



## 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 : 6266](http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints/ID/6266)

**To cite this version :**

Lopez, Thomas. *Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : étude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en torsion*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2012, 96 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 : ETUDE BIOMÉCANIQUE DE L'INTÉRÊT DU VERROUILLAGE DES VIS EN TORSION

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

*par*

**LOPEZ Thomas, Jean-Marc**  
Né, le 18 Juin 1984 à LES LILAS (93)

---

**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. Michaël VERSET**  
**M. SWIDER Pascal**

Docteur Vétérinaire  
Professeur au Laboratoire de biomécanique UFR Médecine Purpan

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

**Directeur** : M. A. MILON

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

**Professeurs honoraires** :

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

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*  
M. **BRAUN Jean-Pierre**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*  
M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les Industries agro-alimentaires*  
M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*  
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. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*  
M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*  
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 **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*  
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**, *Zootchnie*  
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*

#### PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

#### MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
- 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*
- M **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants.*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*

#### MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
- 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*
- M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*
- M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
- 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 **PRYIMENKO 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. **BOURRET Vincent**, *Microbiologie et infectiologie*
- M. **DASTE Thomas**, *Urgences-soins intensifs*

#### 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 qu'elle nous a apportée tout au long de la réalisation de ce projet.

Sincères reconnaissances.

*Aux membres du Jury invités,*

**Monsieur le Professeur Pascal SWIDER**

Professeur des Universités,

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 disponible pour fournir les réponses à mes questions et les pièces manquantes. Pour le plaisir que j'ai eu à travailler avec lui.

Sincères remerciements.

*A FX et Martin,*

Pour la somme de travail que vous avez abattue sur cette étude,  
Pour vos cernes quand on vous croisait à l'aube au service,  
Pour avoir été les premiers à amadouer Michaël,  
Pour m'avoir laissé les clés en toute confiance,

Sans vous la réalisation de cette thèse n'aurait pas été possible.

Un immense merci.

**A Julie**, mon petit ange, pour tous ces merveilleux moments partagés depuis 6 ans, pour tes paires de bottes qui traînent et ta technique de danse inégalable, tes envies de McDo et tes œufs du dimanche matin, pour ta mauvaise foi qui vaut bien la mienne, tes délires avec les chats et ton sourire toujours plus craquant... Je t'aime.

**Au p'tit bout de chou** qui ne va pas tarder à arriver... Si tu savais comme on a hâte!

**A mes parents**, qui ont toujours été là pour moi, qui m'ont offert un cadre idéal pour grandir avec insouciance, et qui m'ont aidé à entrer sereinement dans la « vraie vie ». Dans le défi qui m'attend, j'espère être un aussi bon parent que vous l'avez été pour moi. Je vous aime tellement.

**A Audrey**, ma grande sœur adorée. Il est loin le temps où nous montions des scénettes à Montmerle, mais le souvenir en est toujours aussi bon. Tu étais et reste mon repère, je t'adore.

**A Nolan, Léia et Greg**, j'aimerais pouvoir vous voir plus souvent.

**A papy Bernard et mamie Ninette**, pour tous ces souvenirs de vacances, les comptes-rendus d'exploration en séance diapo, et surtout pour votre soutien, votre enthousiasme et vos encouragements tout au long de mon parcours. Merci pour tout.

**A...** Bernard ? Non, **Iban** ! Parce que t'es le meilleur, déjà, et que ça fait 3 ans que tu es un collègue parfait, et surtout un ami extraordinaire. Parce que personne ne sait manier l'humour crado tout en blattant aussi bien que toi, et que tu es le terroriste le plus sensible que je connaisse. Et puis parce que Double H...

**A Camille**, qui a su compléter l'équipe à merveille. Autant d'énergie et de candeur, on ne s'en lasse pas. Surtout quand tu surenchérit à nos délires machos...

**A Aurore**, la championne de TLMVPSP. On aura passé une super année quand je n'étais qu'un petit débutant, j'espère que ta vie parisienne se passe toujours aussi bien.

**A tout le service de chirurgie**, pour m'avoir aidé à me former dans cette excellente ambiance. **A Sophie**, parce que le British Bulldog, c'est quand même le plus balèze, et **à Patricia**, la reine des plannings à configuration variable. Un grand merci pour votre disponibilité et votre patience en toute circonstance. **A Michaël**, parce que c'est trop un Mick... attendez, y'a pas quelqu'un qui a fait du plâtre ? **A Didier**, parce qu'une histoire sans digression n'a aucune saveur, et au **Professeur Autefage**, émérite dans l'art de passer du sage conseil avisé à la blague la plus potache. **A Eric**, pour le chahut rafraîchissant qu'il met régulièrement. Et **à Joëlle**, qui arrive à tenir la barre au milieu de tous ces énergumènes. Merci à tous.

A **Nathalie**, le pilier du bloc et l'avenir de l'élevage caprin, et **Sandrine** qui a su amener le bougonnage au rang d'art.

Aux toulousains qui m'ont si bien entouré : **Miloute**, parce qu'il n'y a que toi qui me comprends, le catch vaincra ! **Thomas**, pour ton culte émouvant au regretté Carlos et au bon goût en général, **Amandine et Sylvain**, les mètres étalons de bonne humeur de l'école, **Jean-Yves et Charline**, **Maud**, **Valentina**, ne t'inquiète pas, j'arrive bientôt pour m'occuper des corps étrangers, **Baptiste**, dire qu'à l'époque tu me battais à Guitar Hero, **Julien**, le batteur fou, **Nanou**, **Bep**, et **Taquet**, le dieu des solos et des débats de fin de boum.

A tous les étudiants et internes avec qui j'ai pu délirer et qui ont rendu la vie en clinique si agréable depuis 4 ans, **Sophie et Clémence** les pros du cinéma d'art et essai, **Evance**, **FX**, **Martin**, les rois de l'humour raffiné, **Bibi**, un jour moi aussi je passerai une 6c, **Estelle**, **Fanny**, **Sophie**, parce que le métal n'est pas mort, et les nombreux autres que je n'ai pas pu citer.

A tout le groupe 1 : à **Tibo**, l'homme-ténia, parce que le groupe 1 est avant tout le groupe du grand crétin, à **Sam** pour m'avoir fait découvrir le Nord et Geoffroy Guichard bien avant les ch'ti, et pour notre trop brève coloc, et **Claire**, tant de bons souvenirs de cliniques et de soirées ; à **Pierre** « L'Ours », le roi du dancefloor et de la coupe Jackson 5, et **Adèle**, vive le club BD ! A **Julie**, ma carrée préférée, **Erwan**, qui a réussi à supporter Julie en garde, **Laurence**, qui a réussi à me supporter en garde, et **Valérie**. Le groupe 1, ça c'est un groupe qu'il était bien !

A tous les alforiens, pour ces années festives et ces soirées endiablées, et aux membres du comité accueil pour cette année intense de préparation fiévreuse, de réunions enflammées et d'apéros réparatoires : à **Emilie**, **J-P**, **Prostate**, **Thomas**, **Héloïse**, **Lucie** et tant d'autres.

A mon ancienne, **Nina**, pour cette semaine inoubliable, et à mes poulots **Arnaud** (vive le pastis !) et **Barbara**.

A mes potes de lycée, pour ces années d'amitié sans faille et cette cohésion tellement rare : à **Paul**, qui m'a ouvert à tant de nouveaux horizons culturels, **Adi** et ces LAN incroyables, **J-B**, parce que Mike Oldfield, **Pierre**, **Alexis**, **Yoann**, **Grégoire**... Pour les vacances en Espagne et au ski, pour les fêtes chez les uns et les autres, pour toutes les parties de CS, pour quelques-unes de mes meilleures années, merci.



# TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES .....	1
LISTE DES FIGURES .....	5
LISTE DES TABLEAUX.....	9
INTRODUCTION.....	11
PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES .....	13
1- Connaissances sur la cicatrisation osseuse .....	13
1-1. Formation du cal .....	13
1-2. Structure du cal de fracture .....	15
2- Ostéosynthèse anatomique versus ostéosynthèse biologique .....	16
2-1. L'ostéosynthèse anatomique .....	16
2-1.1. Principe général .....	16
2-1.2. Limites .....	18
2-2. L'ostéosynthèse biologique .....	19
2-2.1. Réduction et fixation.....	20
2-2.2. Préservation de l'apport sanguin.....	20
2-2.3. Stabilité .....	21
2-2.4. Mise en charge .....	22
2-2.5. Choix du matériel.....	22
2-3. Ostéosynthèse biologique vs anatomique .....	24
3- Utilisation des Locking Compression Plate (LCP) .....	26
3-1. Historique.....	26
3-2. Caractéristiques structurales .....	28
3-2.1. Matériaux .....	28
3-2.2. Trou combiné .....	29
3-2.3. Vis verrouillée, non verrouillée et forme de la plaque.....	29
3-3. Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP .....	30
3-3.1. Comparaison des systèmes verrouillé et non verrouillé .....	30
3-3.2. Longueur de la plaque.....	33
3-3.3. Nombre, position et choix de vis .....	33
3-3.3.1. Nombre de vis .....	33
3-3.3.2. Position des vis .....	35

3-3.3.3. Choix des vis.....	37
3-3.4. Espacement plaque - os.....	38
3-4. Indications et limites des montages LCP .....	40
3-4.1. Indications des LCP .....	40
3-4.2. Limites des montages verrouillés.....	41
4- Notions de biomécanique osseuse .....	42
4-1. Biomécanique : définitions et généralités .....	43
4-2. La torsion .....	44
4-2.1. Torsion physiologique .....	44
4-2.2. Courbe expérimentale des essais en torsion.....	45
PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE.....	49
1- Problématique et objectifs de l'étude.....	49
2- Matériels et méthodes .....	50
2-1. Les échantillons .....	50
2-1.1. Prélèvement des tibias et conservation .....	50
2-1.2. Critères d'inclusion des tibias dans l'étude .....	51
2-1.3. Attribution des deux types de vis aux différents tibias inclus dans l'étude.....	52
2-2. Réalisation du modèle de fracture et des montages d'ostéosynthèse .....	52
2-3. Inclusion des tibias dans la résine .....	56
2-4. Essais mécaniques en torsion.....	59
2-4.1. Matériel .....	59
2-4.1.1. Dispositif de mise en charge .....	59
2-4.1.2. Dispositifs de mesure .....	61
2-4.1.3. Systèmes d'acquisition.....	61
2-4.2. Méthodes.....	62
2-4.2.1. Etalonnage de l'inclinomètre .....	62
2-4.2.2. Mise en charge des tibias appareillés et des tibias non appareillés.....	63
2-4.2.3. Détermination des paramètres de l'étude.....	64
2-4.2.4. Analyse statistique des résultats.....	65
3- Résultats.....	66
3-1. Statistiques descriptives .....	66
3-1.1. Paramètres morphologiques .....	66
3-1.2. Paramètres mécaniques .....	69
3-1.2.1. Raideur angulaire extrinsèque en torsion.....	69

3-1.2.2. Perte de raideur angulaire extrinsèque .....	72
3-2. Comparaison des groupes de traitement .....	74
3-3. Recherche de corrélation entre les paramètres testés.....	75
<b>PARTIE 3 : DISCUSSION</b> .....	<b>77</b>
1- Matériels et méthodes .....	77
1-1. Echantillons.....	77
1-1.1. Le modèle tibia ovin .....	77
1-1.2. Dimensions et caractéristiques des échantillons .....	77
1-1.3. Conservation des spécimens .....	78
1-2. Matériels d'ostéosynthèse .....	78
1-2.1. Plaque.....	78
1-2.2. Vis .....	79
1-3. Méthodes.....	80
1-3.1. Protocole d'ostéosynthèse.....	80
1-3.1.1. Alignement des abouts osseux .....	80
1-3.1.2. Ecartement plaque - os.....	81
1-3.2. Choix des forces appliquées.....	81
1-3.3. Nombre d'essais biomécaniques par spécimen.....	82
1-3.4. Précyclage .....	82
1-3.5. Calcul des régressions linéaires .....	82
2- Résultats.....	83
2-1. Etude des paramètres morphologiques .....	83
2-2. Etude des paramètres mécaniques .....	83
2-2.1. Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en torsion.....	83
2-2.2. Influence du verrouillage sur la perte de raideur extrinsèque par rapport à l'os controlatéral.....	84
2-2.3. Etude des corrélations entre les différents paramètres.....	84
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>85</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	<b>89</b>



## LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Cicatrisation osseuse secondaire au niveau d'un foyer de fracture instable.....	13
Figure 2 : Structure histologique d'un cal de fracture [60] .....	15
Figure 3 : Apparence histologique de la cicatrisation osseuse primaire (d'après Perren [58])	17
Figure 4 : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé [13, 19] .....	23
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] .....	24
Figure 6 : Plaques DCP .....	26
Figure 7 : Plaques LC-DCP.....	27
Figure 8 : Mise en place d'une vis verrouillée (à gauche) et non verrouillée (à droite) dans une plaque LCP .....	28
Figure 9 : Raideur angulaire des différents implants [11].....	30
Figure 10 : Raideurs angulaires +/- écarts-types des montages LC-DCP et LCP, en fonction du nombre de cycles de torsion [22] .....	31
Figure 11 : Raideurs angulaires +/- écarts-types des montages LC-DCP et LCP en fonction du nombre de cycles de torsion [1] .....	32
Figure 12 : Schéma illustrant le calcul du PSD.....	33
Figure 13 : Comparaison des raideurs angulaires (+/- écarts-types) des différents montages [17] .....	34
Figure 14 : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [72] .....	35
Figure 15 : Types de positionnement des vis comparés [74] .....	36
Figure 16 : Raideur angulaire en fonction de la longueur libre de la plaque et du nombre de vis [74].....	36
Figure 17 : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages fixés par des vis verrouillées, non-verrouillées ou combinant les 2 [31].....	37
Figure 18 : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [2].....	38
Figure 19 : Courbes représentant le moment du couple en fonction de la déformation angulaire pour les 4 types de montages DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [2]	39
Figure 20 : Comparaison des stabilités en rotation lors de mise en charge dynamique, selon le type de montage DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [2] .....	39

Figure 21 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [26] ...	45
Figure 22 : Contraintes exercées sur l'os lors de l'application d'un couple de forces.....	46
Figure 23 : Courbe représentant la variation du moment du couple en fonction de l'angle de torsion [29] .....	47
Figure 24 : Brebis de race tarasconnaise à Cieutat (Hautes-Pyrénées) .....	50
Figure 25 : 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 .	51
Figure 26 : Plaque LCP large pour vis de 4,5 mm et 5,0 mm à 8 trous (Synthes®).....	52
Figure 27 : Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12G.....	53
Figure 28 : Visualisation de l'ostéotomie après l'insertion de la première vis, sur le tibia 12G .....	53
Figure 29 : Dispositif d'écartement de 5 mm d'épaisseur .....	54
Figure 30 : Fin de l'ostéosynthèse avec 6 vis standard sur le tibia 12 G .....	54
Figure 31 : Vis standard auto-taroudante Synthes® de 4,5 mm de diamètre extérieur.....	55
Figure 32 : Vis à tête verrouillée Synthes® de 5,0 mm de diamètre extérieur .....	55
Figure 33 : Epiphyses après préparation .....	56
Figure 34 : Centrage des épiphyses dans la potence grâce aux billes de caoutchouc .....	57
Figure 35 : Tibia en cours d'inclusion, positionné dans la potence .....	58
Figure 36 : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de torsion fixé sous la presse électromécanique Electropuls E1000® .....	59
Figure 37 : Dispositif de conversion de la force verticale en couple de torsion .....	60
Figure 38 : Positionnement des dispositifs de mesure .....	61
Figure 39 : Courbes comparatives de mesure de l'angle en fonction du temps, par les inclinomètres TME™ (en bleu) et SENSOREX™ (en rouge) .....	62
Figure 40 : Courbes comparatives de mesure de l'angle en fonction du temps, par les inclinomètres TME™ (en bleu) et SENSOREX™ (en rouge), après réétalonnage de l'inclinomètre TME™ .....	63
Figure 41 : Déroulement des sollicitations appliquées aux montages lors de chaque essai.....	64
Figure 42 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des longueurs totales au sein des 3 groupes de tibias .....	67
Figure 43 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des diamètres crânio-caudaux et latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias .....	68
Figure 44 : Courbe moment du couple - angle de torsion sur l'os intact n°11.....	69

Figure 45 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des raideurs angulaires extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias.....	71
Figure 46 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) des pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement.....	73
Figure 47 : Matrice des nuages de points entre les différents paramètres.....	75
Figure 48 : Radiographie de face du tibia montrant une rupture des vis n°2 et 3.....	78
Figure 49 : Radiographie de profil du tibia montrant une fracture sous plaque.....	79
Figure 50 : Courbe moment du couple - angle de torsion lors d'une tentative d'essai destructif .....	81





## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Les différents types de cals et leurs caractéristiques (d'après McKibbin [51]) ....	15
Tableau 2 : Comparaison des techniques d'ostéosynthèse anatomique et biologique en termes de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle chez le chien [35, 39].....	25
Tableau 3 : Caractéristiques morphologiques des tibias testés .....	66
Tableau 4 : Moyennes et écarts-types des paramètres morphologiques des tibias .....	67
Tableau 5 : Valeurs des raideurs angulaires extrinsèques des différents spécimens testés en torsion.....	70
Tableau 6 : Moyennes et écarts-types des raideurs angulaires extrinsèques des tibias.....	71
Tableau 7 : Pourcentages de perte de raideur angulaire extrinsèque des os appareillés par rapport à leur os controlatéral.....	72
Tableau 8 : Moyennes et écarts-types des pourcentages de perte de raideur angulaire extrinsèque des tibias appareillés .....	73
Tableau 9 : Résultats des analyses de variance, appliquées aux comparaisons de chaque paramètre morphologique et mécanique entre les trois groupes de traitement .....	74
Tableau 10 : Résultats des tests Post-Hoc, appliqués aux comparaisons de la raideur angulaire extrinsèque entre les trois groupes de traitement .....	74
Tableau 11 : Matrice de Pearson, évaluant la corrélation linéaire entre les différents paramètres .....	76
Tableau 12 : Matrice de Bonferroni, évaluant la significativité des corrélations entre les différents paramètres .....	76



## 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 [59].

Depuis la seconde moitié du 20<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 mise en place de plaques vissées. Le chirurgien recherchait alors une reconstitution anatomique la plus parfaite possible et une compression entre les deux bouts 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 [25, 46].

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 bouts principaux à foyer fermé [40, 45, 56].

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 post-opératoire 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 [39].

Depuis 2003, une nouvelle génération de plaques, les LCP (Locking Compression Plate), comprenant des trous combinés, a été mise sur le marché. Ces trous sont compatibles avec des vis à os cortical standard d'un côté, et avec des vis de verrouillage à tête conique filetée de l'autre côté. Le couplage de la vis filetée dans la plaque assure la stabilité sans produire la friction de la plaque contre l'os obtenue par une vis standard. La plaque est alors légèrement décollée par rapport à l'os et la vascularisation périostée est préservée [2, 18, 78].

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 proposé de comparer les propriétés mécaniques en torsion de deux montages différents, sur des tibias de moutons :

- le premier avec une plaque LCP large pour vis de 4.5/5,0 mm fixée par 6 vis non verrouillées, placées en position neutre ;
- le second avec la même plaque LCP large pour vis de 4.5/5,0 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.

# PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES

## 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 [40, 42, 51].

La formation et le développement des os sont des processus qui se déroulent à partir de la vie fœtale jusqu'à la fin de la période pubertaire, lors de la fin de la croissance [42].

### 1-1. Formation du cal

Une fracture est une rupture de l'état d'équilibre osseux [51, 53]. L'os est un tissu en perpétuelle destruction-reconstruction, sous l'effet notamment des ostéoclastes qui assurent la résorption osseuse (ostéoclasie) [42, 60]. 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 [42, 65].

