2.2.3- Influence du verrouillage sur la pente de la courbe charge – rapprochement au site d'ostéotomie

La mobilité au site d'ostéotomie a été évaluée grâce au rapprochement relatif des broches placées de part et d'autre de celui-ci.

L'objectif était de savoir s'il existait une corrélation entre la raideur extrinsèque globale du montage, calculée à partir de la courbe charge-flèche et les mouvements présents au niveau du site d'ostéotomie. Comme l'a énoncé Baumgaertel, les micromouvements intéressant le foyer de fracture favorisent la cicatrisation [5]. Il est donc intéressant de savoir si un type de fixation est supérieur à l'autre dans ce domaine.

Les résultats ont montré une pente de la courbe charge- rapprochement des broches moins importante pour les montages standard par rapport aux montages verrouillés.

Ce qui signifie qu'à charge égale, le montage standard montre une mobilité accrue du site d'ostéotomie par rapport aux montages verrouillés. Ce résultat est cohérent avec les moyennes de raideur extrinsèque trouvées précédemment.

Cependant, les tests du t de Student réalisés, ont montré une absence de différence significative entre les deux groupes de traitement.

Ces résultats sont en adéquation avec ceux de Gardner qui ne montraient pas de différence significative entre les montages verrouillées (plaque LCP) et standards (plaque LC-DCP) [28 partie2].

### 2.3 Etude des corrélations entre les différents paramètres

La matrice des coefficients de corrélation de Pearson a été réalisée dans le but d'établir les corrélations éventuelles entre les différents paramètres morphologiques et mécaniques. Il en ressort une très forte corrélation entre la raideur extrinsèque et la pente de la courbe charge – rapprochement des broches au site d'ostéotomie, avec un coefficient de corrélation proche de 1 ( $p=0,000$ ).

Ceci indique que la raideur extrinsèque du spécimen est fortement liée à la mobilité au site de l'ostéotomie. Ces résultats pourraient signifier que les tests en flexion 4 points évalueraient principalement la contribution de la plaque, plutôt que l'influence de l'ancrage des vis, lors de sollicitations limitées au domaine élastique.

## 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 flexion 4 points supérieure pour les montages équipés de vis verrouillées. Ces résultats sont en accord avec une perte de raideur extrinsèque moins importante pour les montages verrouillés que pour les montages standard, par rapport à l'os controlatéral intact. Enfin, toujours en faveur d'une raideur supérieure des montages verrouillés, la mobilité au site d'ostéotomie est plus faible sur les montages verrouillés. Toutefois, les différences enregistrées pour ces 3 paramètres mécaniques ne sont pas significatives, entre les deux groupes de traitement.

L'absence de différence significative peu être imputable au fait que l'effectif étudié était trop faible. De plus, il semblerait que le test de flexion 4 points révélerait davantage l'influence de la plaque plutôt que de l'ancrage des vis, lors de tests réalisés dans le domaine des déformations élastiques.

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 flexion 4 points quasi-statique, utilisable dans d'autres études apparentées.

Les perspectives de cette étude sont multiples :

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

Une étude dynamique similaire en flexion 4 points 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 compression 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**

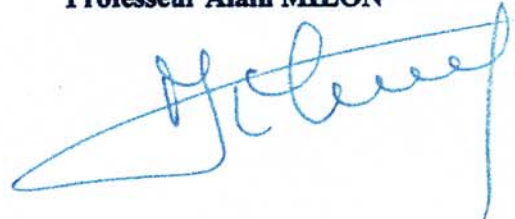
**En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire**