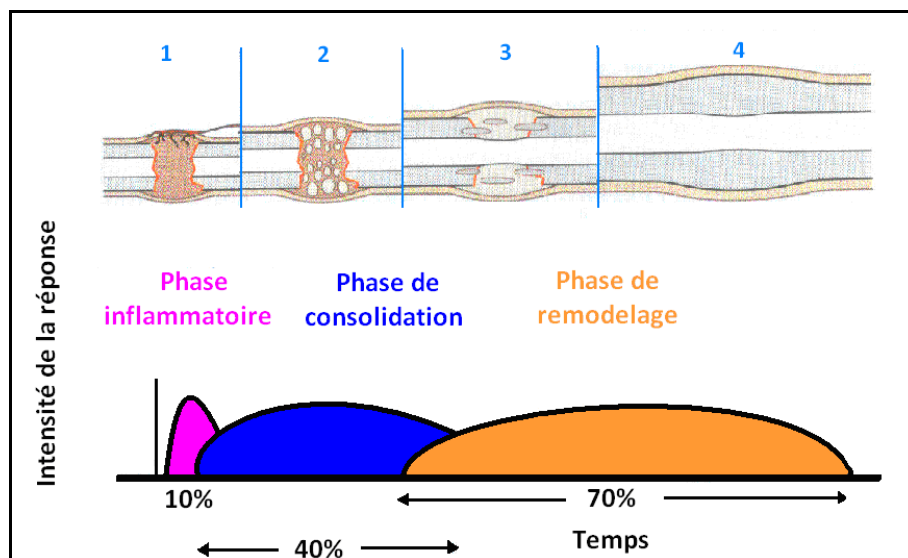


Figure 1 : Cicatrisation osseuse secondaire au niveau d'un foyer de fracture instable

Les modifications tissulaires progressives diminuent les contraintes et les déformations au sein du foyer de fracture, et permettent la formation finale du tissu osseux [40].

La cicatrisation osseuse se compose physiologiquement de trois étapes qui ne sont pas strictement séparées dans le temps (Fig. 1) [40, 42, 60] :

- 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 [40, 60].

- 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>ème</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 et assurent sa transformation en tissu conjonctif qui englobe les abouts fracturaires. Cette étape constitue la première phase de stabilisation du foyer de fracture.

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

Lorsqu'il est soumis à un certain 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 [40, 65].

○ 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 enchondrale, 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 [40, 60]. 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) [48, 51, 60].

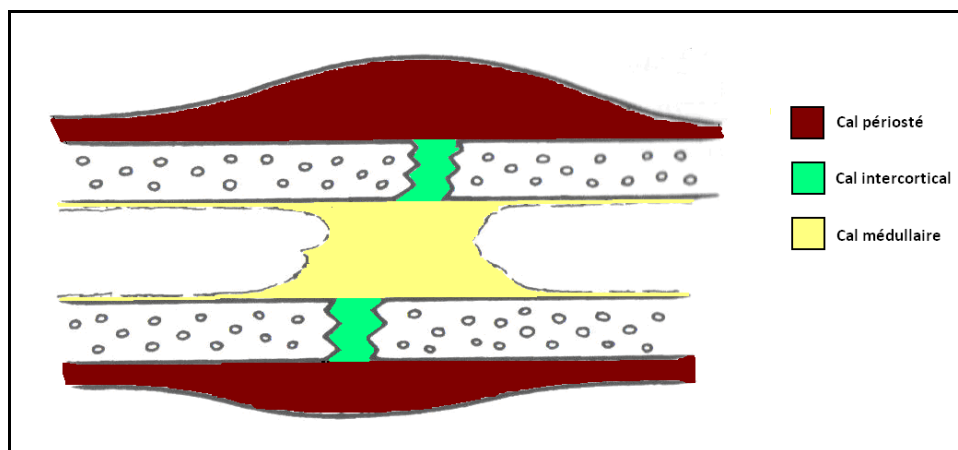


Figure 2 : Structure histologique d'un cal de fracture [60]

La participation de ces trois types de cal dans le processus de cicatrisation d'une fracture est sous la dépendance de nombreux paramètres, parmi lesquels les cytokines, le pH, l'oxygène disponible, les facteurs de croissance et la stabilité mécanique du foyer [60, 63].

McKibbin, en 1978, a comparé chez l'homme les caractéristiques des différents types de cal (Tabl. 1) [51] :

Type de consolidation	Vitesse	Comblement d'un espace	Tolérance à la stabilité modérée	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 McKibbin [51])

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 [48, 14, 65]. En revanche, une trop grande stabilité est délétère à sa formation et la cicatrisation se fait majoritairement, dans ce cas, par les cals endosté et cortical. 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 [51, 53, 65].

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 [45, 69].

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) [40].

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 » [40]. Cette association a recherché, en priorité, une intervention précoce et sûre, en vue d'une réhabilitation rapide du membre [40, 69].



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 [7, 40, 56, 60] ;
- une fixation stable avec un matériel rigide en contact étroit avec le périoste [12, 40, 56, 69].

Cette réduction anatomique nécessitait un abord chirurgical du foyer de fracture, sans réelle préservation des tissus mous environnants [12, 60, 69].

Les bouts osseux étaient censés être en contact étroit ( $< 1$  mm) 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 [40, 58, 60].

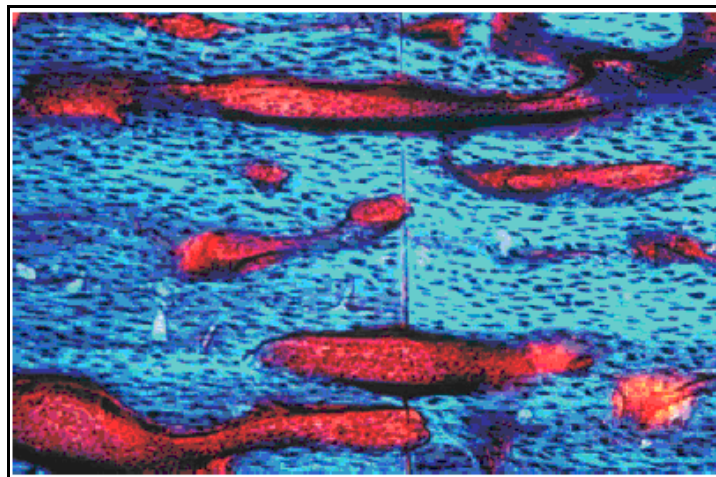


Figure 3 : Apparence histologique de la cicatrisation osseuse primaire (d'après Perren [58])

Le trait d'ostéotomie central est chevillé par de nouveaux ostéons, colorés en rouge, qui fabriquent directement de l'os lamellaire.

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 [60]. 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... [60].

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 un effet de compression entre les deux bouts osseux. Elle est généralement placée sur la face de l'os soumise aux forces de tension (par exemple en face médiale ou crâniale du tibia) [40, 60, 69]. À l'origine, afin d'obtenir une mise sous tension efficace de la plaque, un tendeur de plaque était utilisé. Aujourd'hui, ce système est remplacé par des plaques auto-compressives : les plaques DCP (Dynamic Compression Plate), LC-DCP (Low Contact - Dynamic Compression Plate) et LCP (Locking Compression Plate) [50, 75]. Ces plaques de compression dynamique sont indiquées sur les fractures stables de type A, les arthrodèses ou les ostéotomies correctrices [27, 60, 75].
- En neutralisation : Dans ce cas, la plaque ne joue qu'un rôle de tuteur. Elle est fixée sur la face de tension et permet de contrer les forces s'appliquant sur le foyer de fracture préalablement stabilisé. La compression interfragmentaire au sein du foyer de fracture est assurée par des vis de traction ou d'autres moyens de fixation. Ces plaques de neutralisation sont indiquées pour neutraliser les efforts appliqués sur des fractures de type B ou C, réduites anatomiquement et fixées par des vis de traction ou des cerclages [60].

### 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 frictions entre la plaque et l'os. Ce contact étroit entre la plaque et l'os peut compromettre la vascularisation périostée [25, 46].

L'ostéosynthèse anatomique est limitée lorsque la reconstruction du fût osseux est difficile, comme lors de fractures diaphysaires multi-esquilleuses ou comminutives [69]. 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 [40, 60, 69].

## 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 [40, 45, 56, 69].

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 [45, 69]. Les micromouvements présents au niveau du foyer de fracture ne nuisent pas à la formation du cal et peuvent même en stimuler la formation [51, 53, 65].

La réussite de l'ostéosynthèse biologique repose sur quatre points clés [56] : la réduction et la 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 substance osseuse, ne peuvent pas être réduites anatomiquement. Lorsque le chirurgien choisit de ne pas aborder le foyer de fracture, la réduction se fait par manipulation des abouts osseux à l'aide d'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 [35, 49, 56].

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 [39].

### 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 [40, 51].

En cas d'incapacité à obtenir un bon alignement à foyer fermé, certains auteurs ont préconisé de pratiquer une ouverture chirurgicale limitée, pour faciliter la réduction. Après réduction, la plaque est fixée sur les abouts principaux sans intervenir sur les esquilles. Les esquilles, même si elles ne sont pas fixées, constituent un support précieux pour la cicatrisation et doivent impérativement être laissées en place. Cette technique est appelée «Open But Do Not Touch» (OBDNT) [8, 35,37].

### 2-2.3. Stabilité

La colonne osseuse n'étant pas réduite de façon anatomique, il existe une discontinuité entre les deux abouts osseux principaux, ce qui permet des micromouvements au sein du foyer de fracture lors de l'appui du membre [35, 69].

Cette dynamisation du foyer de fracture potentialiserait la formation du cal périosté. Ceci a été mis en évidence lors de réductions 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 [3]. De la même manière, la cicatrisation des os soumis à des micromouvements cycliques et continus, comme lors de fractures de côtes, entraîne la formation de cals volumineux [3].

La déformation au sein du foyer de fracture est un paramètre important dans le processus de cicatrisation (la déformation  $\varepsilon$  étant définie comme le rapport entre la variation de longueur du foyer  $\Delta L$  et la longueur initiale du foyer  $L$  :  $\varepsilon = \Delta L/L$ ). Les règles suivantes ont été établies [58, 62] :

- 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 fibro-cartilagineux puis la mise en place d'un cal périosté ;
- 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 [60].

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 [36, 62].

#### 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 [60].

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 [8]. 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, 35, 36].

Le montage choisi est soumis aux différentes forces exercées sur l'os fracturé (Fig. 4) [36] :

- La torsion intervient lors de la rotation du segment autour de son grand axe.
- La compression s'applique selon une direction axiale ; elle est 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.

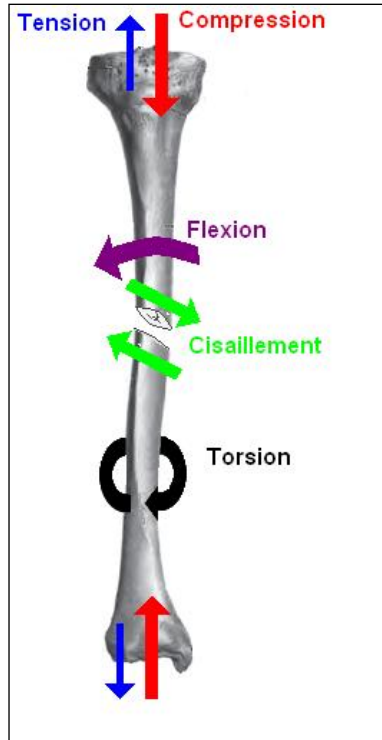


Figure 4 : Représentation schématique des forces s'exerçant sur un os fracturé [13, 19]

Plusieurs types d'implants peuvent être utilisés lors d'ostéosynthèse biologique [60] :

- Le clou verrouillé : 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 [60]. 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 [34]. 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 [7].
- L'association plaque et fixateur externe : La plaque vissée permet un alignement facilité des bouts fracturaires. Le fixateur externe renforce la solidité du montage tout en minimisant l'abord du foyer de fracture.
- La plaque seule : L'ostéosynthèse par plaque vissée est l'un des moyens les plus utilisés aujourd'hui grâce à la grande diversité des implants disponibles et adaptés au milieu vétérinaire. Elles permettent de neutraliser l'ensemble des forces qui s'appliquent sur le foyer de fracture [60].

### 2-3. Ostéosynthèse biologique vs anatomique

Depuis les 20 dernières années, de nombreuses études ont cherché à démontrer la supériorité de l'ostéosynthèse biologique sur les techniques de reconstruction anatomique. L'étude de Baumgaertel, sur des fractures comminutives du fémur de mouton, a évalué l'impact de l'ostéosynthèse biologique par rapport à 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).

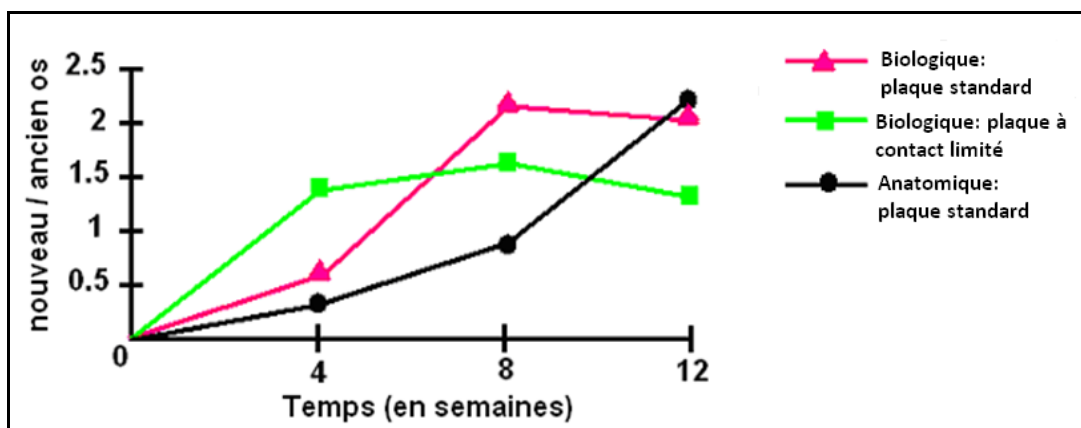


Figure 5 : Rapport entre le tissu osseux néoformé (le cal) et l'ancien (le cortex) en fonction du temps, dans la zone recouverte par la plaque [5]

Ces résultats ont été corroborés par des études menées sur des chiens : Johnson [39] sur 35 cas de fractures fémorales comminutives et Hortsman [35] sur 20 cas de fractures comminutives des os longs (Tabl. 2).

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 sollicités pendant une durée inférieure, ce qui diminue le risque de rupture d'implant ;
- une absence de différence significative en matière de complications.



Échantillons	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 mn [125-225]	15,1 sem [6-37]	Absence de différence significative	Non évalué	Absence de différence significative
15 ostéosynthèses biologiques : plaque de pontage	116,5 mn [50-190]	10,5 sem [5-32]			
11 ostéosynthèses anatomiques : clou verrouillé	110 mn [65-155]	6 sem [4-11]	Non évalué	36% [4/11]	Absence de différence significative
9 ostéosynthèses biologiques : clou verrouillé	95 mn [60-111]	8 sem [6-16]		78% [7/9]	

Tableau 2 : Comparaison des techniques d'ostéosynthèse anatomique et biologique en termes de temps opératoire, temps de consolidation de fracture et récupération fonctionnelle chez le chien [35, 39]

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, 36, 69].

### 3- Utilisation des Locking Compression Plate (LCP)

#### 3-1. Historique

Les principes classiques de l'ostéosynthèse par plaque vissée, émis par l'AO à la fin des années 50, reposaient sur la génération 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 [69]. 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) [18, 40, 52].

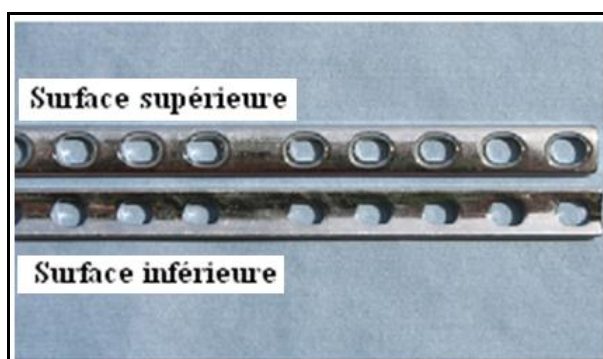


Figure 6 : Plaques DCP

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.

Cependant, 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 secondaire, après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse [33, 52, 68].

Durant la seconde moitié du 20<sup>ème</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) [40].

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) [25, 46].

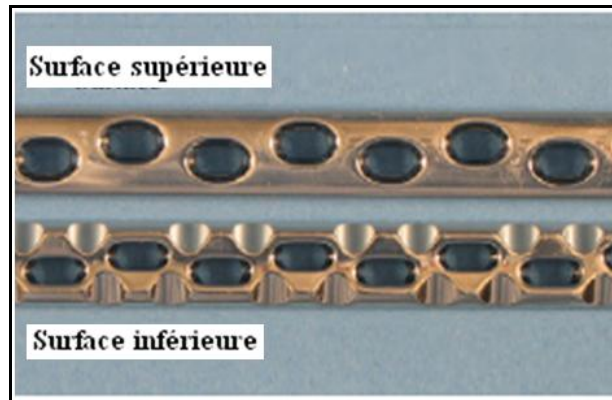


Figure 7 : Plaques LC-DCP

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 de compression à verrouillage (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 [18]. Le montage 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 [2, 18, 78]. Ces plaques constituent les implants de choix pour une ostéosynthèse sans abord du foyer de fracture, permettant la préservation de l'hématome fracturaire [52].

En outre, les plaques LCP présentent des trous mixtes (ou trous combinés), comprenant une partie pouvant accueillir une vis à tête de verrouillage, 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 [24, 78].



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 pré-orientés. Ce sont notamment les systèmes Synthes<sup>®</sup>, Newclip<sup>®</sup>, Biotech<sup>®</sup> et Zimmer<sup>®</sup> [15].

## 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 [52], 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 [58]. Elle semble avoir plus de répercussions sur la durée de vie des matériaux [52].

### 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 [33].

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 [24].

La présence d'un filetage sur les trous de la plaque et la tête de vis implique néanmoins un surcoût de fabrication de ce type d'implant [24].

### 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-taraudantes et 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 [27, 33, 52].

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 [52].

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 [9].

### 3-3. Caractéristiques biomécaniques des plaques LCP

#### 3-3.1. Comparaison des systèmes verrouillé et non verrouillé

Plusieurs études ont comparé la raideur en torsion de montages verrouillés (LCP) et non verrouillés (DCP ou LC-DCP) sur des modèles de fractures comminutives.

Ainsi, Cabassu a comparé en 2011 la raideur en torsion de différents implants (LCP, DCP, LC-DCP en acier inoxydable (SS LC-DCP) ou en titane (Ti LC-DCP) et 4 autres types de plaques), lors d'un test quasi-statique sur un modèle osseux composite [11].

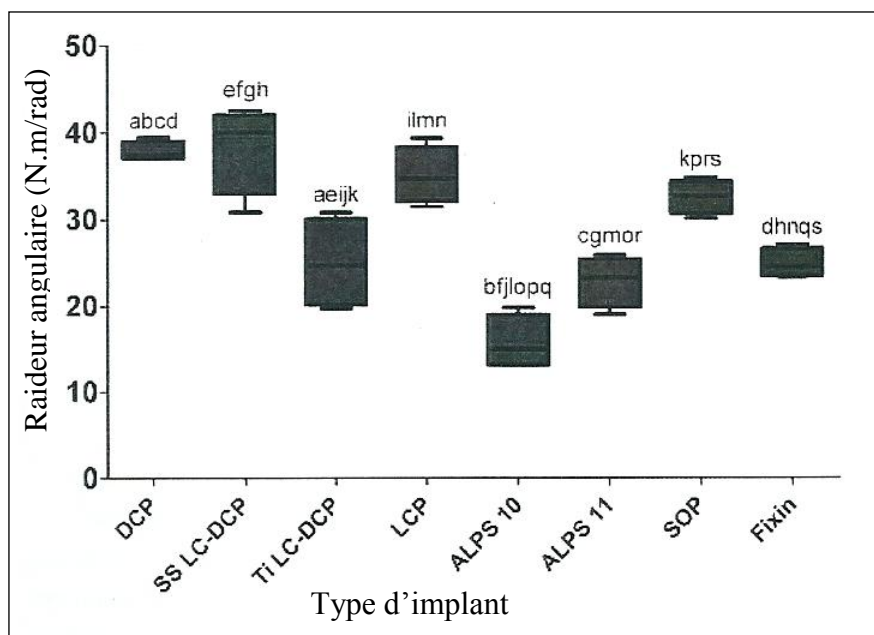


Figure 9 : Raideur angulaire des différents implants [11]

Les implants surmontés d'une même lettre sont significativement différents.

Cette étude a montré une absence de différence significative de raideur angulaire entre les montages LCP, LC-DCP en acier et DCP (Fig. 9). En revanche, les raideurs angulaires de ces 3 montages étaient significativement plus élevées que celles de 4 des 5 autres montages.

En 2011 également, Will a montré une raideur angulaire plus importante de 20,9% ( $P < 0,001$ ) d'un montage LCP par rapport à un montage LC-DCP, sur un test en torsion quasi-statique sur des modèles de clavicule [79].

Il explique principalement cette différence par les interfaces os-vis et vis-plaque, rendant le montage verrouillé globalement plus rigide.

En revanche, Filipowicz a trouvé en 2009 des résultats plus contrastés [22]. Sur un modèle de fracture métaphysaire comminutive sur des humérus canins, il a obtenu, lors d'un test dynamique en torsion, une raideur angulaire significativement plus faible pour les montages LCP que pour les montages LC-DCP ( $P < 0,0001$ ). Plus précisément, les valeurs de raideur angulaire étaient comparables au début du test, et sont devenues différentes à partir de 280 cycles environ (Fig. 10).

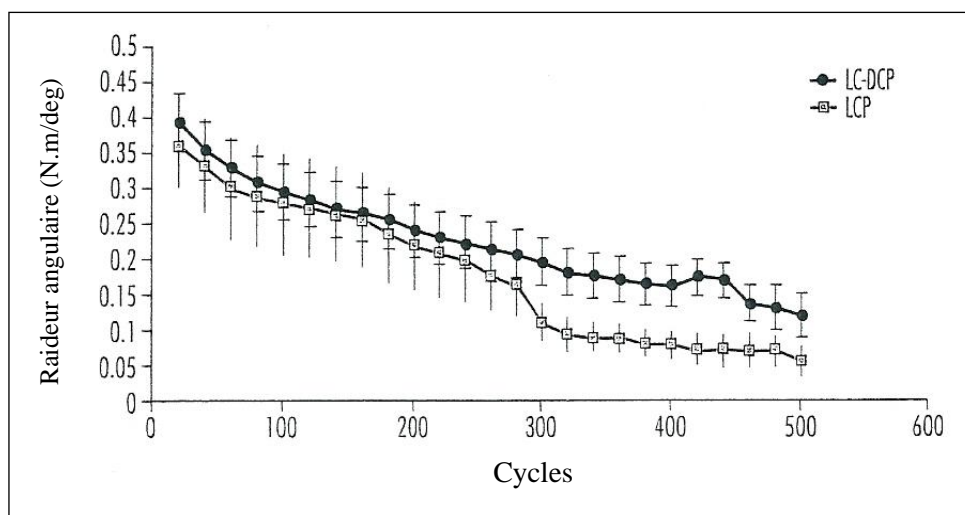


Figure 10 : Raideurs angulaires +/- écarts-types des montages LC-DCP et LCP, en fonction du nombre de cycles de torsion [22]

De plus, lors de tests en compression axiale sur le même modèle, le test dynamique a également montré une raideur plus faible pour le montage LCP ( $P = 0,0029$ ), tandis que le test quasi-statique a lui révélé une raideur plus importante du montage LCP par rapport au montage LC-DCP ( $P = 0,0004$ ).

Les auteurs attribuent eux aussi ce dernier résultat à l'interface vis-plaque plus rigide des montages LCP, qui assurerait une rigidité plus importante en test quasi-statique.

En revanche, la raideur plus faible du montage LCP en test dynamique s'expliquerait par un verrouillage parfois insuffisant des vis, malgré l'utilisation du limiteur de couple recommandé, et par un modelage moins précis de la plaque couplé à un ancrage des vis moins bien maîtrisé (puisque l'orientation des vis verrouillées dépend strictement de la forme de la plaque).

Ces résultats allaient dans le sens de l'étude d'Aguila de 2005 [1], qui, sur un modèle de fracture diaphysaire comminutive de fémurs canins, avait constaté des raideurs comparables ou plus importantes du montage LCP par rapport au montage LC-DCP lors de tests quasi-statiques en torsion et en flexion, et une raideur angulaire plus faible du montage LCP lors du test dynamique (Fig. 11).

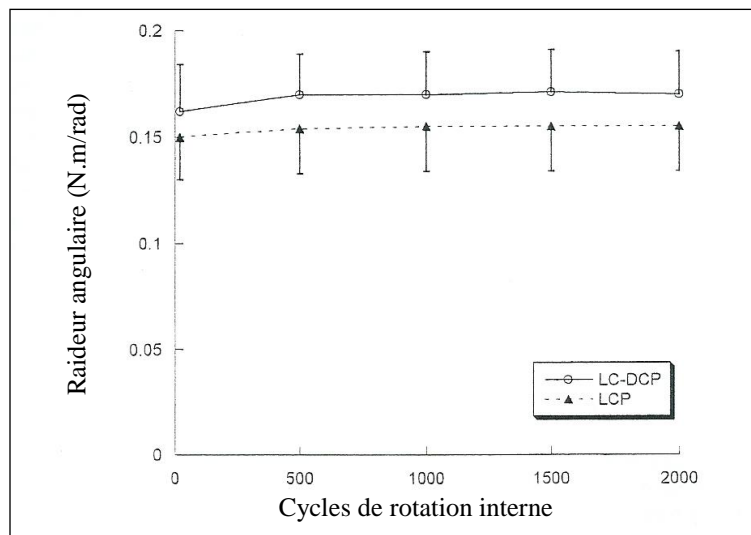


Figure 11 : Raideurs angulaires +/- écarts-types des montages LC-DCP et LCP en fonction du nombre de cycles de torsion [1]

Il semble donc qu'un montage verrouillé présente une raideur angulaire plus importante qu'un montage non verrouillé lors de tests quasi-statiques, mais que sa raideur angulaire devient plus faible lors de tests dynamiques. Cependant, les études comparant ces montages sont peu nombreuses, et les modèles étudiés sont rarement directement comparables.



### 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 [66] 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 [27], 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 [74] avec des plaques LCP montées sur des tubes en composites.

### 3-3.3. Nombre, position et choix de vis

#### 3-3.3.1. 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. 12) [74] :

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

Gautier et Sommer [27], recommandent empiriquement un PSD compris entre 0,4 et 0,5 sur l'ensemble de la plaque. Là encore, seule l'étude de Stoffel [74] justifie ces recommandations.

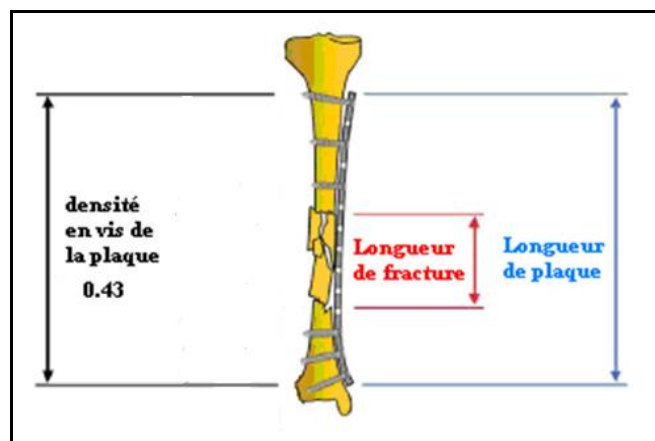


Figure 12 : Schéma illustrant le calcul du PSD

Dans cet exemple 6 vis ont été placées sur une plaque de 14 trous, ainsi  $\text{PSD} = 6/14 = 0.43$ .

En 2003 Gautier et Sommer [27] 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.

L'utilisation de vis monocorticales ou bicorticales a été explorée par Dunlap en 2011 [17]. Il a comparé des montages LCP avec 4 vis verrouillées dans chaque about, répartis en 3 groupes : toutes les vis bicorticales, les 2 vis encadrant le trait de fracture bicorticales et les autres monocorticales, et toutes les vis monocorticales.

Ces montages ont été soumis à des tests quasi-statiques en torsion et en flexion. Le montage monocortical a montré une raideur en torsion significativement inférieure à celles des montages mixte et bicortical (Fig. 13). Les auteurs recommandent donc de placer au moins une vis bicortical de chaque côté du trait de fracture.

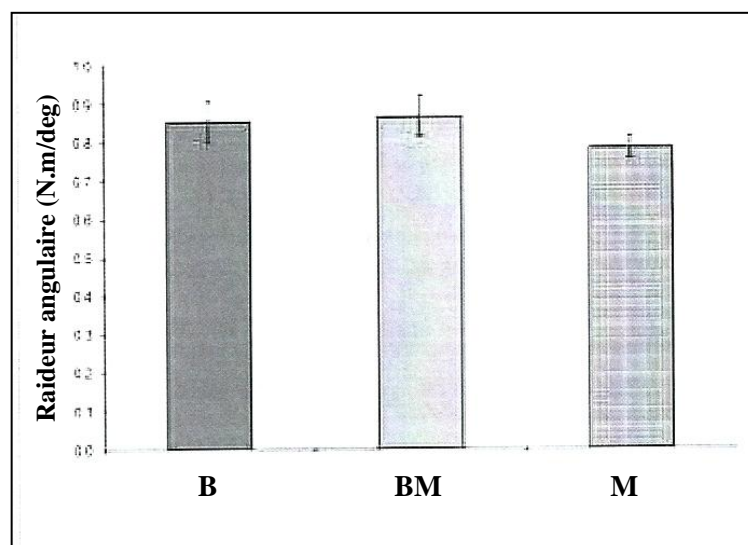


Figure 13 : Comparaison des raideurs angulaires (+/- écarts-types) des différents montages [17]

B : montage bicortical    BM : montage mixte    M : montage monocortical

En revanche, aucune différence significative entre les 3 groupes n'a été constatée lors des tests en flexion.

### 3-3.3.2. Position des vis

La résistance à la mise en charge du montage est largement conditionnée par la position des vis. Deux longueurs sont importantes à retenir : la longueur utile qui est l'espace 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 réduction de la longueur de travail entraîne une concentration locale des contraintes [27, 72, 74] (Fig. 14).

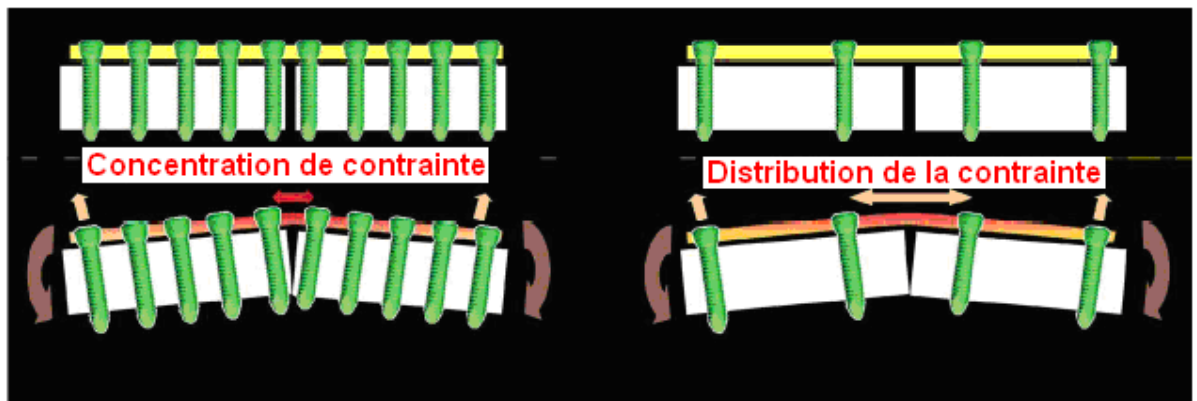


Figure 14 : Schéma illustrant la concentration de contrainte en fonction de la longueur utile de la plaque et du nombre de vis [72]

La figure 14 montre une répartition de la contrainte en flexion sur une longueur supérieure dans le cas d'une augmentation de la longueur de travail. Cette augmentation diminue le risque de bris du matériel.

L'influence du positionnement des vis sur la raideur en torsion et en compression a été étudiée par Stoffel lors de mises en charge quasi-statique et dynamique [74]. Des montages LCP verrouillés sur des cylindres en PVC ont été comparés à des cylindres identiques non appareillés.

Cette étude a montré que la raideur en torsion quasi-statique diminuait en moyenne de 90% entre un tube intact et un tube appareillé (moyenne établie sur tous les montages, quels que soient le nombre et la position des vis). La comparaison de diverses configurations de fixation (Fig. 15) a montré que la raideur diminuait de 36% lorsque les 2 trous les plus proches du trait de fracture étaient inutilisés.

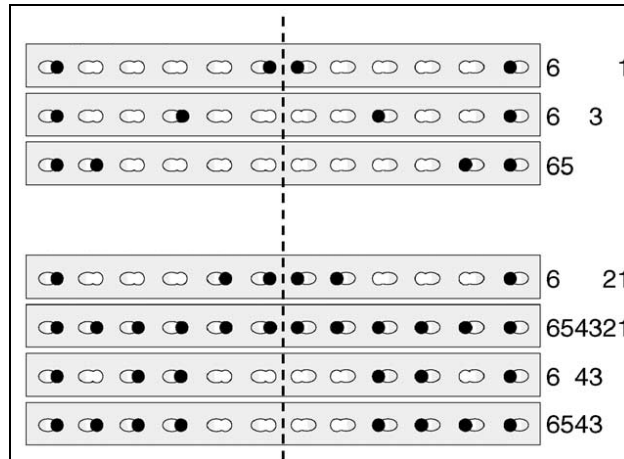


Figure 15 : Types de positionnement des vis comparés [74]

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

Plus la longueur libre de la plaque augmentait, plus la raideur en torsion était faible (Fig. 16). Les vis proches et éloignées du trait de fracture sont donc les plus importantes pour assurer la raideur du montage. Les vis 4 et 5 semblent avoir une influence négligeable sur la raideur du montage.

Des résultats comparables ont été obtenus en compression.

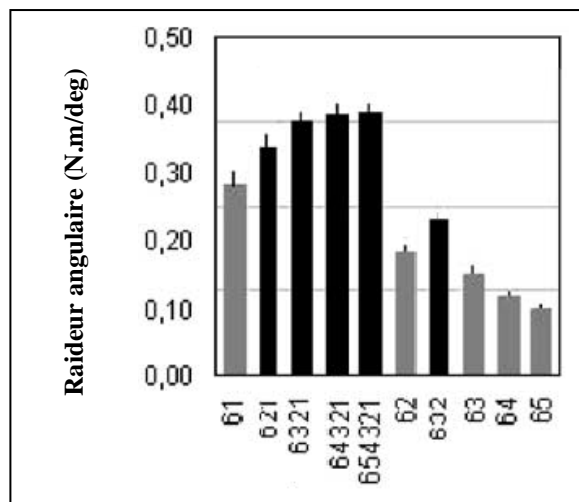


Figure 16 : Raideur angulaire en fonction de la longueur libre de la plaque et du nombre de vis [74]

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

Lors d'ostéosynthèse biologique, la nécessité de réaliser un abord minimal du foyer de fracture implique un positionnement des vis éloigné de celui-ci. Il a donc été recommandé de fixer la plaque à l'aide de 2 ou 3 vis à chaque extrémité de la plaque sans mettre en place de vis proche du foyer [27].

Ce choix permet de diminuer le risque de rupture d'implant en augmentant la longueur libre de la plaque, ce qui assure une meilleure répartition des contraintes. Il entraîne a contrario une diminution de la raideur du montage, qui n'est pas forcément délétère. En effet, les déformations au sein du foyer de fracture se répartissent entre les esquilles, et les micromouvements locaux dynamisent le phénomène de cicatrisation.

### 3-3.3.3. Choix des vis

Le choix des vis, verrouillées ou non, peut influencer sur le comportement mécanique du montage. Gordon a ainsi étudié la résistance des plaques LCP en torsion, selon un mode de fixation verrouillé, non verrouillé ou mixte, sur 60 fémurs de chien [31].

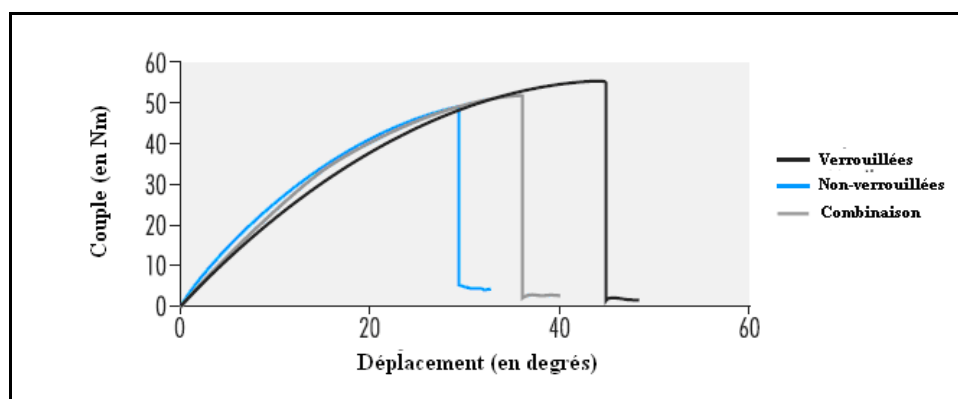


Figure 17 : Courbe comparative du couple de torsion en fonction du déplacement entre divers montages fixés par des vis verrouillées, non-verrouillées ou combinant les 2 [31]

Cette étude a montré que la raideur en torsion n'était pas significativement différente entre les trois lots (Fig. 17). En revanche, les montages verrouillés nécessitaient un couple significativement supérieur à celui du groupe non verrouillé pour arriver au point de rupture. Le couple à la rupture des montages mixtes avait une valeur intermédiaire.

### 3-3.4. Espacement plaque - os

Un des objectifs du montage LCP en mode verrouillé est de préserver la vascularisation. Il est donc nécessaire de ne pas comprimer le périoste comme lors de l'utilisation de plaques standard. 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.

Ahmad a étudié la stabilité mécanique en torsion et en compression des plaques LCP en variant la distance plaque - os [2]. Des plaques DCP ont été appliquées sur des cylindres en composite, ainsi que des plaques LCP à des écarts de 0 mm, 2 mm et 5 mm par rapport au cylindre (Fig. 18).

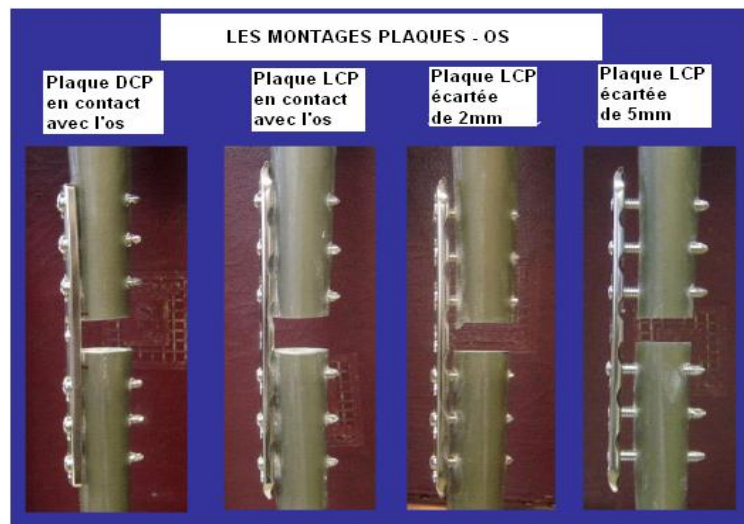


Figure 18 : Description des montages DCP et LCP avec un écart plaque-os de 0 mm, 2 mm et 5 mm [2]

Les montages ont été soumis à des charges en torsion dynamique et quasi-statique. La déformation pour un couple donné était significativement augmentée pour le montage avec un écartement plaque - os de 5 mm (Fig. 19), et ce montage présentait une raideur plus faible (Fig. 20).