Je soussigné, **André AUTEFAGE**, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **CARRAUD François-Xavier** intitulée : « *Ostéosynthèse par Plaque Vissée sur un Modèle de Fracture Comminutive du Tibia Ovin : Etude de l'Intérêt du Verrouillage des vis en flexion 4 points* » 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. et al.  
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*, 1981, Volume 13, Issue 1, 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] Baumgaertel F.  
Stiffness - an unknown world of mechanical science?  
*Injury, Int. J. Care Injured* 31, 2000, S-B 14-S-B23
- [5] Baumgaertel, F., et al.  
Fracture Healing in Biological Plate Osteosynthesis  
*Injury*, 1998, 29, Supplement 3, 3-6
- [6] Beale B.  
Orthopedic clinical techniques femur fracture repair  
*Clin Tech Small Anim Pract* 19, 2004, 134-150 Elsevier
- [7] Beale, B. S.  
Practical Treatment of Comminuted Fractures for the General Practitioner  
*Annual North American Veterinary Conference, Orlando (USA)*, 2007
- [8] Beaupied H., Lespessailles E. et Benhamou C.-L.  
Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique  
*Revue du Rhumatisme*, 2007, 74 447-454
- [9] Boone, E.G., Johnson, A.L., and Montavon, P.  
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  
*IN: Encyclopédie Vétérinaire, Paris, Orthopédie*, 2009
- [11] Cordey J.  
Introduction : Basic concepts and definitions in mechanics  
*Injury, Int. J. Care Injured* 31, 2000, S-B 1-S-B13
- [12] Cronier P., Pietu G. and al.  
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., Kubiak E.N and al.  
Biomechanics of locked plates and screws.  
*J. Orthop Trauma*, 2004, Volume 18, Number 8
- [15] Ezekiel Tan S.L., Balogh Z.J  
Indication and limitations of locked plating.  
*Injury, Int. J. Care Injured* 40, 2009, 683–691
- [16] Field JR and al  
The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone  
*Injury, Int. Care Injured* 30, 1999, 591-598
- [17] Fischer, MD, Gustilo, RB., and Varecka, TF  
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*, 1991, 73-A(9), 1316-1322.
- [18] Florin M., Arzdorf M. and al.  
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
- [19] Frigg R.  
Development of the locking compression plate.  
*Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B6-S-B10
- [20] Gautier E, Perren SM.  
Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) biomechanical research as basis to new plate design.  
*Orthopade*, 1992, 21(1):11-23
- [21] Gautier E., Sommer C.  
Guidelines for the clinical application of the LCP.  
*Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B63-S-B76
- [22] Gautier E,  
Strain distribution in plated and unplated sheep tibia an in vivo experiment,  
*Injury.*, 2000, 31 Suppl 3:C37-44
- [24] Gautier, E  
Strain distribution in plated and unplated sheep tibia. An in vivo experiment  
*Injury, Int. J. Care Injured* 31, 2000, S-C37-44

- [25] Gardner M.J., Brophy R.H., Campbell D. and al.  
The Mechanical Behavior of Locking Compression plates Compared With Dynamic Compression Plates in a Cadaver Radius Model.  
*J Orthop Trauma*, 2005, Volume 19, Number 9
- [26] Giannoudis, PV., Papakostidis, C., Kouvidis, G., and Kanakaris, NK.  
The role of plating in the operative treatment of severe open tibial fractures : a systematic review.  
*International Orthopaedics*, 2009, 33, 19-26
- [27] Gordon S., Moens N.M.M., Runciman J., Monteith G.  
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
- [28] Guiraute, I.  
Plaques Veterinaires Secables: Etude Biomecanique Veterinaire  
*Th. Med.Vet: Toulouse*, 2005, TOU 3-4068.
- [29] 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
- [30] Högel F. and al.  
Fracture healing after reamed and undreamed intramedullary nailing in sheep tibia  
*Injury, Int.J.CareInjured*, 2010, JINJ-4442
- [31] Horstman, C. L., et al.  
Biological Osteosynthesis versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001  
*Vet Surg*, 2004, 33, 3, 232-237
- [32] Hulse, D. and Hyman, B.  
Fracture Biology and Biomechanics  
IN: *Slatter Textbook of Small Animal Surgery*, 1993, Deuxième édition. Philadelphia: W. B. S. Company, 1595-1603
- [33] Hulse, D.  
Plate/rod Constructs for Semi-rigid Stabilization in the Dog and Cat  
*AO Dialogue*, 2007, 3, 36-38
- [34] Johner R. , Stiubli H.-U. , Gunst M., Cordey J.  
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
- [35] Johnson, A. L., et al.  
Fragment Reconstruction and Bone Plate Fixation vs Bridging Plate Fixation for Treating Highly Comminuted Femoral Fractures in Dogs: 35 Cases (1987-1997)  
*J Am Vet Med Assoc*, 1998, 213, 8, 1157-1161

- [36] Johnson A.L., Houlton J.E.F, Vannini R.  
AO principles of fracture management in the dog and cat  
*Edition Thieme*
- [37] Kang Q.  
Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone.  
*Am J Vet Res.*, 1997, 58(10):1171-3.
- [38] Kalfas I.H,  
Principles of bone healing  
*Neurosurg Focus 10 (4)*, 2001, Article 1
- [39] Kim T., Ayturk U.M. and al  
Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: a biomechanical comparison of locking versus conventional plates.  
*The Journal of Foot and Ankle Surgery 46(1)*, 2007, 2-6
- [40] Klaue K.,  
Long-term effects of plate osteosynthesis: Comparison of four different plates  
*Injury, Int. J. Care Injured 31*, 2000, S-B5 I-S-B62
- [41] Krettek C., Müller M., Miclau T.  
Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur  
*Injury, Int. J. Care Injured 3,2* 2001, S-C-14-23
- [42] 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
- [43] Linde F.  
The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.  
*J Biomech*, 1993; 26(10):1249-52.
- [44] Lutz E., Christa A.  
Effect of Mechanical factor on the Fracture Healing Process  
*Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1998, - Volume 355 - Issue - pp S132-S147
- [45] Malizos K. N. et Papatheodorou L. K.  
The Healing Potential of the Periosteum: Molecular Aspects  
*Injury*, 2005, 36, 3, Supplement 1, S13-S19
- [46] Mathon D.H., Mathon V., Bernardi S.  
Ostéosynthèse d'alignement et montage combiné chez le chien : à propos d'un cas  
*Revue Méd. Vét.*, 2000, 151, 8-9, 821-828