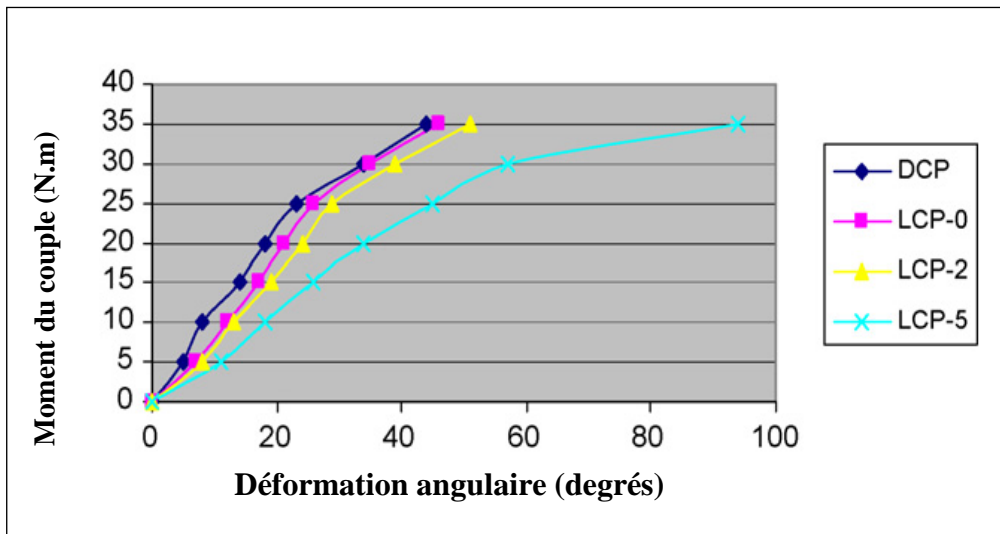


Figure 19 : Courbes représentant le moment du couple en fonction de la déformation angulaire pour les 4 types de montages DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [2]

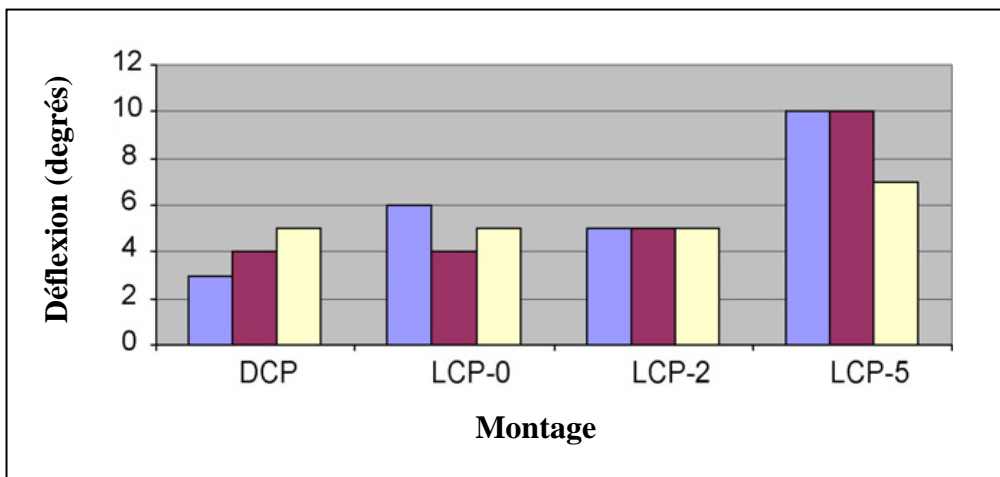


Figure 20 : Comparaison des stabilités en rotation lors de mise en charge dynamique, selon le type de montage DCP, LCP (0 mm), LCP (2 mm) et LCP (5 mm) [2]

Trois échantillons ont été testés pour chaque groupe.

Des résultats similaires ont été obtenus en ce qui concerne la compression.

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

### 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 appliqué en position 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 [52].
- Lors d'ostéosynthèse conventionnelle : La plaque est fixée exclusivement par des vis non verrouillées. Dans ces conditions, elle est utilisée dans les mêmes conditions qu'une plaque LC-DCP.
- Lors d'une utilisation mixte : La plaque est fixée avec des vis verrouillées et non verrouillées.

Ce choix n'est pas anodin et il convient de respecter certaines règles d'utilisation, en accord avec les propriétés biomécaniques de chaque montage. Pour cela, il est important de connaître les indications et contre-indications des montages LCP [78].

Les indications d'utilisation des LCP en mode verrouillé sont multiples [75, 78] :

- 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 [43]. 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 [71].



- Les fractures concernant des zones où la plaque ne peut être appliquée 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 [75, 78] :

- Les fractures articulaires ou juxta-articulaires : 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. Limites des montages verrouillés

Comme tout nouveau système de fixation, les montages LCP présentent un certain nombre de limites et de contraintes d'utilisation [31, 52, 73, 75] :

- 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 forer 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 insérées 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 [26, 75] :

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

Des dommages sur les tissus mous peuvent aussi être observés, notamment en cas de longueur inadaptée des vis auto-taraudantes et auto-forantes.

#### 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 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 [13, 19]. Afin d'explorer les propriétés mécaniques il est nécessaire d'effectuer un rappel sur les forces [32, 61] :

- 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 [55].

La force est définie par son point d'application, sa direction, son sens 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 mètre par seconde carrée.

- Couple de forces et moment du couple : Un couple de forces désigne deux forces parallèles, de même intensité et de sens opposés.

Le moment d'un couple de forces désigne l'effort en rotation appliqué à un axe par ce couple de forces. Le moment d'un couple dépend de l'intensité des forces et de la distance entre leurs points d'application. Il s'exprime en N.m.

- La contrainte : La contrainte représente le rapport de la force appliquée par unité de surface. Il existe des contraintes en tension, compression, flexion, torsion et cisaillement.

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

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)

- La déformation : Un objet soumis à une contrainte va se déplacer ou se déformer. Il existe deux types de déformations relatives [55, 77]. 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 flexion ou en torsion représentent l'écart à l'angle initial, exprimé en radians.

- La raideur : La raideur, exprimée en N/m, est la caractéristique qui indique la résistance à la déformation élastique d'un corps en tension, en compression ou en flexion. Plus une pièce est raide, plus il faut lui appliquer un effort important pour obtenir un déplacement donné.

$$\text{Raideur } k = F / \Delta l$$

k est la raideur, en N/m

F est la force appliquée, en N

$\Delta l$  est le déplacement, en m

La raideur angulaire, exprimée en Newton-mètre par radian (N.m/rad), caractérise la résistance à la déformation élastique en flexion ou en torsion.

$$\text{Raideur angulaire } k = M / \theta$$

k est la raideur angulaire, en N.m/rad

M est le moment du couple de force appliqué, en N.m

$\theta$  est l'angle de rotation, en radians

## 4-2. La torsion

### 4-2.1. Torsion 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'ont montré les études sur les astronautes réalisant des missions spatiales de longue durée [54].

Lors de sa mise en charge, l'os est soumis à divers types d'effort, que sont la compression, la tension, la torsion et la flexion. La torsion de l'os se produit par rotation du corps alors que le pied est fermement implanté au sol. Les muscles contribuent largement à ce type de force, car leurs insertions sont situées à distance de l'axe de rotation de l'os, qui correspond au centre de la cavité médullaire. Ainsi, les contractions musculaires se produisent avec un bras de levier égal à la distance entre le centre de la cavité médullaire et la zone d'insertion du muscle à la surface de l'os cortical [29]. La force due à la contraction musculaire induit un couple de torsion qui entraîne une déformation en torsion de la colonne osseuse. Ce couple est d'autant plus important que la ligne des forces musculaires est perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os [36].

Gautier 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 [26].

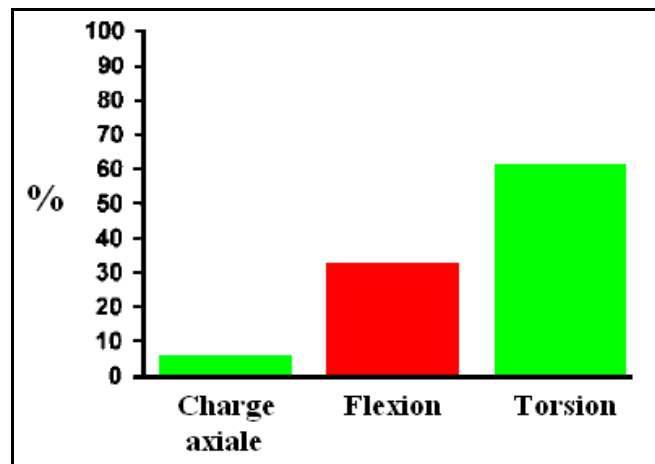


Figure 21 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge [26]

Cette étude a montré que la charge en torsion est la principale sur le tibia du mouton, puisqu'elle représente environ 62% des efforts qui s'y appliquent (Fig. 21) [26]. Ainsi lors d'ostéosynthèse tibiale, il est nécessaire de prévoir un matériel qui puisse s'opposer et résister aux efforts en torsion.

#### 4-2.2. Courbe expérimentale des essais en torsion

Quel que soit le matériau, lorsqu'un objet est soumis à un effort, il se déforme, avant de rompre. Les forces de torsion engendrent des contraintes de cisaillement réparties selon des plans perpendiculaires à l'axe longitudinal de l'os, et des contraintes en traction et en compression, générées selon des plans obliques par rapport à l'axe longitudinal de l'os (Fig. 22).

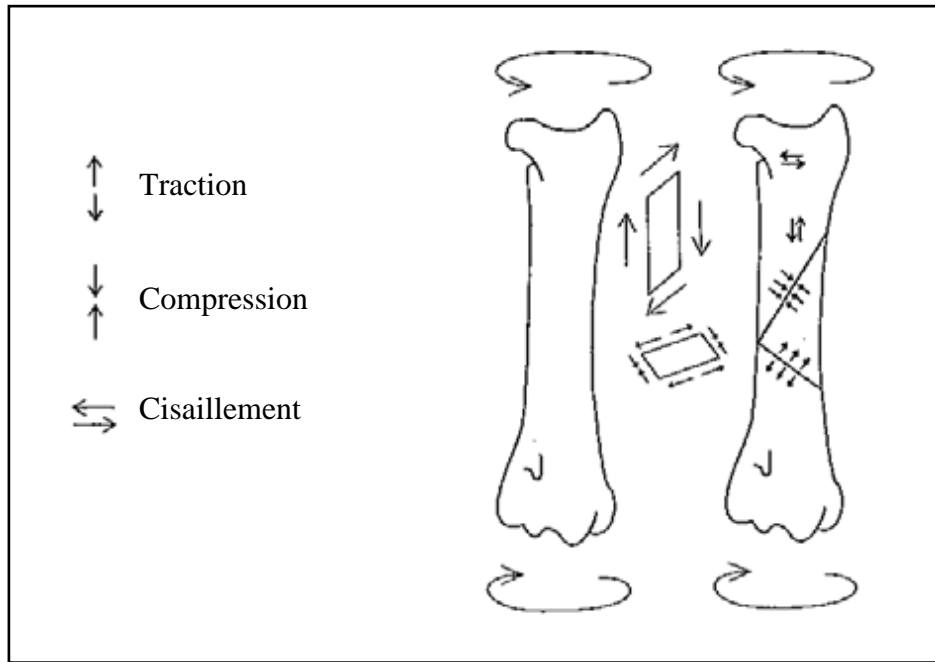


Figure 22 : Contraintes exercées sur l'os lors de l'application d'un couple de forces

Comme pour tout type d'effort appliqué sur l'os, la courbe moment du couple - angle de torsion (Fig. 23) comprend une première partie linéaire. La force est donc proportionnelle au déplacement. Cette première portion de courbe correspond à un comportement élastique du matériau mis en charge. L'os soumis à cet effort d'intensité limitée adopte un comportement réversible : il reprend sa forme initiale si la force n'est plus appliquée.

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 [77].

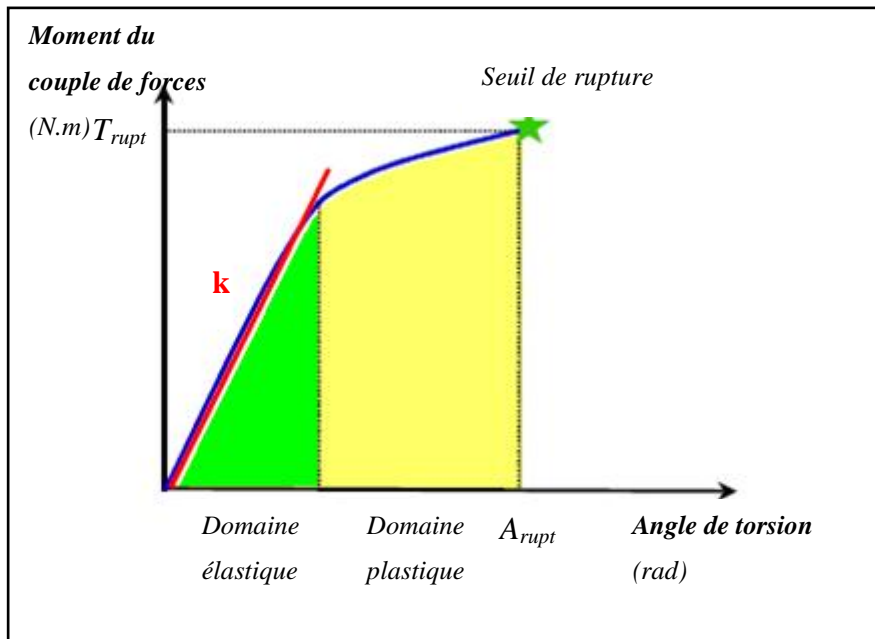


Figure 23 : Courbe représentant la variation du moment du couple en fonction de l'angle de torsion [29]

$k$  : Raideur angulaire en torsion du montage       $T_{rupt}$  : Moment en torsion entraînant la rupture du montage  
 $A_{rupt}$  : Angle à la rupture

À partir de cette relation moment du couple - angle de torsion, 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 ( $k$ ) du domaine élastique représente **la raideur angulaire extrinsèque** en torsion de la structure osseuse testée, exprimée en N.m/rad. Elle est étroitement liée au degré de minéralisation de l'os.

Le **moment en torsion à la rupture ( $T_{rupt}$ )** correspond à la force appliquée sur la structure, entraînant sa rupture. Cette notion reflète l'intégrité générale de la structure osseuse testée.

**L'angle de torsion à la rupture ( $A_{rupt}$ )** donne la variation d'angulation 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.

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. Une quinzaine d'années d'utilisation des plaques LCP aussi bien en chirurgie humaine que vétérinaire ont permis la réalisation d'études rétrospectives.

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 précisées.

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.

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, lors de mise en charge en torsion jusqu'à la rupture, a fait l'objet d'une seule étude, sur des fémurs de chien [31].

Notre 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, lors de mise en charge en torsion.

## 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. 24). 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 24 : 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 kg à 60 kg. Les os ont ensuite été emballés dans une alèse imbibée de NaCl isotonique (Versol), puis immédiatement congelés à une température de  $-24^{\circ}\text{C}$ . 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 NaCl isotonique.

La température de la salle d'expérimentation a été maintenue à  $21^{\circ}\text{C}$  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 signe radiographique d'affection osseuse (ostéopénie, ostéoprolifération, fracture et autres déformations osseuses).

Pour caractériser l'homogénéité de forme des os, des paramètres morphologiques ont été mesurés (Fig. 25) :

- La longueur tibiale était définie par la distance entre l'éminence intercondylienne médiale et l'extrémité de la malléole médiale. Elle a été mesurée directement sur l'os à l'aide d'une règle, à la précision de 0,5 mm.
- Les diamètres crânio-caudal et latéro-médial ont été mesurés pour chaque tibia, à l'aide d'un pied à coulisse, à la précision de 0,5 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.

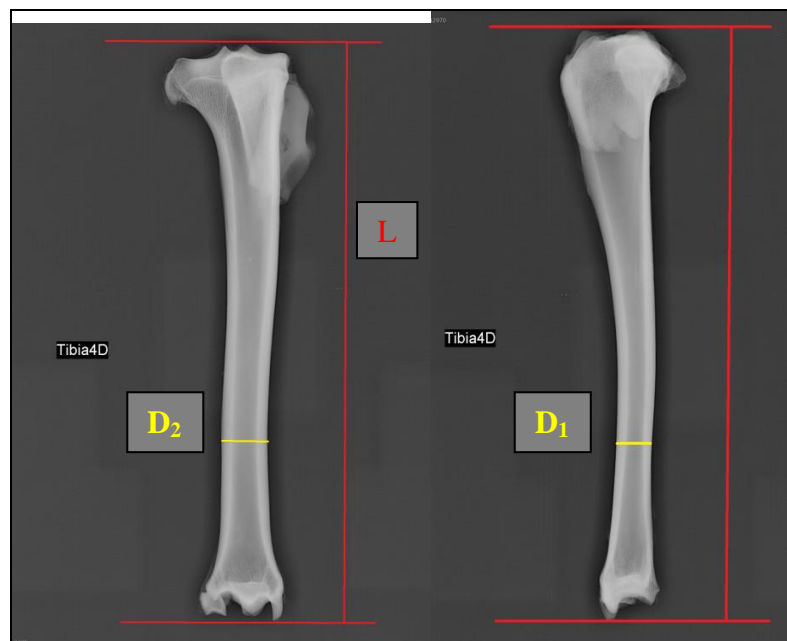


Figure 25 : Emplacement des paramètres morphologiques mesurés directement sur l'os, à l'aide d'une règle et d'un pied à coulisse, sur les images radiographiques du tibia droit n°4

L : Longueur tibiale    D<sub>1</sub> : Diamètre crânio-caudal    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 torsion.

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

Une plaque LCP large pour vis de 4,5 mm et 5,0 mm (Synthes<sup>®</sup>) a été préalablement modelée sur la face médiale de l'os intact (Fig. 26). La plaque a été positionnée sur l'os de telle sorte que le trait d'ostéotomie soit placé juste distalement au trou de plaque n°4 (Fig. 28). La vis n°1, la plus proximale, a ensuite été mise en place pour fixer la plaque sur l'about proximal (Fig. 27). L'ostéotomie a été réalisée sur le repère déterminé préalablement avec une scie oscillante.



Figure 26 : Plaque LCP large pour vis de 4,5 mm et 5,0 mm à 8 trous (Synthes<sup>®</sup>)

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 d'écartement de 5 mm d'épaisseur, conçu spécialement pour cette étude, a été utilisé (Fig. 29). Il a été placé entre les deux bouts osseux juste après la réalisation de l'ostéotomie, pour modéliser une perte de substance standardisée (Fig. 28).

Le site d'ostéotomie a été fixé, en vérifiant l'absence de rotation et de déviation angulaire des abouts 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 n°5 de la plaque et chaque about était parfaitement aligné et fixé à la plaque (Fig. 30).



Figure 27 : Insertion de la première vis dans le trou n°1 sur le tibia 12G



Figure 28 : Visualisation de l'ostéotomie après l'insertion de la première vis, sur le tibia 12G

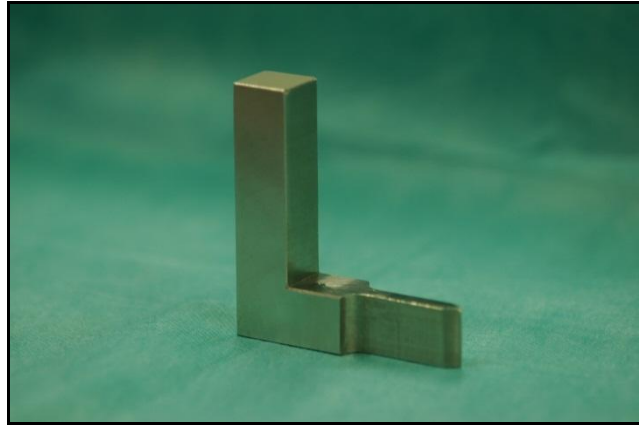


Figure 29 : Dispositif d'écartement de 5 mm d'épaisseur



Figure 30 : Fin de l'ostéosynthèse avec 6 vis standard 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 26. Pour finir, les 6 vis ont été resserrées (Fig. 30) 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 standard (Fig. 31) 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.

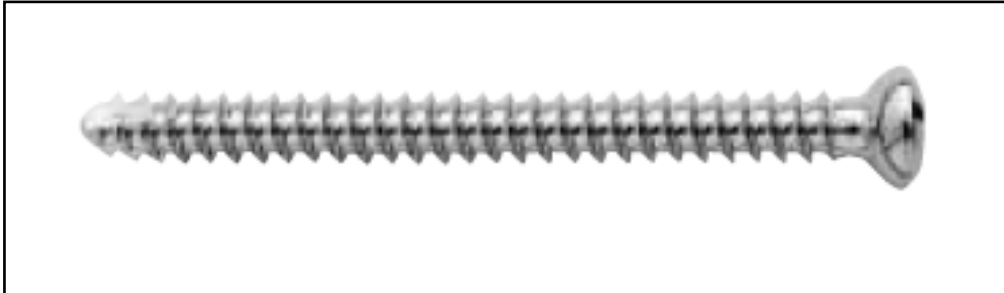


Figure 31 : Vis standard auto-taraudante Synthes® de 4,5 mm de diamètre extérieur

Les vis verrouillées (Fig. 32) ont également été choisies auto-taraudantes, d'un diamètre de 5,0 mm et ont été mises en place en position centrée dans le trou verrouillé grâce au viseur spécifique.



Figure 32 : 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.

### 2-3. Inclusion des tibias dans la résine

Les tibias ainsi appareillés ont été inclus dans des socles de résine polyuréthane.

Les épiphyses proximale et distale ont été nettoyées et dégraissées à l'éther, en prenant soin de ne pas déborder sur la diaphyse.

Les centres des deux articulations ont été repérés par une croix au marqueur indélébile. Pour l'about proximal, le repère était le milieu des deux éminences intercondyliennes, et pour l'about distal le milieu de la cochlée tibiale. Un avant-trou a été percé sur chaque centre articulaire, à l'aide d'une broche de 2 mm de diamètre.

La standardisation de la position du tibia lors de l'inclusion a nécessité de préparer chaque articulation pour utiliser des centreurs. Pour accueillir ces centreurs, chaque épiphyse a été fraisée (Fig. 33). Les limites de fraisage ont été marquées à l'aide d'une scie-cloche centrée sur le centre articulaire, sur quelques mm de profondeur. L'éminence intercondylienne tibiale et la malléole latérale ont été abrasées à la scie oscillante, pour effacer tout relief gênant le fraisage.

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

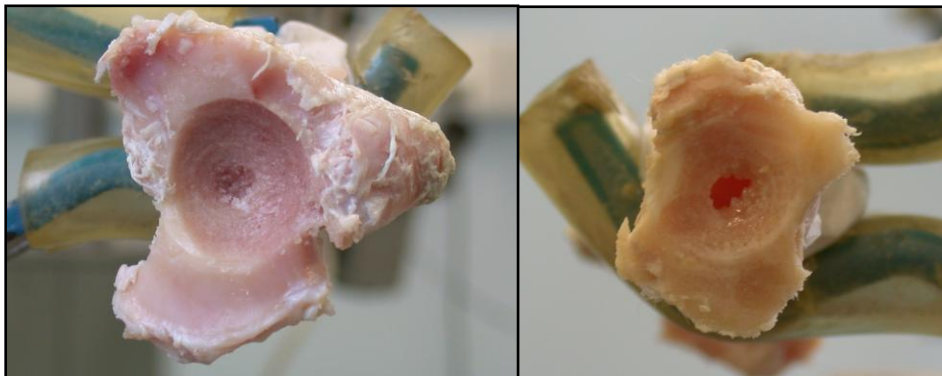


Figure 33 : Epiphyses après préparation

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

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



Avant inclusion, un spray a été vaporisé à l'intérieur du système de coffrage pour favoriser le démoulage de la résine. Ce système de coffrage a été conçu pour l'étude, afin de pouvoir être démonté après l'inclusion pour faciliter le démoulage du spécimen, puis remonté pour l'inclusion suivante (Fig. 34 et 35).

Les centreurs, constitués par des billes de caoutchouc, ont été positionnés dans les lits fraisés au préalable sur chaque épiphyse. Le tibia a été calé dans une potence positionnée parfaitement verticale sur la table de travail, en contrôlant la position par un niveau à bulle (Fig. 34).

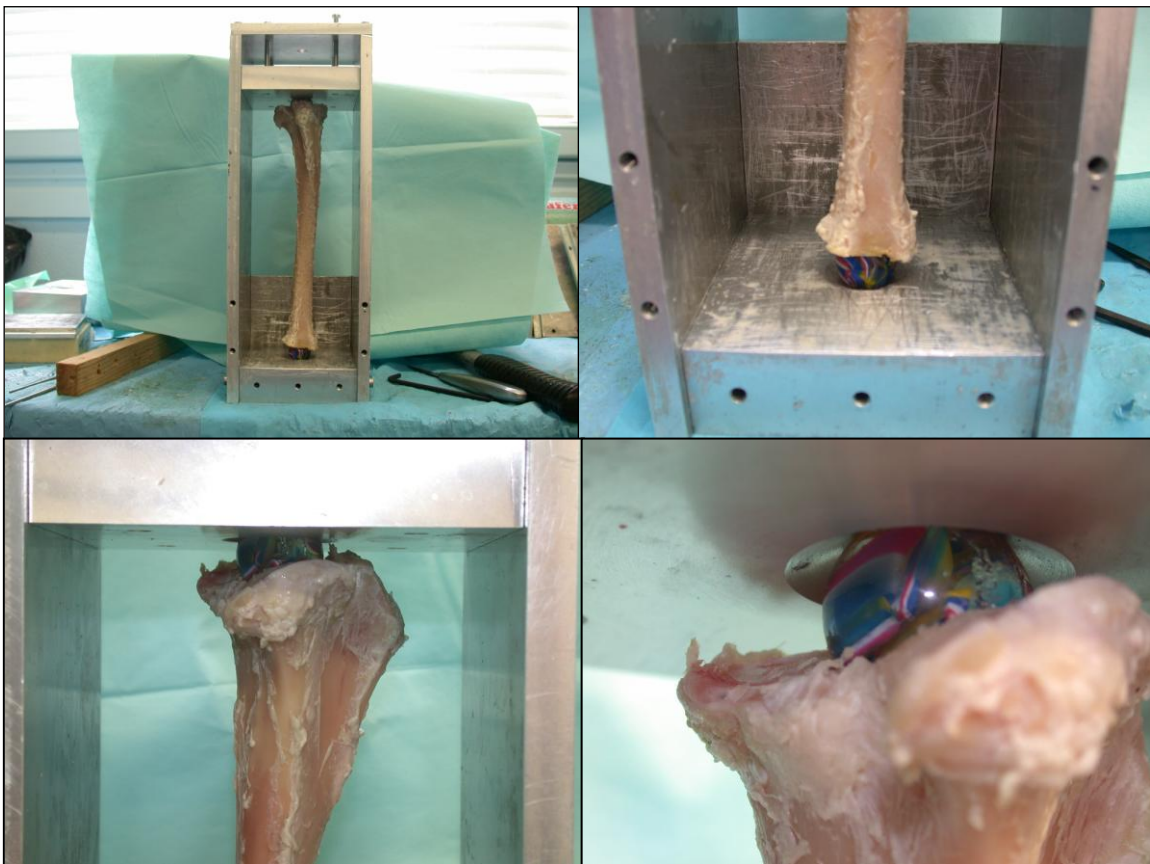


Figure 34 : Centrage des épiphyses dans la potence grâce aux billes de caoutchouc

Un mélange isomassique de polyol et d'isocyanate (résine Rencast FC52<sup>®</sup> de Huntsman Advanced Materials<sup>™</sup>, Cambridge, England) a été réalisé pour obtenir une résine polyuréthane. Après homogénéisation, la résine a été coulée dans le coffrage jusqu'à la limite d'inclusion prédéterminée (Fig. 35). Après quinze minutes de solidification, la partie distale de l'os a été démoulée et l'os a été repositionné, pour permettre l'inclusion à l'identique de la partie proximale de l'os.

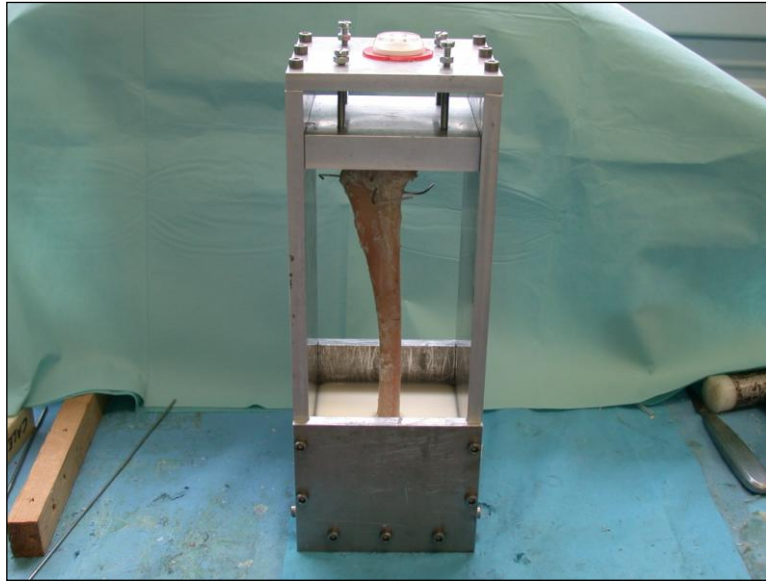


Figure 35 : Tibia en cours d'inclusion, positionné dans la potence

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

## 2-4. Essais mécaniques en torsion

### 2-4.1. Matériel

#### 2-4.1.1. Dispositif de mise en charge

La mise en charge a été réalisée par une presse électromécanique (INSTRON™ Electropuls E1000®) équipée d'une cellule de force de 1 kN (Fig. 36).

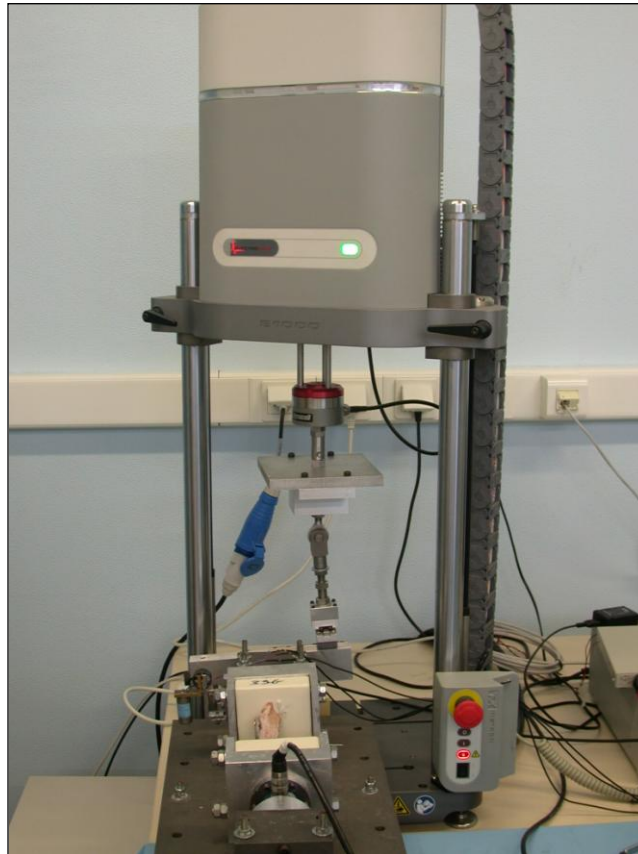


Figure 36 : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de torsion fixé sous la presse électromécanique  
Electropuls E1000®

Le banc de torsion comprenait un bloc d'encastrement fixe et un bloc mobile. La force verticale exercée par la presse était transmise à une barre de liaison horizontale, elle-même reliée au bloc d'encastrement mobile. Une rotule et un assemblage de deux liaisons glissières orthogonales, permettant un mouvement dans les deux dimensions du plan horizontal, assuraient la liaison entre la presse et la barre horizontale. Celle-ci s'articulait au bloc d'encastrement mobile par un roulement combiné (radial et axial) (Fig. 37).

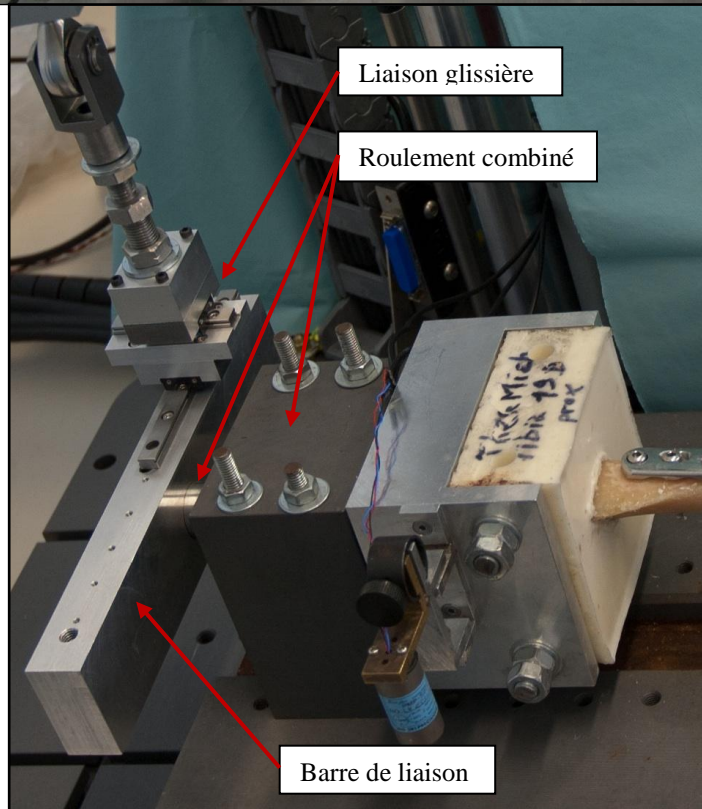
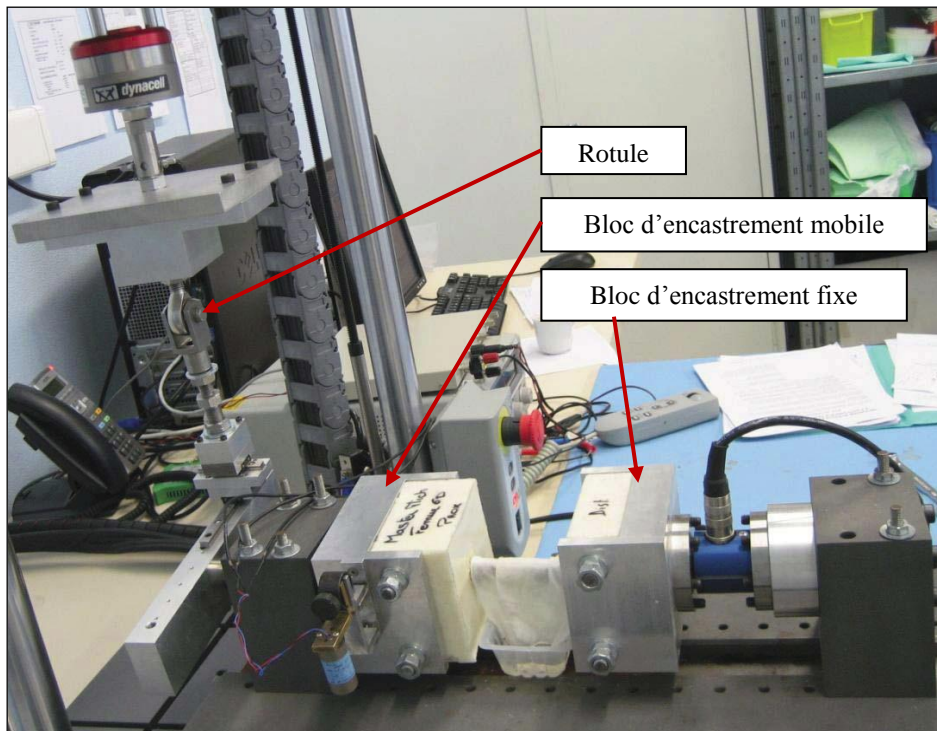


Figure 37 : Dispositif de conversion de la force verticale en couple de torsion

La force verticale exercée par la presse était donc convertie en couple de torsion, appliqué autour de l'axe mécanique du tibia sans couplage en traction-compression de l'échantillon.

Tous les os ont été positionnés sur le banc de torsion de telle sorte que la face crâniale du tibia soit orientée vers le haut. Le bloc proximal était fixé dans la partie mobile, et le bloc distal dans la partie fixe.

#### 2-4.1.2. Dispositifs de mesure

Un couplemètre non rotatif SCAIME™ DF30® mesurait le moment du couple exercé sur les fémurs (Fig. 38). Il possède une étendue de mesure de +/- 10 N.m, une précision de 0,2% et une sortie en tension. Le signal de sortie a été amplifié et filtré par un conditionneur de signal analogique (SCAIME™ CPJ®), possédant une classe de précision de 0,05% et équipé d'un filtre passe-bas à 10 Hz. Le conditionneur, alimenté par une alimentation de laboratoire à 24 V, délivrait une tension de 10 V au couplemètre.

Un inclinomètre TME™ PMPS 20L® a été utilisé afin de déterminer, au cours de chaque essai, l'angle de torsion entre les bouts de part et d'autre du site d'ostéotomie (Fig. 38). Il possède une étendue de mesure de +/- 20° et une sortie en tension. Il a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 8V.

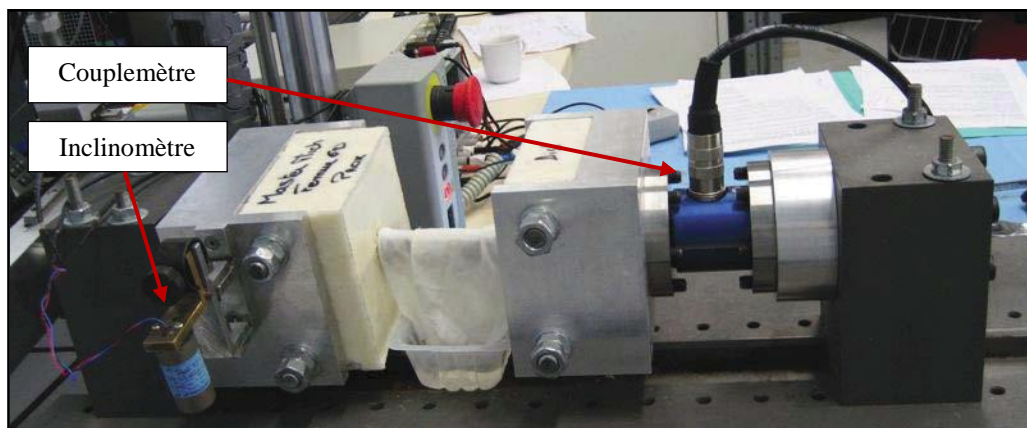


Figure 38 : Positionnement des dispositifs de mesure

#### 2-4.1.3. Systèmes d'acquisition

L'acquisition des données de la presse électromécanique lors de la mise en charge a été réalisée grâce au logiciel Wavematrix® (INSTRON™) 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.

Les données fournies par l'inclinomètre et le couplemètre ont été enregistrées en temps réel par un système d'acquisition PCD-30A<sup>®</sup> (KYOWA<sup>™</sup> Electronic Instrument CO., LTD) à l'aide d'un logiciel PCD-30A Measurement<sup>®</sup> (KYOWA<sup>™</sup> Electronic Instrument CO., LTD). La fréquence d'acquisition était également choisie égale à 10 Hz.

Pour chaque test, la courbe moment du couple - angle de torsion a été tracée.

## 2-4.2. Méthodes

### 2-4.2.1. Etalonnage de l'inclinomètre

La tension de sortie de l'inclinomètre a été mesurée pour des angles de  $-20^\circ$ ,  $-10^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $10^\circ$  et  $20^\circ$ . Ces résultats ont permis d'obtenir la courbe d'étalonnage. Le coefficient directeur de la droite a permis d'obtenir le coefficient de calibration.