- [47] Matthews S.J.E, Nikolaou V.S, Giannoudis P.V.  
Innovations in osteosynthesis and fracture care  
*Injury*, 2008, vol. 39, no8, pp. 827-838
- [48] McKibbin, B.  
The Biology of Fracture Healing in Long Bones  
*J Bone Joint Surg [Br]*, 1978, 60, 150-162
- [49] Miller D.L., Goswami T.  
A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing.  
*Clinical Biomechanics* 22, 2007, 1049-1062
- [50] Lutz E., Christa A.  
Effect of Mechanical factor on the Fracture Healing Process  
*Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1998, - Volume 355 - Issue - pp S132-S147
- [51] Meyrueis, J. P. and Cazenave, A.  
Consolidation des Fractures  
*EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, 2004, 1, 2, 138-16
- [52] Meyrueis P., Cazenave A., Zimmermann R.  
Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures  
*EMC-Rhumatologie Orthopédie* , 2004, 64-93
- [53] Miles A.W., Gheduzzi S.  
Basic biomechanics and biomaterials  
*Surger*, 2008, 27:2, Elsevier
- [54] Palmer, R. H.  
Biological Osteosynthesis  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1999, 29, 5, 1171-85
- [55] Pelker RR.  
Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone.  
*J Orthop Res.*, 1984, 1(4):405-11.
- [56] 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
- [57] Piermattei D.L., Flo G.L.  
Manuel d'orthopédie et traitement des fractures des animaux de compagnie.  
*Quatrième édition med'com.*
- [58] Piermattei, D.L., Flo G.L.,  
Delayed union and nonunion. In Handbook of small animal orthopedics and fracture repair.  
*4th ed. Philadelphia Saunders*, 2006, 168-176. C.E.

- [59] Radasch, R. M.  
Biomechanics of Bone and Fractures  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1992, 29, 5, 1045-1082
- [60] Rahn B.A.  
Bone healing: histologic and physiologic concepts.  
*Bone in clinical orthopaedics, Philadelphia*, 1982, Saunders pp335-386
- [61] Remedios, A.  
Bone and Bone Healing  
*Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1999, 29, 5, 1029-44
- [62] Richardson E.F.  
Tibial fractures in cats.  
*Compend Contin Educ Pract Vet*, 1993, 15, 383-394., C.W.
- [63] Rolland, E. and Saillant, G.  
La Consolidation Osseuse Normale et Pathologique  
*Ann Réadapt Med Phys*, 1995, 38, 5, 245-251
- [64] Rozbruch RS, Muller U, et al.  
The evolution of femoral shaft plating technique  
*Clin. Orthop.*, 1998 ; 354 :195-208
- [65] Ruberte, J., Sautet, J.  
Atlas d'anatomie du chien et du chat , volume 3: Abdomen, bassin et membre pelvien  
*Edition multimédica*, 1998
- [66] Ruedi, T.P., Murphy, W.M. et al.  
AO Principles of Fracture Management.  
*Thieme, Stuttgart, New York*, 2000
- [67] Schatzker J.  
Changes in A.O/ A.S.I.F principles and methods  
*Injury*, 1995, 26, Supplement 2, B51-B56
- [68] Schriefer J.L, Robling A.G. Warden S.J et al.  
A comparison of mechanical properties derived from multiple skeletal sites in mice.  
*J. Biomech* , 2005, 38: 467-475
- [69] Schwandt C.S., Montavon P.M.  
Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog.  
*Vet Comp Orthop Traumatol* 3, 2005
- [70] Sommer C., Babst R., Müller M. et Hanson B.  
Locking compression plate plate loosening and plate breakage, a report of four cases. J.  
*Orthop Trauma* ,2004, Volume 18, Number 8



[71] Sommer C., Gautier E. et al  
First clinical results of the locking compression plate (LCP).  
*Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B43-S-B54

[72] Stoffel K., Dieter U. et al.  
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

[73] Turner C.H., Burr D.B.  
Basic Biomechanical Measurements of Bone: A Tutorial  
*Bone*, 1993, 14, 595-608,

[74] Turner C.H.  
Yield behaviour of bovine cancellous bone.  
*J. Biomech Eng*, 1989; 111: 256-260

[75] Wagner M.  
General principles for the clinical use of the LCP.  
*Injury, int. J. Care Injured* 34, 2003, S-B31-S-B42