L'inclinomètre a par la suite été ré-étalonné, suite à l'acquisition d'un inclinomètre SENSOREX<sup>™</sup> SX41142<sup>®</sup>. Celui-ci est plus précis et son étalonnage a été réalisé par le contrôle qualité SENSOREX<sup>™</sup>. La réalisation d'un essai comparatif de torsion quasi-statique (Fig. 39), sur un cylindre creux d'aluminium, a montré une différence entre les mesures des deux instruments ( $0,68^\circ$  soit 9,66% au maximum).

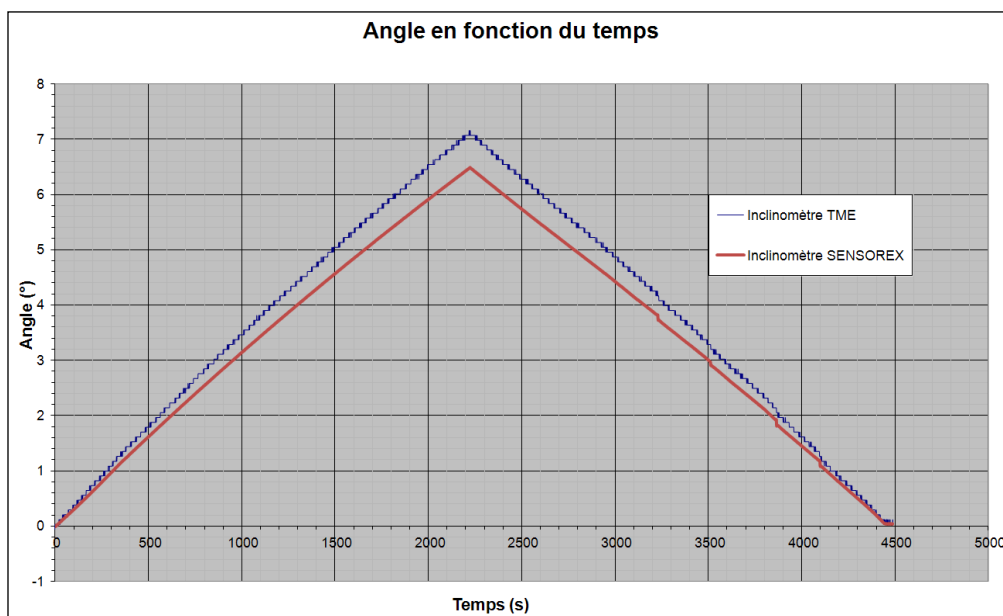


Figure 39 : Courbes comparatives de mesure de l'angle en fonction du temps, par les inclinomètres TME<sup>™</sup> (en bleu) et SENSOREX<sup>™</sup> (en rouge)

L'étalonnage initial de l'inclinomètre TME<sup>TM</sup> a donc dû être corrigé, afin que les valeurs d'angle correspondent à celles obtenues par l'inclinomètre SENSOREX<sup>TM</sup>. Une courbe de l'angle mesuré par l'inclinomètre TME<sup>TM</sup> en fonction de la tension fournie par l'inclinomètre SENSOREX<sup>TM</sup> a été tracée, à partir des données de l'essai comparatif. Un calcul de régression linéaire a ensuite permis de définir l'étalonnage de l'inclinomètre TME<sup>TM</sup> par l'équation suivante :

$$\text{Angle (}^\circ\text{)} = -0,0032185790 \times \text{Tension (V)} + 127,6217543175$$

Un nouvel essai comparatif (Fig. 40) a montré une absence de différence significative entre les deux inclinomètres (différence de 0,08° soit 1,30% au maximum).

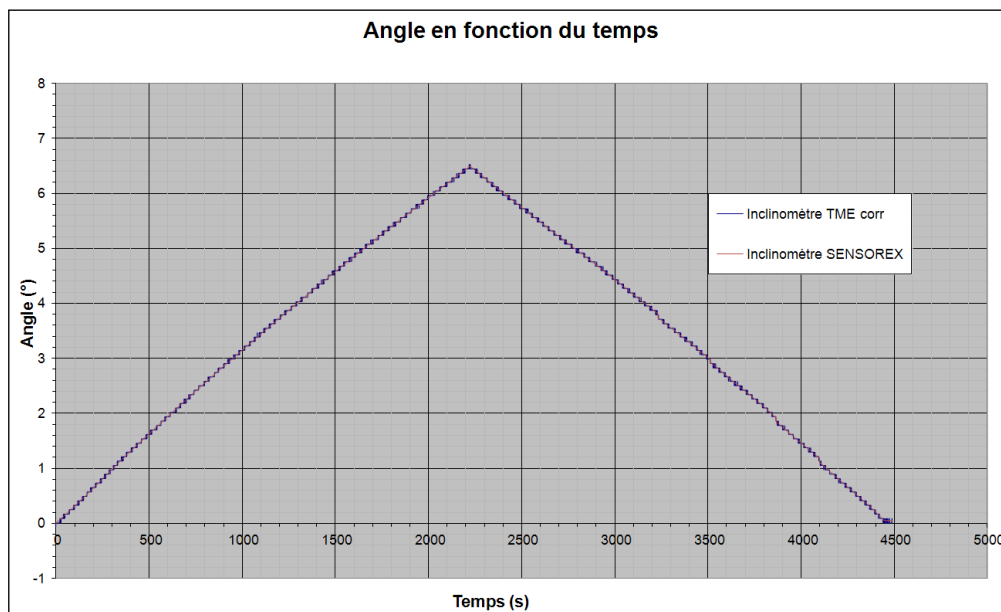


Figure 40 : Courbes comparatives de mesure de l'angle en fonction du temps, par les inclinomètres TME<sup>TM</sup> (en bleu) et SENSOREX<sup>TM</sup> (en rouge), après réétalonnage de l'inclinomètre TME<sup>TM</sup>

#### 2-4.2.2. Mise en charge des tibias appareillés et des tibias non appareillés

Tous les tibias gauches appareillés et les tibias controlatéraux intacts ont été soumis à un effort en torsion quasi-statique. La machine était pilotée en contrôle de force grâce au logiciel Wavematrix<sup>®</sup> (INSTRON<sup>TM</sup>), à une vitesse de déplacement vertical de 40 N/mn correspondant à une vitesse angulaire inférieure à 2°/mn.

Avant chaque essai, une tare a été réalisée sur la presse, déterminant le point zéro de l'essai. Puis, un précyclage de 8 N à la fréquence de 1 Hz a été effectué pendant 10 cycles.

Le protocole comprenait 4 étapes de mise en charge et décharge avec un déplacement vertical à une vitesse de 40 N/mn (Fig. 41). La charge maximale imposée était de 80 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.

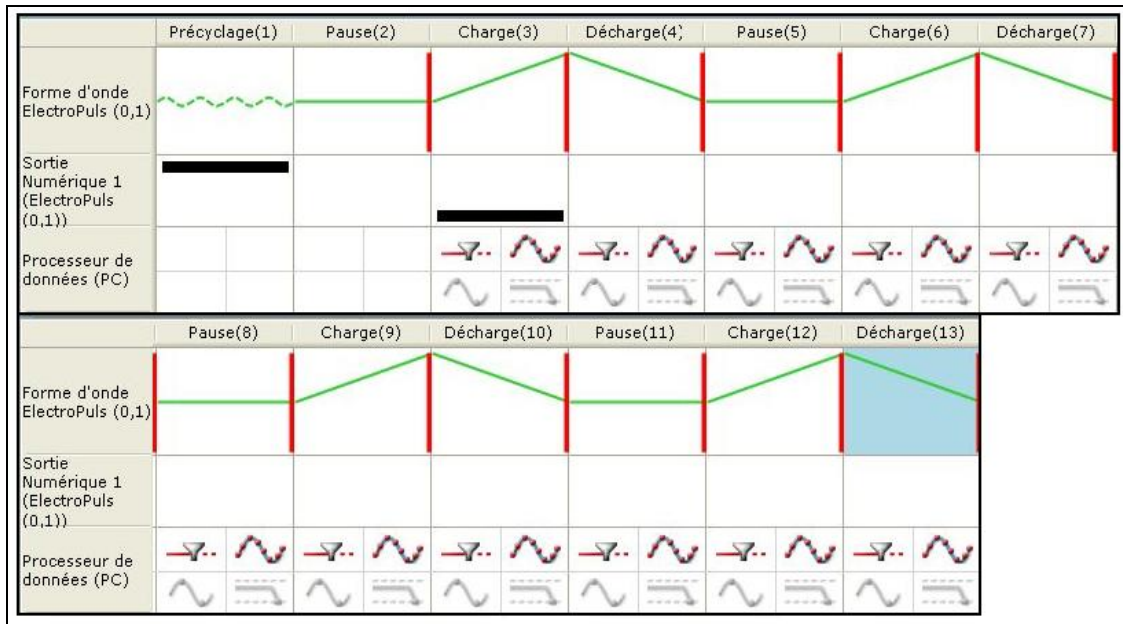


Figure 41 : Déroulement des sollicitations appliquées aux montages lors de chaque essai

#### 2-4.2.3. Détermination des paramètres de l'étude

Deux paramètres mécaniques ont été étudiés lors des essais :

- Raideur angulaire extrinsèque : donnée par la pente de la droite de régression linéaire de la courbe moment du couple (N.m) - angle de torsion (rad).

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

- Perte de raideur angulaire extrinsèque : définie comme le pourcentage de perte de raideur angulaire extrinsèque de l'os appareillé ( $k_{os \text{ appareillé}}$ ) par rapport à l'os controlatéral intact ( $k_{os \text{ controlatéral}}$ ), jouant le rôle de témoin. Elle a été obtenue par la formule suivante :

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



#### 2-4.2.4. Analyse statistique des résultats

L'étude statistique a été réalisée grâce au logiciel SYSTAT 12<sup>®</sup>.

Dans un premier temps, la moyenne et l'écart-type ont été calculés pour l'ensemble des paramètres morphologiques (longueur totale, diamètres crânio-caudal et latéro-médial) et mécaniques (raideur angulaire extrinsèque et perte de raideur angulaire extrinsèque par rapport au tibia controlatéral), pour l'ensemble des paires de tibias appareillés et intacts.

Une comparaison des paramètres morphologiques et mécaniques entre les trois groupes d'os testés a été réalisée au moyen d'une analyse de variance, complétée si besoin par des tests Post Hoc de Tuckey, au seuil de 5%.

Une analyse des corrélations entre les différents paramètres morphologiques et mécaniques a été réalisée à l'aide d'une matrice des coefficients de corrélation de Pearson. La significativité des corrélations a été évaluée par des probabilités de Bonferroni, 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 3.

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

Tableau 3 : Caractéristiques morphologiques des tibias testés

VS : Vis standard

VV : Vis verrouillées

**Groupe 1 : 12 tibias controlatéraux non appareillées = Groupe témoin,**

**Groupe 2 : 6 tibias appareillés par une plaque LCP et des vis standard,**

**Groupe 3 : 6 tibias appareillés par une plaque LCP et des vis verrouillées.**

Les moyennes et les écarts-types de ces caractéristiques morphologiques ont été calculés au sein des 2 groupes de traitement et du groupe témoin (Tabl. 4).

Une représentation graphique a été tracée pour chaque paramètre, afin d'en apprécier la distribution au sein de chaque groupe (Fig. 42-43).

	<b>Longueur totale</b>	<b>Diamètre crânio-caudal</b>	<b>Diamètre latéro-médial</b>
<b>Groupe 1</b>	234,42 +/- 11,67	14,38 +/- 0,77	18,00 +/- 1,07
<b>Groupe 2</b>	233,00 +/- 5,44	14,58 +/- 1,24	18,25 +/- 1,33
<b>Groupe 3</b>	235,50 +/- 15,98	14,33 +/- 0,61	17,50 +/- 0,77

Tableau 4 : Moyennes et écarts-types des paramètres morphologiques des tibias

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

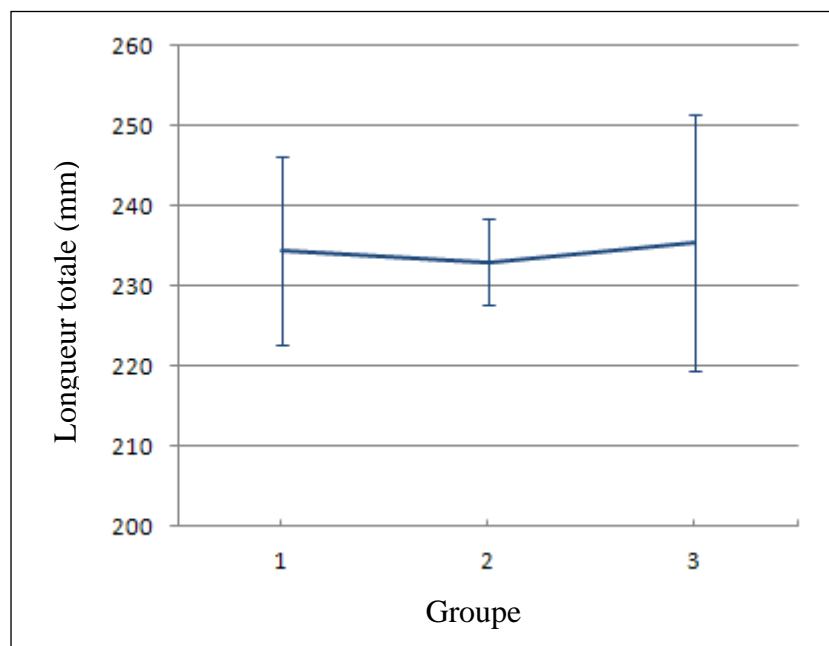


Figure 42 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des longueurs totales au sein des 3 groupes de tibias

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

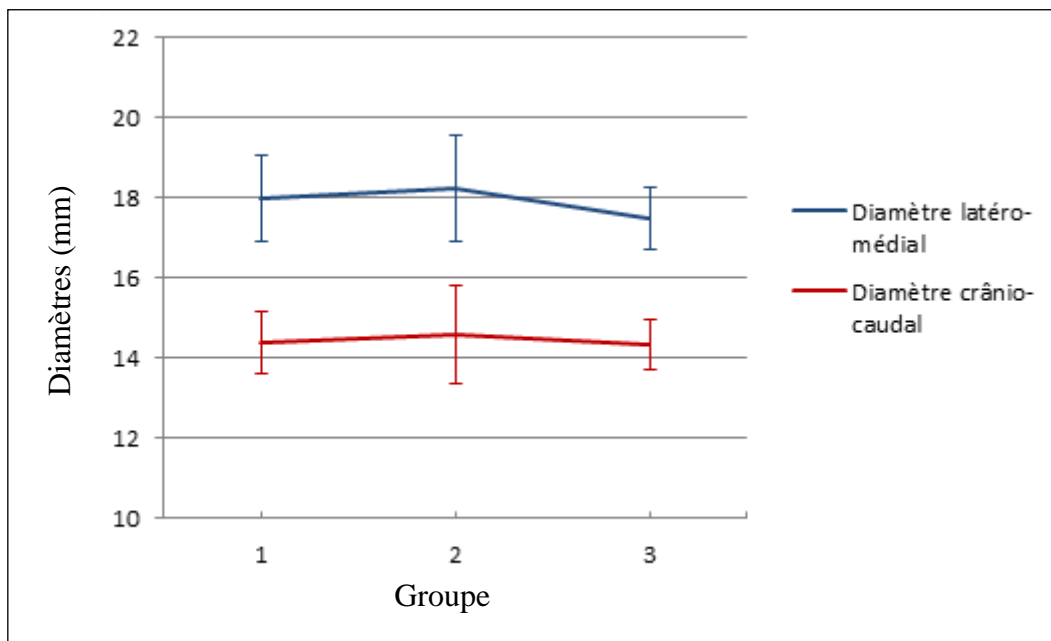


Figure 43 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des diamètres crânio-caudaux et latéro-médiaux au sein des 3 groupes de tibias

Groupe 1 : Témoins

Groupe 2 : LCP + vis standard

Groupe 3 : LCP + vis verrouillées

### 3-1.2. Paramètres mécaniques

#### 3-1.2.1. Raideur angulaire extrinsèque en torsion

L'allure des courbes moment du couple - angle de torsion sur le cycle de charge-décharge était similaire pour l'ensemble des os testés, qu'ils aient été intacts ou appareillés (Fig. 44). Ces courbes présentaient une allure crénelée. Cet aspect est à corrélérer à la conversion d'un signal analogique sortant de l'inclinomètre en un signal numérique par le système d'acquisition. La faible étendue de la gamme des valeurs d'angulation a pu également en être la source. Un très léger effet d'hystérésis entre la charge et la décharge a également pu être observé.

Les coefficients de détermination  $R^2$  calculés pour chaque courbe étaient toujours supérieurs à 0,99.

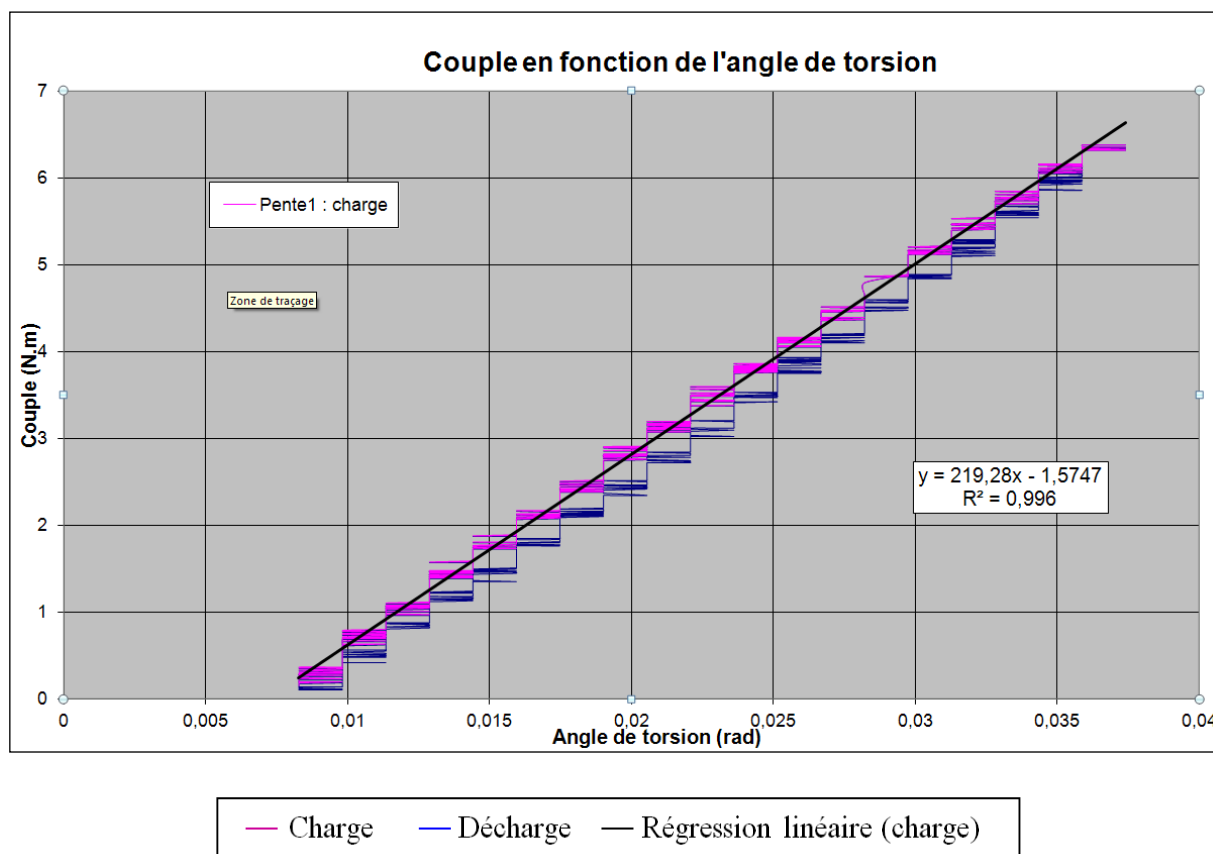


Figure 44 : Courbe moment du couple - angle de torsion sur l'os intact n°11

La raideur angulaire extrinsèque a été calculée à partir de la droite de régression linéaire du segment correspondant à la mise en charge.

Les raideurs angulaires extrinsèques en torsion de l'ensemble des os testés sont présentées par groupe d'os dans le tableau 5.

Groupe	N° randomisation	Vis	Raideur angulaire extrinsèque (N.m/rad)	Groupe	N° randomisation	Vis	Raideur angulaire extrinsèque (N.m/rad)
2	1G	VS	80,85	1	1D	/	295,46
2	3G	VS	120,57	1	2D	/	223,9
2	5G	VS	123,41	1	3D	/	247,36
2	7G	VS	126,74	1	4D	/	212,53
2	11G	VS	127,60	1	5D	/	233,71
2	12G	VS	123,96	1	6D	/	285,77
3	2G	VV	133,52	1	7D	/	239,54
3	4G	VV	123,33	1	8D	/	243,32
3	6G	VV	101,72	1	9D	/	232,54
3	8G	VV	153,95	1	10D	/	249,87
3	9G	VV	144,77	1	11D	/	247,93
3	10G	VV	142,79	1	12D	/	336,75

Tableau 5 : Valeurs des raideurs angulaires extrinsèques des différents spécimens testés en torsion

VS : Vis standard

VV : Vis verrouillées

Les moyennes et écarts-types des raideurs angulaires extrinsèques ont été calculés au sein des 2 groupes de traitement et du groupe témoin. Ces valeurs figurent dans le tableau 6.

	Moyenne (N.m/rad)	Écart-type (N.m/rad)
<b>Groupe 1</b>	254,06	35,03
<b>Groupe 2</b>	117,19	17,98
<b>Groupe 3</b>	133,35	18,68

Tableau 6 : Moyennes et écarts-types des raideurs angulaires extrinsèques des tibias

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

Une représentation graphique a été tracée pour la raideur angulaire extrinsèque, afin d'en apprécier la distribution au sein de chaque groupe (Fig. 45).

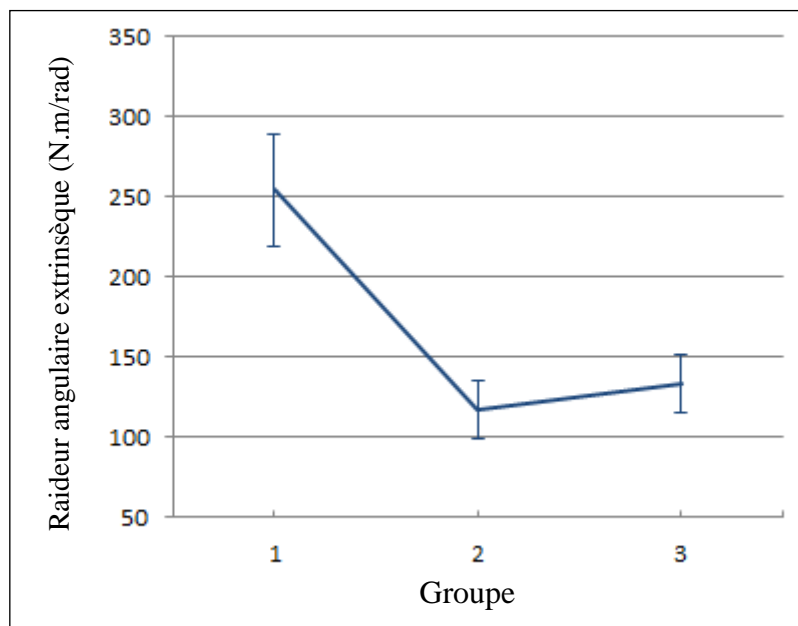


Figure 45 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) de la distribution des raideurs angulaires extrinsèques au sein des 3 groupes de tibias

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

### 3-1.2.2. Perte de raideur angulaire extrinsèque

Les résultats du pourcentage de perte de raideur angulaire extrinsèque entre les tibias intacts et appareillés sont présentés par groupe de traitement dans le tableau 7.

Groupe	N° randomisation	Vis	Perte de raideur extrinsèque (%)
2	1G	VS	72,64
2	3G	VS	51,26
2	5G	VS	47,20
2	7G	VS	47,09
2	11G	VS	48,53
2	12G	VS	63,19
3	2G	VV	40,37
3	4G	VV	41,97
3	6G	VV	64,40
3	8G	VV	36,73
3	9G	VV	37,74
3	10G	VV	42,85

Tableau 7 : Pourcentages de perte de raideur angulaire extrinsèque des os appareillés par rapport à leur os controlatéral

VS : Vis standard      VV : Vis verrouillées

Ainsi, par exemple, l'os appareillé n°1 était 72,64 % moins raide que l'os controlatéral intact.



Les moyennes et les écarts-types des pourcentages de perte de raideur angulaire extrinsèque ont été calculés au sein des 2 groupes de traitement (Tabl. 8).

	<b>Moyenne (%)</b>	<b>Ecart-type (%)</b>
<b>Groupe 2</b>	54,99	10,56
<b>Groupe 3</b>	44,01	10,26

Tableau 8 : Moyennes et écarts-types des pourcentages de perte de raideur angulaire extrinsèque des tibias appareillés

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

Une représentation graphique a été tracée afin d'apprécier la distribution du pourcentage de perte de raideur angulaire extrinsèque de l'os appareillé par rapport à l'os controlatéral intact, au sein de chaque groupe de traitement (Fig. 46).

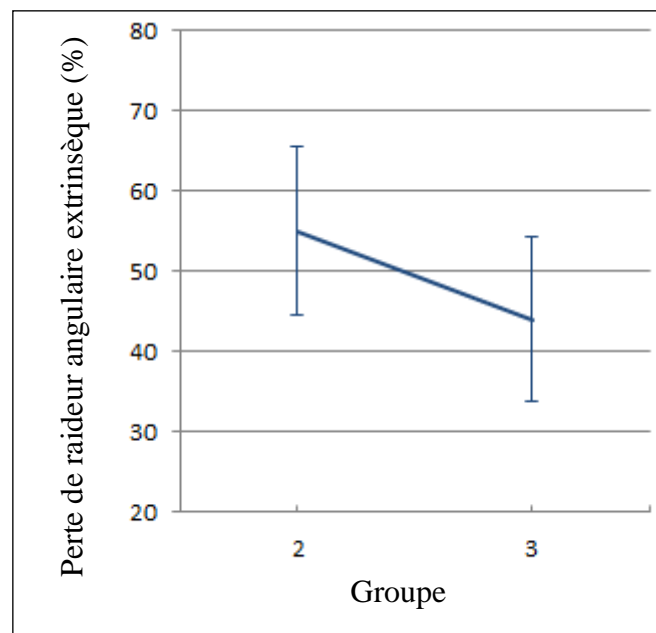


Figure 46 : Représentation graphique (moyenne +/- écart-type) des pourcentages de perte de raideurs extrinsèques au sein des 2 groupes de traitement

Groupe 2 : LCP + vis standard    Groupe 3 : LCP + vis verrouillées.

### 3-2. Comparaison des groupes de traitement

Les analyses de variance ont été effectuées pour chaque paramètre morphologique et mécanique, entre les trois groupes de traitement (Tab. 9). La raideur angulaire extrinsèque présentant une différence significative entre les groupes étudiés, un test Post Hoc de Tuckey a été réalisé pour les 3 appariements possibles entre les groupes (Tab. 10).

<b>Variable étudiée entre les groupes 1, 2 et 3</b>	<b>Valeur de p</b>	<b>Interprétation</b>
Longueur totale	0,934	Absence de différence significative
Diamètre crânio-caudal	0,862	Absence de différence significative
Diamètre latéro-médial	0,477	Absence de différence significative
Raideur angulaire extrinsèque	<0,001	Différence significative
Perte de raideur angulaire extrinsèque (entre les groupes 2 et 3)	0,098	Absence de différence significative

Tableau 9 : Résultats des analyses de variance, appliquées aux comparaisons de chaque paramètre morphologique et mécanique entre les trois groupes de traitement

<b>Groupes comparés</b>	<b>Valeur de p</b>	<b>Interprétation</b>
1 et 2	<0,001	Différence significative
1 et 3	<0,001	Différence significative
2 et 3	0,592	Absence de différence significative

Tableau 10 : Résultats des tests Post-Hoc, appliqués aux comparaisons de la raideur angulaire extrinsèque entre les trois groupes de traitement

Les analyses de variance et les tests Post-Hoc ont donc montré que les paramètres morphologiques ne présentent pas de différence significative entre les trois groupes de traitement, et que les paramètres mécaniques ne présentent pas de différence significative entre les deux montages testés. Les deux groupes d'os appareillés ont en revanche une raideur angulaire extrinsèque significativement plus faible que les os controlatéraux intacts.

### 3-3. Recherche de corrélation entre les paramètres testés

La matrice de nuages de points entre les différents paramètres (Fig. 47) a montré que la raideur angulaire extrinsèque et la perte de raideur angulaire extrinsèque étaient corrélées. Les diamètres crânio-caudal et médio-latéral semblaient l'être également. Ces corrélations étaient confirmées par les coefficients de corrélation de la matrice de Pearson (Tabl. 11).

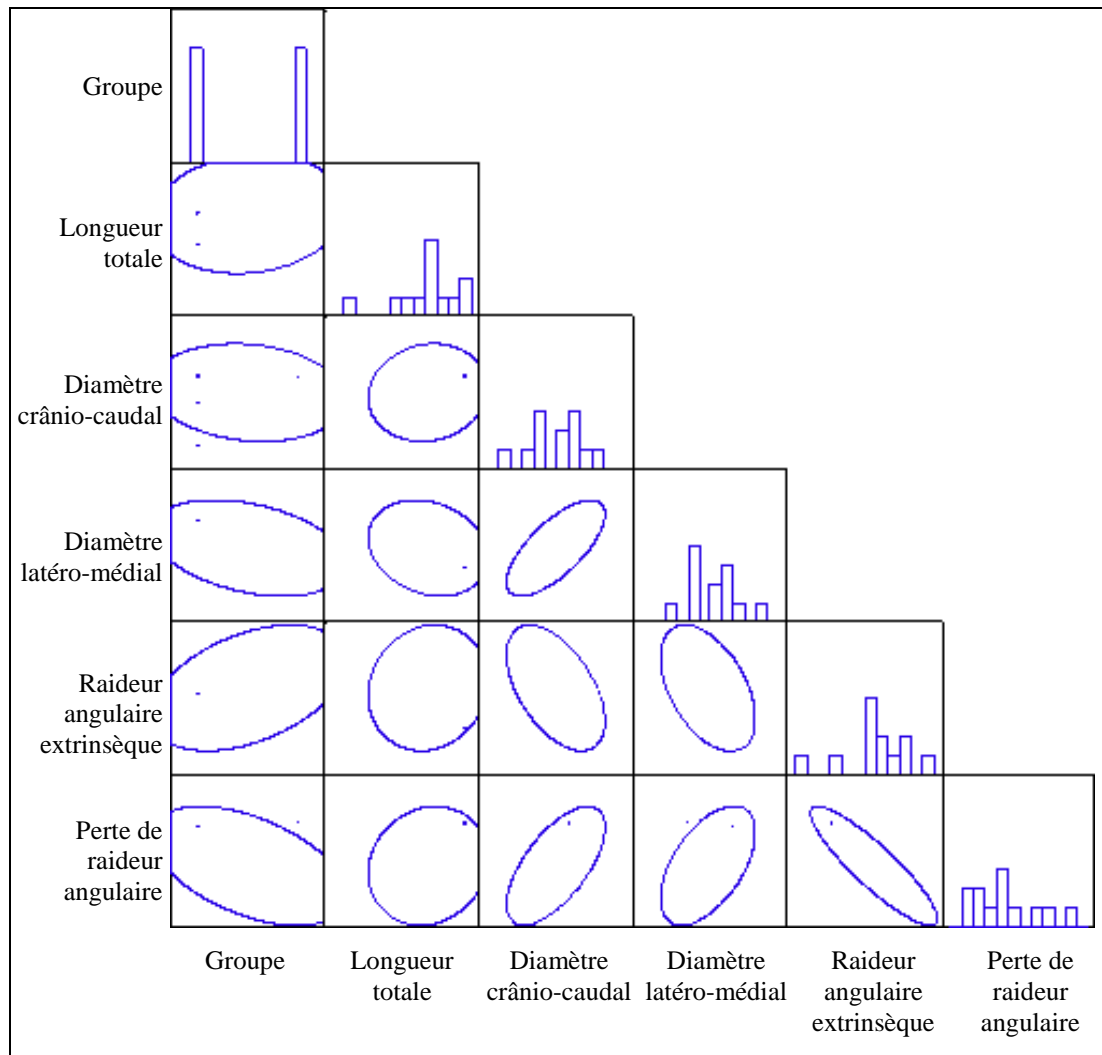


Figure 47 : Matrice des nuages de points entre les différents paramètres

Une corrélation linéaire entre deux paramètres se traduit par un nuage de points dont la forme se rapproche d'une ligne oblique.

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	<b>0,713</b>	1,000	\	\
Raideur angulaire extrinsèque	0,435	0,108	-0,524	-0,480	1,000	\
Perte de raideur angulaire	-0,500	0,131	0,650	0,551	<b>-0,890</b>	1,000
	Groupe	Longueur totale	Diamètre crânio-caudal	Diamètre latéro-médial	Raideur angulaire extrinsèque	Perte de raideur angulaire

Tableau 11 : Matrice de Pearson, évaluant la corrélation linéaire entre les différents paramètres

Un coefficient proche de 1 ou -1 montre l'existence d'une corrélation entre les deux paramètres considérés.

La matrice de probabilité de Bonferroni (Tabl. 12) a montré la significativité de la corrélation entre la raideur angulaire extrinsèque et la perte de raideur angulaire.

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	0,139	0,000	\	\
Raideur angulaire extrinsèque	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	\
Perte de raideur angulaire	1,000	1,000	0,332	0,952	<b>0,002</b>	0,000
	Groupe	Longueur totale	Diamètre crânio-caudal	Diamètre latéro-médial	Raideur angulaire extrinsèque	Perte de raideur angulaire

Tableau 12 : Matrice de Bonferroni, évaluant la significativité des corrélations entre les différents paramètres

Un coefficient inférieur à 0,05 montre l'existence d'une corrélation significative entre les deux paramètres considérés.

## PARTIE 3 : DISCUSSION

### 1- Matériels et méthodes

#### 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 notion spécifique 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 leur sont propres. 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 verrouillée aux différents tibias a été effectuée de manière aléatoire, grâce à une table de permutation à 6 éléments. Les résultats montrent que les caractéristiques morphologiques des tibias ne présentaient pas de différences significatives entre les 2 groupes de traitement comparés. Les 2 populations étudiées étaient donc homogènes entre les 2 groupes. Aucune corrélation entre les paramètres morphologiques des os et les paramètres mécaniques n'a été mise en évidence, suggérant la faible influence de l'effet os dans les résultats mécaniques obtenus.

### 1-1.3. Conservation des spécimens

Comme il était matériellement impossible de tester les tibias ovins immédiatement après leur prélèvement, ils ont du être conservés jusqu'à la réalisation des essais. Le mode de conservation choisi devait avoir le moins d'effet possible 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 [47, 57].

Les os ont donc été conservés congelés en prenant soin de les emballer dans une alèse imbibée d'une solution de chlorure de sodium isotonique (Versol®). En effet, l'eau de ville étant hypotonique, les propriétés mécaniques de l'os auraient pu être modifiées par un phénomène de déshydratation. Plusieurs études ont montré que les os, même plusieurs fois congelés et décongelés, ne présentent pas de modifications de leurs propriétés biomécaniques, à condition de maintenir une hydratation constante du tissu osseux [16, 41].

## 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, ainsi qu'un débricolage du montage avec une rupture d'implant (Fig. 48 et 49).

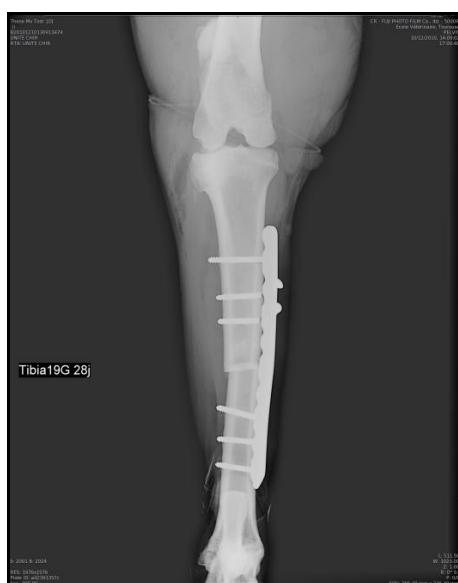


Figure 48 : Radiographie de face du tibia montrant une rupture des vis n°2 et 3



Figure 49 : Radiographie de profil du tibia montrant une fracture sous plaque

Le test a donc nécessité le recours à des plaques LCP larges pour vis de 4,5 mm et 5,0 mm (Synthes®), plus larges et plus épaisses.

#### 1-2.2. Vis

Le choix de la plaque LCP large pour vis de 4,5 mm et 5,0 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 d'éviter de léser le pas de vis ou de risquer une fusion à froid par un serrage exagéré.

Aucune donnée n'est fournie par le fabricant sur le couple optimal pour le serrage des vis standard. Toutefois, Field a montré en 1998 que, pour les plaques DCP et LC-DCP pour vis de 3,5 mm et pour vis de 4,5 mm, l'intensité du couple de serrage des vis est directement corrélée à l'étendue de la zone de contact de l'interface os-plaque et à la force de contact [20]. Il a également montré que ces paramètres varient faiblement lorsque l'intensité du couple dépasse 3 N.m.

C'est pourquoi le limiteur de couple à 4 N.m a également été utilisé pour le serrage des vis standard de 4,5 mm, afin de standardiser le couple de serrage de toutes les vis de l'étude, indifféremment de leur nature verrouillée ou non.

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. 26) qui avait une position invariable 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. 26). 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  $< 1$  mm.

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



### 1-3.1.2. Ecartement plaque - os

Lors des montages utilisant les plaques LCP, la plaque a été collée à l'os. Selon Ahmad, la plaque LCP est idéalement écartée de l'os de 2 mm [2, 27], ce qui permet de conserver les propriétés mécaniques 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. De plus, les tests réalisés *ex vivo* ne souffrent pas de l'influence du montage sur la vascularisation périostée.

### 1-3.2. Choix des forces appliquées

L'objectif de l'étude était de réaliser des essais en torsion en restant dans le domaine des déformations élastiques. La limite élastique a donc été déterminée lors de plusieurs tests destructifs préalables, dans des conditions de mise en charge similaire, sur des os appareillés d'une plaque LCP fixée par des vis standard et sur un os non appareillé. Pour cette étude préliminaire la cellule de force de 1 kN a été utilisée. Un déplacement de 1,43 mm/mn a été imposé, la machine étant commandée en contrôle de déplacement.

Ces essais n'ont pas permis d'obtenir une rupture des spécimens, car la sollicitation de la ligne de charge était proche de la rupture de cette dernière. Néanmoins, une charge maximale d'environ 106 N à 122 N (correspondant à un couple maximal de 10,5 N.m à 12,2 N.m) a été appliquée (Fig. 50).

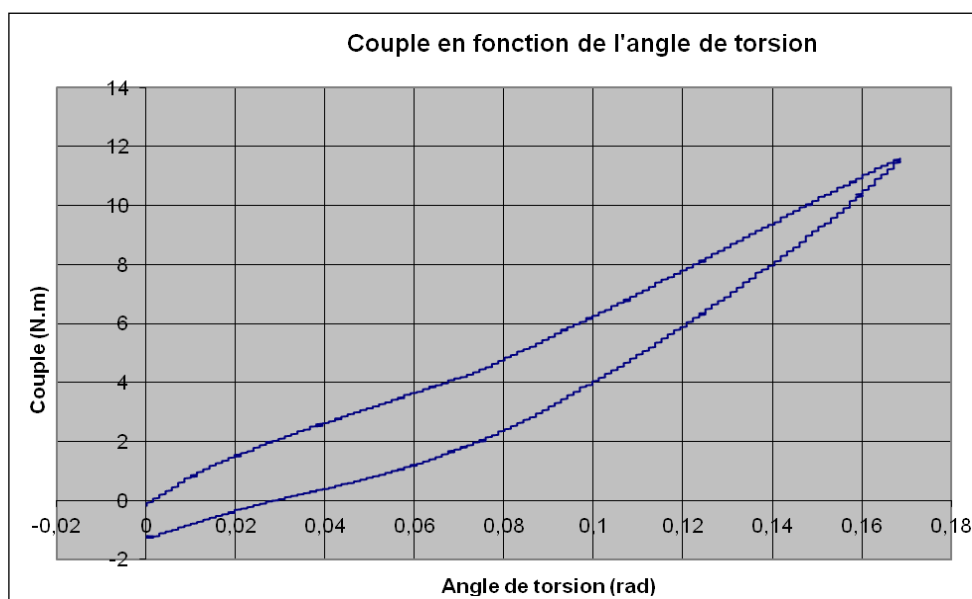


Figure 50 : Courbe moment du couple - angle de torsion lors d'une tentative d'essai destructif

Afin de rester dans un domaine élastique de sollicitation des os appareillés et de ne pas endommager la ligne de charge, une valeur maximale de force de 80 N (correspondant à un couple maximal d'environ 7 N.m) a été choisie.

### 1-3.3. Nombre d'essais biomécaniques par spécimen

Au cours de cette étude, les spécimens ont été utilisés plusieurs fois suivant des charges en flexion, en torsion et en compression. Cependant, les charges appliquées appartenaient toujours aux domaines élastiques, et ce pour les 3 sollicitations. De plus, le nombre de manipulations était limité : 4 charges en flexion, 4 en torsion et 4 en compression. Les études qui utilisent des sollicitations dynamiques montrent des ruptures à plusieurs milliers de cycles. Le nombre de sollicitation sur chaque os (12 au total) est ici bien trop faible pour avoir induit une fatigue des montages.

Enfin, l'ordre des sollicitations ayant toujours été le même durant les différentes manipulations, une modification éventuelle des propriétés de l'os devrait donc être la même pour tous les os. L'étude étant une étude comparative entre 2 montages d'ostéosynthèse, cela n'aurait aucune conséquence.

### 1-3.4. Précyclage

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

### 1-3.5. Calcul des régressions linéaires

Le calcul des raideurs a été effectué à partir des courbes charge - déplacement des différents essais. Pour calculer la pente, les domaines linéaires ont été déterminés de façon visuelle et les  $r^2$  ont été systématiquement contrôlés. Le dernier point était toujours le sommet de la charge.

## 2- Résultats

### 2-1. Etude des paramètres morphologiques

Notre étude statistique basée sur les moyennes et écarts-types des trois paramètres morphologiques (longueur totale, diamètre crânio-caudal et diamètre latéro-médial) ne montre aucune différence entre les 3 groupes, tel que cela est représenté sur les figures 42 à 44.

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

### 2-2. Etude des paramètres mécaniques

#### 2-2.1. Influence du verrouillage sur la raideur extrinsèque en torsion

Les montages verrouillés présentaient une raideur angulaire extrinsèque en torsion plus importante de 13,8% par rapport aux montages standards. Toutefois, la comparaison de ces valeurs a montré que la différence entre les raideurs angulaires extrinsèques n'est pas statistiquement significative entre les groupes verrouillé et standard ( $p = 0,592$ ).

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 ces 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 5mm. Ainsi, lors des tests en torsion, la portion majoritairement soumise au couple de torsion correspondait à la portion de plaque en regard de la perte de substance.

Ces résultats sont en adéquation avec ceux obtenus par Gordon [31], qui montraient également une moyenne supérieure des raideurs angulaires pour les montages verrouillés en torsion, sans que cette supériorité n'ait été statistiquement significative.

Une étude en torsion 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 est soumis à des charges en compression et en flexion pour 38% des sollicitations totales de l'os [26]. Il serait donc intéressant de réaliser la même étude comparative avec ces dernières sollicitations, afin d'en confronter les résultats.

### 2-2.2. Influence du verrouillage 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 angulaire extrinsèque de chaque os appareillé a été calculée par rapport à son os controlatéral.

Ces calculs de perte de raideur ont montré que les montages verrouillés sont en moyenne 44% moins raides que leurs os controlatéraux, non appareillés. Par analogie, les montages standards sont en moyenne 55 % moins raides que leurs os controlatéraux, non appareillés.

Ce résultat apparaît en adéquation avec les valeurs des raideurs angulaires des différents lots obtenues auparavant par comparaison directe. En effet, sachant que les raideurs angulaires des montages verrouillés étaient plus élevées que celles des montages standard, et que les raideurs des os non appareillés étaient homogènes, il apparaît logique que la perte de raideur soit moins importante pour les montages verrouillés. Néanmoins, la différence de perte de raideur n'était pas statistiquement significative au seuil des 5%. Elle aurait cependant été inférieure au seuil des 10% ( $p = 0,098$ ).

### 2-2.3. 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 linéaires éventuelles entre les différents paramètres morphologiques et mécaniques. Il en ressort une très forte corrélation négative entre la raideur angulaire extrinsèque et la perte de raideur angulaire extrinsèque, avec un coefficient de corrélation proche de -1 ( $p = -0,890$ ).

Cela signifie que la perte de raideur angulaire était d'autant plus faible que la raideur angulaire était importante. Cela confirme la bonne homogénéité des os testés et donc la pertinence de la comparaison des valeurs de raideur angulaire mesurées dans cette étude.

## 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 angulaire extrinsèque moyenne en torsion supérieure pour les montages équipés de vis verrouillées. Ces résultats sont en accord avec une perte de raideur extrinsèque par rapport aux os controlatéraux moins importante pour les montages verrouillés. Le calcul de cette grandeur permet de s'affranchir des différences de morphologie entre les os. Mais l'étude statistique de ces deux paramètres ne montre pas de différence significative entre les deux modes de fixation.

L'absence de différence significative peut éventuellement être imputable à des effectifs réduits. De plus un postulat est ressorti de cette série de tests, avec une répercussion globale de la torsion qui se concentre sur la portion de plaque en regard de la perte osseuse. Ainsi le test de torsion s'apparenterait plus à un test de raideur de la plaque qu'à un test de raideur de l'ensemble plaque-os.

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

Il serait opportun de réaliser la même étude comparative pour des sollicitations en flexion et en compression 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 **Thomas LOPEZ** intitulée « *Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : Etude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en torsion* » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

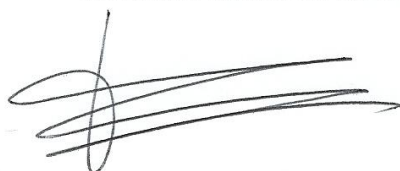


Fait à Toulouse, le 18 Juin 2012  
Professeur **André AUTEFAGE**  
Enseignant chercheur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse


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**  
Professeur **Bertrand MONTHUBERT**

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] AGUILA AZ et al. (2005). In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. *Vet Comp Orthop Traumatol*, **18**, 220-6.
- [2] AHMAD M et al. (2007). Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*, **38(3)**, 358-364.
- [3] AUSTIN RT (1981). The Sarmiento tibial plaster: a prospective study of 145 fractures. *Injury*, **13(1)**, 10-22.
- [4] AUTEFAGE A (2000). The point of view of the veterinary surgeon: bone and fracture. *Injury*, **31**, Suppl.3, C50-55.
- [5] BAUMGAERTEL F et al. (1998). Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury*, **29**, Suppl.3, C3-6.
- [6] BAUMGAERTEL F (2000). Stiffness: an unknown world of mechanical science? *Injury*, **31**, Suppl.2, S-B14-23.
- [7] BEALE B et al. (2004). Orthopedic clinical techniques femur fracture repair. *Clin. Tech. Small Anim. Pract*, **19**, 134-150.
- [8] BEALE BS (2007). Practical treatment of comminuted fractures for the general practitioner. *Proceed NAVC Conference, Orlando*. 869-872.
- [9] BEAUPIED H, LESPESSAILLES E, BENHAMOU C-L (2007). Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique. *Revue du Rhumatisme*, **74**, 447-454.
- [10] BOONE EG, JOHNSON AL, MONTAVON P (1986). Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats. *J. Am. Vet. Med. Assoc*, **188(1)**, 41-45.

- [11] CABASSU JB et al. (2011). Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, **24**, 418-425.
- [12] CACHON T, GENEVOIS J-P (2009). Principes généraux du traitement des fractures. In *EMC Vétérinaire*, 3200.
- [13] CARRAUD F-X (2011). *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 de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 109 p.
- [14] CLAES LE et al. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin. Orthop. Relat. Res*, **355**, S132-147.
- [15] CRONIER P et al. (2010). The concept of locking plates. *Orthop. Traumatol. Surg. Res*, **96S**, S17-S36.
- [16] CURREY JD (1988). The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. *J. Biomech*, **21(5)**, 439-441.
- [17] DUNLAP J et al. (2011). Biomechanical evaluation of locking plate fixation with hybrid screw constructs in analogue humeri. *Am. J. Orthop*, **40(2)**, E20-E25.
- [18] EGOL KA et al. (2004). Biomechanics of locked plates and screws. *J. Orthop. Trauma*, **18(8)**, 488-493.
- [19] FARGHEON M (2011). *Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : étude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en compression*. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 105 p.
- [20] FIELD JR, HEARN TC, CALDWELL CB (1998). The influence of screw torque, object radius of curvature, mode of bone plate application and bone plate design on bone-plate interface mechanics. *Injury*, **29(3)**, 233-241.

- [21] FISCHER MD, GUSTILO RB, VARECKA TF (1991). 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. Am*, **73**-(9), 1316-1322.
- [22] FILIPOWICZ D et al. (2009). A biomechanical comparison of 3,5 locking compression plate fixation to 3,5 limited contact dynamic compression plate fixation in a canine cadaveric distal humeral metaphyseal gap model. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, **22**, 270-277.
- [23] FLORIN M et al. (2005). 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*, **34**, 231-238.
- [24] FRIGG R (2003). Development of the locking compression plate. *Injury*, **34**, Suppl.2, B6-10.
- [25] GAUTIER E, PERREN SM (1992). Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) biomechanical research as basis to new plate design. *Orthopade*, **21**(1), 11-23.
- [26] GAUTIER E, PERREN SM, CORDEY J (2000). Strain distribution in plated and unplated sheep tibia an in vivo experiment. *Injury*, **31** Suppl.3, C37-44.
- [27] GAUTIER E, SOMMER C (2003). Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*, **34**, Suppl.2, B63-76.
- [28] GARDNER MJ et al. (2005). The mechanical behaviour of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model. *J. Orthop. Trauma*, **19**(9), 597-603.
- [29] GEORGES A (2010). *Biomécanique en torsion dynamique de montages clou-plaque sur fémurs canins*. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 115p.
- [30] GIANNOUDIS PV et al. (2009). The role of plating in the operative treatment of severe open tibial fractures: a systematic review. *International Orthopaedics*, **33**, 19-26.

- [31] GORDON S et al. (2010). The effect of combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, **23(1)**, 7-13.
- [32] GUIRAUTE I (1997). *Plaques vétérinaires sécables : Etude biomécanique*. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 77p.
- [33] HAALAND PJ et al. (2009). Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, **22(4)**, 309-315.
- [34] HÖGEL F et al. (2011). Fracture healing after reamed and undreamed intramedullary nailing in sheep tibia. *Injury*, **42(7)**, 667-674.
- [35] HORSTMAN CL et al. (2004). Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001. *Vet. Surg*, **33(3)**, 232-237.
- [36] HULSE D, HYMAN B (1993). Fracture biology and biomechanics. In *Slatter textbook of small animal surgery*. 2e édition. Philadelphia : W.B.S. Company, 1595-1603.
- [37] HULSE D (2007). Plate/rod constructs for semi-rigid stabilization in the dog and cat. *AO Dialogue*, **3**, 36-38.
- [38] JOHNER R et al. (2000). 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*, **31**, Suppl.3, C45-49.
- [39] JOHNSON AL, SMITH CW, SCHAEFFER DJ (1998). 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*, **213(8)**, 1157-1161.
- [40] JOHNSON AL, HOULTON JEF, VANNINI R (2006). *AO principles of fracture management in the dog and cat*. New York : Thieme. 552 p. ISBN 1-58890-417-2.

- [41] KANG Q, AN Y, FRIEDMAN RJ (1997). Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone. *Am. J. Vet. Res*, **58(10)**, 1171-1173.
- [42] KALFAS IH (2001). Principles of bone healing. *Neurosurg. Focus*, **10(4)**, E1.
- [43] KIM T et al. (2007). Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: a biomechanical comparison of locking versus conventional plates. *J. Foot Ankle Surg*, **46(1)**, 2-6.
- [44] KLAUE K, FENGELS I, PERREN SM (2000). Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *Injury*, **31**, Suppl.2, S-B51-62.
- [45] KRETTEK C, MÜLLER M, MICLAU T (2001). Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur. *Injury*, **32**, Suppl.3, S-C14-23.
- [46] LEUNIG M et al. (2000). The evolution of indirect reduction techniques for the treatment of fractures. *Clin. Orthop. Relat. Res*, **375**, 7-14.
- [47] LINDE F, SORENSEN HC (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J. Biomech*, **26(10)**, 1249-1252.
- [48] MALIZOS KN, PAPTAEODOROU LK (2005). The healing potential of the periosteum: molecular aspects. *Injury*, **36**, Suppl.3, S13-S19.
- [49] MATHON DH, MATHON V, BERNARDI S (2000). Ostéosynthèse d'alignement et montage combiné chez le chien : à propos d'un cas. *Revue Méd. Vét*, **151**, 821-828.
- [50] MATTHEWS SJ, NIKOLAOU VS, GIANNOUDIS PV (2008). Innovations in osteosynthesis and fracture care. *Injury*, **39(8)**, 827-838.
- [51] MCKIBBIN B (1978). The biology of fracture healing in long bones. *J. Bone Joint Surg. Br*, **60-B(2)**, 150-162.

- [52] MILLER DL, GOSWAMI T (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin. Biomechanics*, **22(10)**, 1049-1062.
- [53] MEYRUEIS JP, CAZENAVE A (2003). Consolidation des fractures. In *EMC – Rhumatologie Orthopédie*, **1(2)**, 138-162.
- [54] MEYRUEIS P, CAZENAVE A, ZIMMERMANN R (2004). Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures. In *EMC - Rhumatologie Orthopédie*, **1(1)**, 64-93.
- [55] MILES AW, GHEDUZZI S (2008). Basic biomechanics and biomaterials. *Surgery*, **27(2)**, 90-95.
- [56] PALMER RH (1999). Biological osteosynthesis. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract*, **29(5)**, 1171-1185.
- [57] PELKER RR et al. (1984). Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J. Orthop. Res*, **1(4)**, 405-411.
- [58] PERREN SM (2002). Evolution of the internal fixation of long bone fracture. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J. Bone Joint Surg. Br*, **84(8)**, 1093-1110.
- [59] PIERMATTEI DL, FLO GL (2006). Delayed union and nonunion. In *Handbook of small animal orthopedics and fracture repair*. 4e édition. Philadelphia : Saunders, 168-176.
- [60] PIERMATTEI DL, FLO GL, DECAMP CE (2009). *Manuel d'orthopédie et traitement des fractures des animaux de compagnie*. 4e édition. Paris : Med'com. 818 p. ISBN 978-2-35403-039-1.
- [61] RADASCH RM (1999). Biomechanics of bone and fractures. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract*, **29(5)**, 1045-1082.

- [62] RAHN BA (1982). Bone healing : histologic and physiologic concepts. In *Bone in clinical orthopaedics*. Philadelphia : Saunders, 335-386.
- [63] REMEDIOS A (1999). Bone and bone healing. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract*, **29(5)**, 1029-1044.
- [64] RICHARDSON EF, THATCHER CW (1993). Tibial fractures in cats. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet*, **15**, 383-394.
- [65] ROLLAND E, SAILLANT G (1995). La consolidation osseuse normale et pathologique. *Ann. Réadapt. Méd. Phys*, **38(5)**, 245-251.
- [66] ROZBRUCH RS et al. (1998). The evolution of femoral shaft plating technique. *Clin. Orthop. Relat Res*, **354**, 195-208.
- [67] RUBERTE J, SAUTET J (1998). *Atlas d'anatomie du chien et du chat - Volume 3 : Abdomen, bassin et membre pelvien*. Barcelone : Multimédica, 136 p, ISBN 84-923427-1-4.
- [68] RUEDI TP, MURPHY WM (2000). *AO Principles of fracture management*. New York : Thieme, 864 p, ISBN 978-3-13-117442-0.
- [69] SCHATZKER J (1995). Changes in AO/ASIF principles and methods. *Injury*, **26**, Suppl.2, B51-56.
- [70] SCHRIEFER JL et al. (2005). A comparison of mechanical properties derived from multiple skeletal sites in mice. *J. Biomech*, **38(3)**, 467-475.
- [71] SCHWANDT CS, MONTAVON PM (2005). Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, **18(3)**, 194-198.
- [72] SOMMER C et al. (2003). First clinical results of the locking compression plate (LCP). *Injury*, **34**, Suppl.2, B43-54.

[73] SOMMER C (2004). Locking compression plate loosening and plate breakage: a report of four cases. *J. Orthop. Trauma*, **18(8)**, 571-577.

[74] STOFFEL K et al. (2003). Biomechanical testing of the LCP - how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*, **34**, Suppl.2, B11-19.

[75] TAN SL, BALOGH ZJ (2009). Indication and limitations of locked plating. *Injury*, **40(7)**, 683-691.

[76] TURNER CH (1989). Yield behaviour of bovine cancellous bone. *J. Biomech. Eng.*, **111(3)**, 256-260.

[77] TURNER CH, BURR DB (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, **14(4)**, 595-608.

[78] WAGNER M (2003). General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, **34**, Suppl.2, B31-42.

[79] WILL R et al. (2011). Locking plates have increased torsional stiffness compared to standard plates in a segmental defect model of clavicle fracture. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, **131(6)**, 841-847.





**NOM : LOPEZ**

**Prénom : Thomas, Jean-Marc**

**TITRE** : Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin : étude biomécanique de l'intérêt du verrouillage des vis en torsion

**RESUME** : Dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires comminutives du tibia, via l'utilisation de plaques LCP, l'auteur se propose de comparer deux types de montages, le premier constitué de 6 vis bicorticales verrouillées et le second constitué de 6 vis bicorticales standard. L'étude a été réalisée sur 12 paires de tibias ovins. Les os appareillés (tibias gauches) et les os controlatéraux (tibias droits) ont été soumis à des tests quasi-statiques en torsion. La raideur angulaire extrinsèque a été mesurée, afin de déterminer l'influence du verrouillage des vis sur le comportement mécanique des divers montages.

Les résultats ont mis en évidence une moyenne des raideurs angulaires extrinsèques supérieure pour les montages verrouillés par rapport aux montages standard, mais la différence entre les deux modes de fixation s'avère non statistiquement significative.

Ces mêmes résultats ont montré l'absence de rupture des montages en torsion avec un couple maximal de 7 N.m.

**MOTS-CLES : OSTEOSYNTHESE - (LCP) LOCKING COMPRESSION PLATE - TORSION - TIBIA OVIN - VIS A TETE DE VERROUILLAGE**

---

**ENGLISH TITLE** : Osteosynthesis with locking plate in comminuted ovine tibial fracture : biomechanical study of the benefit of locking screws in torsion.

**ABSTRACT** : The author's purpose was to compare 2 different osteosynthesis with LCP plate paired either with 6 bicortical locking screws or 6 bicortical standard screws, used to repair comminuted tibial fractures. The 2 different constructs were applied on 12 ovine tibial pairs. Bone-plate constructs and contralateral bones were loaded in quasi-static torsion, with the extrinsic angular stiffness measured, in order to determine the influence of screw locking.

Extrinsic angular stiffness was higher in the locking group, but this difference was not statistically significant.

No implant failure was observed within maximal torque of 7 N.m.

**KEYWORDS : OSTEOSYNTHESIS - (LCP) LOCKING COMPRESSION PLATE - TORSION - OVINE TIBIA - LOCKING SCREW**